
Tesis doctoral

Efectes de la fibròlisi diacutània en la resposta neuromuscular i la mecanosensibilitat sobre els músculs de la cadena posterior de l'extremitat inferior en esportistes amb escurçament isquiosural.

Aïda Cadellans Arróniz



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

[ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

This doctoral thesis is licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Efectes de la fibròlisi diacutània en la resposta neuromuscular i la mecanosensibilitat sobre els músculs de la cadena posterior de l'extremitat inferior en esportistes amb escurçament isquiosural.

Autora: Aïda Cadellans Arróniz

TESIS DOCTORAL

Universitat Internacional de Catalunya, 2022

Directors:

Dr. Carlos López de Celis

Dr. Pere Ramón Rodríguez Rubio

Programa de doctorat en Ciències de la Salut.

Línia de recerca: Valoració i actuació de la fisioteràpia en el control del moviment.



Resum

Introducció. La fibròlisi diacutània és una tècnica de mobilització de teixit tou que s'utilitza per tractar alteracions del sistema musculoesquelètic, mitjançant uns ganxos que acaben amb una espàtula bisellada. Diferents estudis han demostrat que aquesta tècnica és efectiva per tractar diversos símptomes en diferents contextos clínics. La tècnica milloraria el lliscament entre els septes musculars, com a conseqüència del trencament de les possibles adhesions entre el teixit. S'ha hipotetitzat que l'equilibri de les tensions miofascials podria repercutir sobre la resposta neuromuscular, generant canvis en les propietats viscoelàstiques i contràctils del múscul, el que explicaria les millores clíniques observades. D'altra banda, les accions excèntriques s'han relacionat amb danys estructurals i pèrdua de força muscular. La musculatura isquiosural presenta una elevada taxa lesiva en esports que requereixen canvis de direcció sobtats, salts o esprints, que li fan actuar de manera excèntrica amb alts nivells d'activació. A més, la falta de longitud d'aquest grup muscular i la seva rigidesa basal també s'han considerat factors de risc de lesió.

Objectius. Revisar l'evidència existent sobre l'efectivitat de la fibròlisi diacutània en la disminució dels símptomes relacionats amb els desordres musculoesquelètics. Conèixer quins són els paràmetres de resposta neuromuscular que presenten els canvis més rellevants després d'una sola aplicació de la fibròlisi diacutània. Avaluar els efectes immediats (T1) i al cap de 30 minuts (T2) d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la resposta neuromuscular i la mecanosensibilitat de musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Mètodes. S'han realitzat tres estudis: **1)** Revisió sistemàtica i metanàlisi sobre l'efectivitat de la fibròlisi diacutània per millorar el dolor, el rang de moviment (ROM) i la funció en desordres musculoesquelètics, en comparació amb el tractament de fisioteràpia convencional, **2)** Assaig clínic aleatoritzat (n=66) per avaluar les propietats viscoelàstiques (miotonomètria), propietats contràctils (tensiomiografia) i mecanosensibilitat (algometria), **3)** Assaig clínic aleatoritzat (n=66) per avaluar la longitud isquiosural (test d'extensió passiva del genoll) i flexibilitat (Modified back saver sit and reach test), la força isomètrica (dinamometria) i l'activitat elèctrica del múscul (electromiografia de superfície) durant el salt en contramoviment (My Jump 2). Es van incloure esportistes amb escurçament isquiosural

(test d'extensió passiva de genoll < 160). Als estudis 2 i 3 es van aleatoritzar les extremitats en dos grups. El grup experimental va rebre una sessió de fibròlisi diacutània mentre que el grup control no va rebre cap tractament.

Resultats. Estudi 1. Es van avaluar un total de 6 estudis ($k=0.85$). La qualitat metodològica va ser alta (9.3 escala PEDro) i el risc de biaix, baix. A la síntesi quantitativa, la variable dolor va obtenir una diferència de mitjanes estandarditzada (DMS) agrupada de -0.58 (95%IC, -1.12, -0.04) a curt termini i una DMS agrupada de -0.63 (95%IC, -1.21, -0.05) a llarg termini. La variable funció una DMS de -1.02 (95%IC, -1.67, -0.36) a curt termini i una DMS de -0.84 (95%IC, -1.54, -0.14) a llarg termini. No es va poder fer la síntesi quantitativa per a la variable ROM. **Estudi 2.** Es van obtenir disminucions estadísticament significatives ($p<0.05$) de la rigidesa del gluti major i del to i la rigidesa del múscul bíceps femoral a favor del grup experimental al T1. Al T2 va augmentar la relaxació del bíceps femoral del grup experimental en comparació amb el control ($p<0.05$). No hi va haver diferències entre grups per a les propietats contràctils ni la mecanosensibilitat. **Estudi 3.** Es va trobar un augment de la longitud del bíceps femoral al T2 i de la força del gluti al T1 i al T2 a favor del grup experimental ($p<0.05$). No hi va haver canvis en la flexibilitat, la força isquiosural o l'activitat elèctrica durant el salt en contramoviment entre els dos grups.

Conclusions. La fibròlisi diacutània combinada amb el tractament convencional de fisioteràpia és una tècnica efectiva per a la disminució del dolor i la millora de la funció, immediatament després de la seva aplicació i al seguiment a llarg termini, per als desordres musculoesquelètics inclosos a la revisió. Una sola sessió de fibròlisi diacutània d'acord amb el protocol aplicat genera canvis sobre les propietats viscoelàstiques musculars (rigidesa del gluti major i to i rigidesa bíceps femoral), la longitud isquiosural i la força del gluti major en esportistes amb escurçament isquiosural.

Abstract

Introduction. Diacutaneous fibrolysis is a soft tissue mobilization technique used to treat musculoskeletal disorders by means of hooks ending with a bevelled spatula. Studies have shown symptoms improvements in different clinical contexts. This technique seems to improve the sliding between the muscular septa by breaking the possible adhesions between the tissues. It has been hypothesized that the myofascial tensions balance may have an impact on the neuromuscular response by changing muscle viscoelastic and contractile properties, thus explaining the clinical improvements observed. On the other and, eccentric actions are related to structural damage and muscle strength loss. Hamstrings have shown a high injury rate in sports where sudden direction changes, jumps or sprints are involved, which cause that hamstrings need to act eccentrically and with high muscular activation levels. Also, reduced hamstring length and hamstring basal stiffness are considered injury risk factors.

Objectives. To review the existing evidence on the effectiveness of diacutaneous fibrolysis on the reduction of symptoms in musculoskeletal disorders. To determine which of the neuromuscular response parameters show the most relevant changes after a single diacutaneous fibrolysis session. To evaluate the immediate (T1) and 30 minutes after (T2) effects of a single diacutaneous fibrolysis session on the neuromuscular response and the mechanosensitivity of hamstring and gluteus maximus muscles in athletes with hamstring shortening.

Methods. Three studies were conducted: **1)** Systematic review and meta-analysis on the effectiveness of diacutaneous fibrolysis to improve pain, range of motion (ROM) and function in musculoskeletal disorders, compared to conventional physiotherapy treatment, **2)** Randomized clinical trial (n=66) to evaluate the effectiveness of diacutaneous fibrolysis on viscoelastic properties (myotonometry), contractile properties (tensiomiography) and mechanosensitivity (algometry), **3)** Randomized clinical trial (n=66) to evaluate the effectiveness of diacutaneous fibrolysis on hamstring length (passive knee extension test) and flexibility (Modified-back-saver-sit-and-reach-test), isometric strength (dynamometry) and muscle electrical activity (surface electromyography) during countermovement jump (My Jump 2). Athletes with hamstring shortening (passive knee extension test<160) were included. In studies 2 and 3 the limbs were randomized into two groups. The experimental

group received a single diacutaneous fibrolysis session and the control group received no treatment.

Results. Study 1. Six studies were evaluated ($k=0.85$). Their methodological quality was high (9.3 PEDro scale) and their risk of bias was low. In the quantitative synthesis, the pain variable showed a pooled standardized mean difference (SMD) -0.58 (95%IC, -1.12 to -0.04) in the short term and a pooled SMD of -0.63 (95%IC, -1.21 to -0.05) in the longest follow up. The function variable had an SMD of -1.02 (95%IC, -1.67 to -0.36) in the short term and an SMD of -0.84 (95%IC, -1.54 to -0.14) in the longest follow up. It was not possible to perform quantitative synthesis for the ROM variable. **Study 2.** Statistically significant decreases ($p<0.05$) were obtained in gluteus maximus stiffness and in biceps femoris tone and stiffness, favouring the experimental group at T1. At T2, the biceps femoris relaxation increased in the experimental group compared to the control group ($p<0.05$). There were no differences between groups for contractile properties or mechanosensitivity. **Study 3.** Statistically significant increases ($p<0.05$) were obtained in biceps femoris length at T2 and in gluteus maximus strength at T1 and T2 favouring the experimental group. There were no differences between the two groups in flexibility, hamstring strength or electrical activity during the countermovement jump.

Conclusions. Diacutaneous fibrolysis combined with conventional physiotherapy treatment is an effective technique for pain reduction and function improvement, immediately after its application and at long-term follow-up, for the musculoskeletal disorders included in the review. According to the protocol applied, a single diacutaneous fibrolysis session generates changes on viscoelastic muscle properties (gluteus maximus stiffness and biceps femoris length and stiffness), hamstring length and gluteus maximus strength, in athletes with hamstring shortening.

Resumen

Introducción. La fibrólisis diacutánea es una técnica de movilización de tejido blando que se utiliza para tratar alteraciones del sistema músculo-esquelético, mediante unos ganchos que acaban con una espátula biselada. Diferentes estudios han demostrado que esta técnica es efectiva para tratar varios síntomas en distintos contextos clínicos. La técnica mejoraría el deslizamiento entre los tabiques musculares, como consecuencia de la rotura de las posibles adherencias entre el tejido. Se ha hipotetizado que el equilibrio de las tensiones miofasciales podría repercutir sobre la respuesta neuromuscular, generando cambios en las propiedades viscoelásticas y contráctiles del músculo, lo que explicaría las mejoras clínicas observadas. Por su parte, las acciones excéntricas se han relacionado con daños estructurales y pérdida de fuerza muscular. La musculatura isquiosural presenta una elevada tasa lesiva en deportes que requieren cambios de dirección repentinos, saltos o sprints, que le hacen actuar de forma excéntrica con altos niveles de activación. Además, la falta de longitud de este grupo muscular y su rigidez basal también se han considerado factores de riesgo de lesión.

Objetivos. Revisar la evidencia existente sobre la efectividad de la fibrólisis diacutánea en la disminución de los síntomas relacionados con los desórdenes músculo-esqueléticos. Conocer cuáles son los parámetros de respuesta neuromuscular que presentan los cambios más relevantes después de una sola aplicación de la fibrólisis diacutánea. Evaluar los efectos inmediatos (T1) y al cabo de 30 minutos (T2) de una sola sesión de fibrólisis diacutánea sobre la respuesta neuromuscular y la mecanosensibilidad de musculatura isquiosural y del glúteo mayor, en deportistas con acortamiento isquiosural.

Métodos. Se han realizado tres estudios: **1)** Revisión sistemática y metanálisis sobre la efectividad de la fibrólisis diacutánea para mejorar el dolor, el rango de movimiento (ROM) y la función en desórdenes musculoesqueléticos, en comparación con el tratamiento de fisioterapia convencional, **2)** Ensayo clínico aleatorizado (n=66) para evaluar las propiedades viscoelásticas (miotonometría), propiedades contráctiles (tensiomiografía) y mecanosensibilidad (algometría), **3)** Ensayo clínico aleatorizado (n=66) para evaluar la longitud isquiosural (test de extensión pasiva de la rodilla) y flexibilidad (Modified-back-saver-sit-and-reach-test), la fuerza isométrica (dinamometría) y la actividad eléctrica del músculo (electromiografía de superficie) durante el salto en contramovimiento (My Jump

2). Se incluyeron deportistas con acortamiento isquiosural (test de extensión pasiva de rodilla < 160). En los estudios 2 y 3 se aleatorizaron las extremidades en dos grupos. El grupo experimental recibió una sesión de fibrólisis diacutánea mientras que el grupo control no recibió tratamiento.

Resultados. Estudio 1. Se evaluaron un total de 6 estudios ($k=0.85$). La calidad metodológica fue alta (9.3 escala PEDro) y el riesgo de sesgo, bajo. En la síntesis cuantitativa, la variable dolor obtuvo una diferencia de medias estandarizada (DMS) agrupada de -0.58 (95%IC, -1.12, -0.04) a corto plazo y una DMS agrupada de -0.63 (95%IC, -1.21, -0.05) a largo plazo. La variable función obtuvo una DMS de -1.02 (95%IC, -1.67, -0.36) a corto plazo y una DMS de -0.84 (95%IC, -1.54, -0.14) a largo plazo. No se pudo realizar la síntesis cuantitativa para la variable ROM. **Estudio 2.** Se obtuvieron disminuciones estadísticamente significativas ($p<0.05$) de la rigidez del glúteo mayor y del tono y la rigidez del bíceps femoral a favor del grupo experimental en el T1. En el T2 aumentó la relajación del bíceps femoral del grupo experimental en comparación con el control ($p<0.05$). No hubo diferencias entre grupos para las propiedades contráctiles ni la mecanosensibilidad. **Estudio 3.** Se encontró un aumento de la longitud del bíceps femoral en el T2 y de la fuerza del glúteo en el T1 y en el T2 a favor del grupo experimental ($p<0.05$). No hubo cambios en la flexibilidad, la fuerza isquiosural o la actividad eléctrica durante el salto en contramovimiento entre ambos grupos.

Conclusiones. La fibrólisis diacutánea combinada con el tratamiento convencional de fisioterapia es una técnica efectiva para la disminución del dolor y la mejora de la función, inmediatamente después de su aplicación y al seguimiento a largo plazo, para los desórdenes músculo-esqueléticos incluidos en la revisión. Una sola sesión de fibrólisis diacutánea de acuerdo con el protocolo aplicado genera cambios sobre las propiedades viscoelásticas musculares (rigidez del glúteo mayor y tono y rigidez bíceps femoral), la longitud isquiosural y la fuerza del glúteo mayor en deportistas con acortamiento isquiosural.

Índex de contingut

| | |
|--|----|
| Resum..... | 1 |
| Abstract..... | 3 |
| Resumen | 5 |
| Índex de contingut..... | 7 |
| Llista d'imatges | 10 |
| Glossari..... | 12 |
| 1. Introducció..... | 15 |
| 2. Problema d' investigació..... | 25 |
| 3. Justificació | 27 |
| 4. Marc Conceptual | 29 |
| 4.1. Tècniques de mobilització de teixit assistides instrumentalment..... | 29 |
| 4.1.1. Descripció | 29 |
| 4.1.2. Origen..... | 29 |
| 4.1.3. Efectes terapèutics..... | 30 |
| 4.1.4. Tipus de tècniques i evolució | 32 |
| 4.2. Fibròlisi diacutània..... | 36 |
| 4.2.1. Definició..... | 36 |
| 4.2.2. Context històric i evolució..... | 36 |
| 4.2.3. Aplicació de la Fibròlisi diacutània | 37 |
| 4.2.5. Evidència científica de la Fibròlisi Diacutània | 43 |
| 4.3. La resposta neuromuscular | 49 |
| 4.4. Elements que integren la Resposta Neuromuscular i mètodes d'avaluació | 52 |
| 4.4.1. Viscoelasticitat del teixit. Miotonometria..... | 52 |
| 4.4.2. Característiques contràctils del teixit muscular. Tensiomiografia..... | 57 |
| 4.4.3. Mecanosensibilitat. Algometria..... | 63 |
| 4.4.4. Longitud i Flexibilitat isquiosural. Mètodes d'avaluació indirecte | 66 |
| 4.4.5. Activitat elèctrica del múscul. Electromiografia de superfície..... | 69 |
| 4.4.6. Rendiment extremitats inferiors. El salt en contramoviment..... | 72 |
| 4.5. Dany muscular induït per l'exercici | 75 |
| 4.6. Musculatura isquiosural..... | 77 |
| 4.6.1. Descripció anatòmica i biomecànica | 77 |

| | |
|---|-----|
| 4.6.2. Epidemiologia lesió isquiosural | 79 |
| 4.6.3. Mecanisme lesiu..... | 79 |
| 4.6.4. Factors de risc | 80 |
| 5. Hipòtesis generals | 85 |
| 6. Objectius generals | 87 |
| 7. Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi..... | 91 |
| 7.1. Objectius | 91 |
| 7.2. Material i mètodes | 91 |
| 7.3. Resultats | 95 |
| 7.3.1. Troballes destacades | 96 |
| 7.3.2. Article 1. Versió acceptada per a publicació | 101 |
| 8. Projecte 2. Assaig Clínic Aleatoritzat. Resposta Neuromuscular Passiva | 121 |
| 8.1. Hipòtesis | 121 |
| 8.2. Objectius | 122 |
| 8.3. Material i mètodes | 123 |
| 8.4. Resultats | 131 |
| 8.4.1. Troballes destacades | 132 |
| 8.4.2. Article 2. Versió acceptada per a publicació | 135 |
| 9. Projecte 3. Assaig Clínic Aleatoritzat. Resposta Neuromuscular Activa | 151 |
| 9.1. Hipòtesis | 151 |
| 9.2. Objectius | 152 |
| 9.3. Material i mètodes | 153 |
| 9.4. Resultats | 159 |
| 9.4.1 Troballes destacades | 159 |
| 10. Discussió | 161 |
| 10.1. Discussió qualitativa general de la Revisió sistemàtica | 163 |
| 10.2. | 164 |
| 10.3. Discussió dels resultats sobre el Rang de moviment | 170 |
| 10.4. Discussió dels resultats sobre la Funció | 177 |
| 11. Limitacions generals..... | 181 |
| 12. Futures línies d'investigació..... | 183 |
| 13. Conclusions..... | 185 |
| 14. Annexes..... | 189 |

| | |
|---|-----|
| Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi | 189 |
| Annex 1. Figure 2. Risk of Bias summary..... | 189 |
| Annex 2. Figure 3. Risk of Bias graph..... | 190 |
| Annex 3. Table 1. Keywords used for search strategy | 190 |
| Annex 4. Table 3. PEDro scale..... | 191 |
| Annex 5. Search Strategies | 191 |
| Annex 6. Usual physiotherapy treatment..... | 192 |
| Annex 7. Carta d'aprovació del Comitè d'Ètica de Recerca..... | 193 |
| Projecte 2 i 3. Assaigs clínics aleatoritzats | 193 |
| Annex 8. Informació al participant | 194 |
| Annex 9. Consentiment informat. | 197 |
| Annex 10. Article 3. Versió enviada. | 199 |
| 15. Bibliografia..... | 225 |

Llista d'imatges

| | |
|---|-----|
| Imatge 1. Gua sha..... | 30 |
| Imatge 2. Estrígil | 30 |
| Imatge 3. Instruments Graston | 34 |
| Imatge 4. Instruments Astym..... | 35 |
| Imatge 5. Instruments fibròlisi diacutània..... | 37 |
| Imatge 6. A) Tècnica clàssica gluti major. B) Tècnica de tracció semitendinós..... | 39 |
| Imatge 7. A) Tècnica en estrella al punt de màxima del gluti major. B) Tècnica de rascat llavi superior cresta ilíaca. | 40 |
| Imatge 8. A) Tècnica de bombeig i B) Tècnica longitudinal al semitendinós..... | 41 |
| Imatge 9. Sistema d'absorció dinàmica multi-micro-vacuolar de col·lagen. | 44 |
| Imatge 10. Miotonòmetre MyotonPRO | 53 |
| Imatge 11. Esquema del funcionament del transductor de la TMG..... | 58 |
| Imatge 12. Diagrama dels intervals desplaçament-temps generat per la TMG..... | 60 |
| Imatge 13. Avaluació de les propietats viscoelàstiques del múscul semitendinós, mitjançant la miotonometria..... | 127 |
| Imatge 14. Avaluació de les propietats contràctils del múscul gluti major, mitjançant la tensiomiografia..... | 127 |
| Imatge 15. Avaluació de la mecanosensibilitat del múscul gluti major, mitjançant l'algometria..... | 128 |

| | |
|---|-----|
| Imatge 16. A) Avaluació de la longitud isquiosural mitjançant el test d'extensió passiva de genoll. B) Avaluació de flexibilitat isquiosural i part baixa de l'esquena mitjançant el BSSRT..... | 154 |
| Imatge 17. A) Col·locació dels elèctrodes per a l'avaluació de l'activitat elèctrica muscular. B) Avaluació de la força isquiosural d'acord amb (CVM isomètrica) mitjançant dinamometria. | 155 |
| Imatge 18. Salt en contramoviment per a l'avaluació de l'activitat elèctrica en acció muscular dinàmica. | 156 |

Glossari

| | | | |
|---------|--|-------|--|
| ACA | Assaig clínic aleatoritzat | VRS | Escala de qualificació verbal del dolor |
| BSSR | Back saver sit and reach | NRPS | Escala numèrica del dolor |
| BF | Bíceps femoral | EVA | Escala visual analògica |
| cm | Centímetres | FD | Fibròlisi diacutània |
| CCI | Coeficient de correlació interclasse | FR | Foam roller |
| CV | Coeficient de variació | Hz | Hertz |
| Vo2 màx | Consum màxim d'oxigen | IMC | Índex de massa corporal |
| CVM | Contracció voluntària màxima | IC | Interval de confiança |
| CMJ | Countermovement jump | IS | Isquiosural |
| Dm | Desplaçament radial màxim | LCA | Lligament encreuat anterior |
| DMS | Diferència de mitjanes estandarditzada | MA | Metanàlisi |
| DASH | Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand | mA | Mil.liampers |
| EMG | Electromiografia | ms | Mil.lisegons |
| EMGs | Electromiografia de superfície | MTTAI | Mobilització del teixit tou assistida instrumentalment |
| ELC | Epicondilàlgia lateral crònica | MBSSR | Modified Back Saver sit and Reach |

| | | | |
|--------|--|---------|---|
| N | Newtons | STC | Síndrome del túnel carpia |
| NRPS | Numerical rating pain scale | SRT | Sit and reach test |
| PKE | Passive Knee extension | SENIAM | Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles |
| PEDro | Physiotherapy evidence database | Tc | Temps de contracció |
| PRISMA | Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses | Td | Temps de reacció |
| PGM | Punts gallet miofascials | Tr | Temps de relaxació |
| ROM | Rang de moviment | Ts | Temps de sustentació |
| RNM | Resposta neuromuscular | TMG | Tensiomiografia |
| RS | Revisió sistemàtica | Vc | Velocitat de contracció |
| RSMA | Revisió sistemàtica i metanàlisi | VAS | Visual analogue scale |
| RMS | Root mean square | Vo2 max | Volum d'oxigen màxim |
| SM | Semimembranós | Wmàx | Força màxima |
| ST | Semitendinós | | |

1. Introducció

En aquest primer capítol es descriurà el context en el que s'enquadra el treball científic, mencionant les bases teòriques que fonamenten els principals conceptes emprats i que seran àmpliament desenvolupades en els propers capítols. També es presentarà el problema d'investigació i s'exposaran les raons que han motivat el seu plantejament, justificant així la seva realització.

La fibròlisi diacutània (FD), segons l'Associació Espanyola de Fibròlisi Diacutània, es defineix com aquella "intervención específica instrumental para normalizar la función del sistema musculoesquelético, tras un diagnóstico preciso y conservando la integridad de la piel" (sic). Es considera un "método de tratamiento de las algias mecánicas del aparato locomotor por la destrucción de adherencias y corpúsculos irritativos interaponeuroticos mediante unos ganchos aplicados sobre la piel" (sic) (1). Va ser desenvolupada pel fisioterapeuta suec Kurt Ekman durant els anys 70, considerant-la una evolució del massatge transvers profund de Cyriax (2).

El massatge transvers profund o mobilització per fricció transversa profunda de Cyriax s'aplica al lloc exacte de la lesió, mitjançant una mobilització per fricció digital i de manera transversa a l'estructura lesionada (músculs, tendons i/o lligaments lesionats) per tal d'aconseguir els diferents efectes terapèutics (3). Ekman va observar que la tècnica de Cyriax no era capaç d'arribar a les adherències que se situaven més profundament, així com una falta de precisió per la seva aplicació digital (4).

La FD és una tècnica fisioterapèutica que s'utilitza per tractar afectacions de l'aparell locomotor, que cursen amb dolor, restricció del moviment o funcionalitat (5) derivades de la formació d'adherències en el teixit, com a conseqüència d'un traumatisme, una fibrosi cicatricial post-quirúrgica o àlgies inflamatòries de l'aparell locomotor (1). Quan els elements estructurals de l'aparell locomotor estan units des d'un punt de vista físic i funcional, el que es considera una adherència, la normalitat biomecànica i neurofisiològica del teixit es veu afectada (1). Les adherències es poden classificar en tres tipus segons el seu origen: les adherències cicatricials, que poden tenir un origen post quirúrgic o post traumàtic, adherències biomecàniques, per híper-sol·licitació d'una zona muscular determinada, o metabòliques, per acumulació de metabòlits.

La forma de treball mitjançant la FD es considera no simptomàtica, per això l'abordatge del tractament s'aplica de manera centrípeta, respectant la relació anatòmica del teixit amb el focus de dolor, des d'un punt de vista mecànic, circulatori i nerviós, quan aquest hi és present (1). L'execució de la tècnica comporta tres fases successives: la primera, *la palpació digital* amb l'objectiu de delimitar d'una forma àmplia la zona a tractar, a continuació es realitza la *palpació instrumental*, que permet localitzar amb precisió les fibres conjuntives adherents del teixit i, finalment, es realitza la *fibròlisi* on s'aplica una tracció suplementària mitjançant un ganxo, per alliberar els plans tissulars de les possibles adherències (1,4).

Diferents estudis hipotetitzen que el principal mecanisme d'acció de la FD podria ser mecànic (6,7), i que permetria alliberar les possibles adherències entre els diferents plans de lliscament tissulars com ara els músculs, l'aponeurosi, tendons i altres amb bons resultats clínics (5,7,8) tot i que també s'han observat efectes circulatoris i reflexes (9). A nivell muscular, es creu que l'aplicació transversal de la tècnica pot reorientar la posició de les fibres extra i intra fusals (1,10,11). Aquest equilibri de les tensions miofascials sembla que podria afavorir la circulació, millorant el trofisme muscular i les propietats viscoelàstiques i contràctils del múscul, factors implicats en la resposta neuromuscular (RNM) (1,12).

La RNM, també anomenada funció neuromuscular, es defineix com el conjunt de propietats biomecàniques i viscoelàstiques del teixit muscular i fascial, que preparen al múscul per un treball mecànic, en resposta a les indicacions del sistema muscular i nerviós (13). Els paràmetres obtinguts a través de l'avaluació de la RNM, són útils per examinar l'estat del teixit, els efectes d'una lesió, d'una intervenció, o la resposta a un programa d'entrenament així com per monitoritzar el rendiment esportiu (14,15).

Existeixen diferents instruments per avaluar els elements que componen la RNM. La elastografia o elastosonografia s'ha utilitzat per estudiar la rigidesa del teixit en estat actiu o passiu així com la força muscular, a través de la tecnologia ultrasònica. Destaca perquè permet aïllar l'efecte que té la rigidesa sobre el complex miotendíneu, respecte d'altres paràmetres electrofisiològics com ara la velocitat de propagació del potencial d'acció de la unitat motora o per la seva capacitat d'estimar localment l'elasticitat dels teixits (16). De totes les seves modalitats se'n destaquen dues com a exponents més importants en aquest camp: l'elastografia transitòria i el Supersonic Shear Imaging (17). No obstant, el seu alt cost suposa un dels seus principals inconvenients i, respecte a la força, no és capaç de quantificar-la de manera directa, sinó que únicament mesura els seus canvis (18). Un altre dispositiu que permet avaluar les propietats mecàniques del teixit múscul esquelètic és la mecanomiografia. La resposta mecanomiogràfica és registrada a la superfície de la pell a través dels canvis dimensionals de les fibres musculars actives durant la contracció activa voluntària (o elèctrica), mitjançant una sèrie de transductors que poden ser piezoelèctrics, micròfons o acceleròmetres, que registren les oscil·lacions musculars relacionades amb les unitats motores durant la contracció. La literatura però, indica que la interpretació dels resultats electromiogràfics poden ser una limitació important, donat que existeixen diferents

factors confusorts que s'han de tenir en compte (19). Diferències entre la pressió intra muscular i la temperatura, especialment el refredament, alteren de manera significativa l'amplitud del senyal i el contingut de la freqüència electromiogràfica (19).

Durant els últims anys s'ha utilitzat la miotonometria i la tensiomiografia, per l'avaluació de la RNM, les quals mesuren les propietats viscoelàstiques (20) i contràctils (21) del teixit musculoesquelètic, sense la participació del pacient. Ambdues es consideren vàlides i fiables i han estat emprades en nombrosos estudis anteriorment (22–24). Són dispositius portàtils que destaquen pel seu caràcter no invasiu, la seva rapidesa executiva i el seu cost accessible. A més, no requereixen d'un anàlisi ni filtrat laboriós després del seu processament.

El concepte d'elasticitat i rigidesa del teixit no és nou dins el context de l'avaluació clínica i, habitualment, s'exploren a través de la palpació manual. Durant aquesta palpació es deforma el teixit i l'explorador percep les variacions d'elasticitat. La pressió manual que s'exerceix es considera un estres mecànic generat al teixit i aquest estres dependrà de les propietats viscoelàstiques del teixit (22). És sabut que les tècniques de mobilització de teixit com ara és el massatge (25) o l'aplicació d'estiraments (26) poden modificar les propietats viscoelàstiques del múscul. Estudis clínics recents apunten millores de mobilitat articular (ROM) després de la FD (27) que creiem que es podrien deure a una disminució de la rigidesa o la una millora de flexibilitat muscular post tècnica.

L'avaluació de la flexibilitat de la musculatura isquiosural i la part baixa de l'esquena ha estat origen de controvèrsia, per la varietat de proves emprades però també per determinar quins són els límits de normalitat (28). Les proves utilitzades habitualment són el Sit-and-reach test (SRT) clàssic, SRT modificat, el back-saver SRT (BSSR) i aquest últim modificat (MBSSR). Encara que totes elles han presentat un alt nivell fiabilitat ($0.89 \leq r \leq 0.98$) s'ha demostrat que el MBSSR, presenta una major validesa que la resta (29,30) i per això es considera una prova d'elecció per a la flexibilitat de la musculatura IS i la part baixa de l'esquena. És una prova pràctica que requereix d'un temps mínim de preparació i equipament i sembla ser més còmoda i segura que la resta (31). Un estudi va correlacionar els resultats obtinguts mitjançant tres proves d'avaluació de la flexibilitat IS: Sit and Reach test, Stant and reach test, passive knee extension i passive straight leg raise test conclouent que els dos primers es podien utilitzar de manera indiferent (31). En canvi, el test passiu

d'extensió de genoll (PKE, de l'anglès passive knee extension) és una prova fiable (CCI=0.99), de les més utilitzades per l'avaluació passiva de la longitud IS que, a diferència de les anteriors, implica un moviment mínim de la pelvis, permetent una avaluació més analítica del múscul (32).

La sobre carrega muscular o la rigidesa del teixit poden anar a associades a un augment de la mecanosensibilitat. De fet, diferents tècniques de mobilització de teixit manuals, com ara el massatge transvers profund o el massatge de descarrega es veuen limitades en la seva profunditat pel grau de molèstia que poden generar en un teixit muscular contracturat, rígid o híper sol·licitat com és el cas dels esportistes.

La disminució del dolor ha estat una variable estudiada en diferents estudis clínics que apliquen la FD. S'han observant millores en patologies com l'espatlla dolorosa (6), síndrome de dolor femoropatelar (33), síndrome subacromial (27), epicondilàlgia lateral crònica (8) o síndrome del túnel carpià (5). La majoria d'ells, i en la literatura en general, s'avalua el dolor o l'efecte hipoalgèsic a través de l'escala visual analògica (34) o l'escala numèrica del dolor (NRPS) encara que en nombrosos estudis també s'ha utilitzat l'algometria mitjançant el lliandar del dolor a la pressió dels punts gallet miofascials (PGM) (9,35–37). L'algòmetre s'ha utilitzat en estudis anteriors per indicar la sensibilitat nociceptiva o la hipersensibilitat nociceptiva generalitzada (19). És un dispositiu fàcilment accessible i el mètode ha presentat una alta fiabilitat inter observador ($r=0,8$)(38). Quantifica la mecanosensibilitat aplicant un estímul de compressió progressiva sobre un punt localitzat en el cos, que solen ser els PGM (39). Encara que existeixen nombrosos estudis que avaluen els efectes hipoalgèsics de les tècniques de mobilització de teixit en contextos clínics dolorosos, no s'ha trobat cap estudi que avaluï si existeixen canvis sobre la mecanosensibilitat en el teixit mobilitzat. Creiem que la FD es una tècnica instrumental capaç d'abastir teixits d'una manera més profunda que altres tècniques manuals i per això considerem interessant l'estudi d'aquest paràmetre en un context esportiu, on no s'hagi declarat la presència activa de nocicepció, derivada d'una patologia concomitant. A més ens permetrà determinar d'una forma més aïllada el grau de mecanosensibilitat del teixit de la mostra però també si l'aplicació de la tècnica genera algun canvi en aquest sentit.

La magnitud de la força muscular així com l'activitat elèctrica durant la seva acció són característiques relacionades amb les capacitats contràctils del múscul, en el marc de la

seva capacitat de RNM (21). La força muscular es defineix com la capacitat d'un múscul o grup muscular per generar tensió i una força resultant durant un esforç màxim, dinàmic o estàtic, respecte les exigències que se li imposen. És la qualitat física que permet vèncer o oposar-se a una força externa. Segons el tipus de contracció i la resistència superada, es classifiquen en força isomètrica (on existeix tensió muscular, sense moviment ni escurçament de les fibres musculars, per no vèncer cap resistència) i força muscular isotònica, on sí es requereix del desplaçament de les fibres musculars (40). Si implica un escurçament muscular s'anomena concèntrica, i excèntrica quan es tracta d'un allargament (41). En ambdós casos es requereix de un correcte lliscament entre les fibres musculars durant la contracció però també entre els diferents músculs confrontats.

Una de les formes més objectives per quantificar la força muscular en condicions dinàmiques, és la dinamometria isocinètica. Es considera el *Gold Standard* per avaluar la força muscular i el rendiment amb una alta fiabilitat (CCI = 0.99-1.00)(42). Presenta diferents avantatges com el fet d'aïllar grups musculars per a cada prova (41). Per contra, és de difícil portabilitat, té un cost elevat i requereix un ampli espai físic i un avaluador experimentat (43). En canvi, el dinamòmetre manual s'utilitza a la pràctica clínica per avaluar la força isomètrica del múscul com a alternativa al dinamòmetre isocinètic i permet identificar diferents canvis en la força muscular. Es tracta d'un dispositiu precís, portàtil i que proporciona una avaluació ràpida de la força muscular a un baix cost, pel que ha anat augmentat el seu ús a la pràctica clínica (43). Està dissenyat per ajudar al diagnòstic, pronòstic i seguiments dels tractaments dels trastorns musculoesquelètics i obté els valors de força en kilograms o Newtons. Ha demostrat una bona fiabilitat sobre la força en extremitat superior i inferior (44) i ha estat utilitzat en diferents estudis per avaluar la força isomètrica o per obtenir valors de referència en adults sans (45).

A banda de la quantitat de força, l'anàlisi de l'activitat elèctrica del múscul durant la seva activació també ha estat objecte d'estudi. La electromiografia de superfície (EMGs) es considera una extensió de l'exploració física que avalua la integritat del sistema motor, mitjançant el registre de l'activitat elèctrica muscular d'un cos en moviment, tot i que també s'aplica sobre musculatura implicada en contextos més estàtics com el control postural. La EMGs permet conèixer si un múscul està actiu o inactiu així com el grau d'activitat, la interacció amb altres músculs (46) o per quantificar la producció de força i la contribució relativa dels grups musculars en realitzar una activitat determinada. Registra el senyal

elèctric dels músculs en resposta a una contracció muscular controlada pel sistema nerviós i representa les propietats anatòmiques i fisiològiques del múscul (47). Té diverses aplicacions clíniques, de recerca i, dins l'àmbit de l'esport, s'ha utilitzat pel tractament de biofeedback però també per avaluar l'eficàcia de diferents mètodes d'entrenament sobre la RNM (48). Ha mostrat una excel·lent validesa en diferents músculs com ara el bíceps braquial ($r=0,78$) o el recte femoral ($r=0,75$) així com una alta fiabilitat ($CCI=0,985-0,994$ i $CCI=0,948-0,981$, respectivament) (49).

Les accions musculars avaluades solen ser dinàmiques i poden estar associades a proves funcionals que complementarien la informació proporcionada pel registre electromiogràfic. El rendiment de les extremitats inferiors ha estat relacionat amb diferents proves de salt vertical, concretament amb el salt en contramoviment (CMJ)(50,51). S'utilitza també per controlar el sobreentrenament en esportistes però també per avaluar la capacitat funcional o risc de caiguda en poblacions d'edat avançada (52). Es considera un indicador directe de la força muscular explosiva de les extremitats inferiors i també ha estat utilitzat per l'avaluació de l'amplitud de moviment (53). Els mètodes de referència per l'anàlisi del salt són a través de gravacions de vídeo, avaluant el centre de masses o mitjançant les plataformes de força, registrant la força de reacció durant el salt (54,55). Però l'accés limitat als laboratoris biomecànics o el cost elevat d'aquests instruments fan difícil el seu ús pels treballs de camp i, a més, presenten una alta dificultat d'extracció de dades. Per això s'han creat altres dispositius més assequibles com ara les estores de contacte, sistemes de registre de velocitats com els acceleròmetres o bé transductors de posició lineal (54). No obstant, les dades obtingudes amb aquests dispositius es poden veure alterades per factors com ara el mètode que s'hagi utilitzat per calcular el salt, el tipus de salt o la massa corporal del participant i, encara que existeix discrepància a la literatura, s'han considerat poc fiables i vàlides (54)(56).

Un nou enfocament per mesurar diferents tipus de salts d'una manera fiable i assequible ha estat mitjançant l'ús de les aplicacions mòbils. My Jump, és una aplicació mòbil que utilitza l'anàlisi del fotograma de la càmera del dispositiu per calcular diferents paràmetres del salt com el temps de vol o l'alçada (55). Estudis recents han trobat una concordança gairebé perfecte entre la plataforma de força i l'aplicació ($r=0,99$) (55), amb independència el tipus de salt o del sexe del subjecte, així com una excel·lent fiabilitat inter observador (54). Ha estat utilitzat en múltiples estudis tan pel control del rendiment físic dels entrenaments en

esportistes, com per l'avaluació dels efectes terapèutics sobre el rendiment esportiu, com per exemple el massatge post entrenament en corredors (56,57).

La presència d'adherències en el teixit sembla manifestar-se clínicament per la modificació de la biomecànica muscular, afectant així la seva la funció contràctil (1). Estudis clínics recents han demostrat millores sobre la força de grip en pacients amb epicondilàlgia lateral crònica (8) millores de la funcionalitat en pacients amb dolor anterior del genoll (33), després de rebre el tractament de FD. Per això, a banda de les propietats viscoelàstiques, indicades anteriorment, també creiem rellevant avaluar de manera analítica els efectes de la tècnica sobre les capacitats contràctils, la força muscular o l'activitat elèctrica del múscul.

La RNM de la musculatura IS, juntament amb la musculatura quadricipital d'un esportista, són una part important de la seva capacitat funcional i repercuteixen significativament a la biomecànica i el rendiment de les extremitats inferiors (58). Però les lesions IS en general, es consideren les més prevalents i greus de les lesions sense contacte en els esports d'equip, juntament amb la lesió del lligament encreuat anterior (59–61). És també la lesió més comuna en esports que impliquen la carrera, el salt o xuts d'alta velocitat, com ara el futbol, el rugby o el futbol americà, suposant el 29% de totes les lesions en aquests esports (62,63). En l'àmbit de l'atletisme, la distensió IS representa el 75% de totes les distensions de les extremitats inferiors (64).

Les característiques anatòmiques d'aquest grup muscular (organització biarticular, innervacions duals a nivell del bíceps femoral o la distribució del tipus de fibra muscular) així com les peculiaritats funcionals (la seva forma de treball principal excèntrica i l'alt grau de tensió muscular que es produeix durant la carrera) fan que sigui molt susceptible a lesió (65,66). El risc de lesió de la musculatura IS en l'àmbit de l'esport s'ha determinat mitjançant alguns dels paràmetres de RNM esmentats anteriorment, com ara la flexibilitat. Valors baixos en el rang de moviment i la rigidesa muscular en esportistes sans es consideren els dos factors de risc rellevants per a la lesió d'aquest grup muscular (67) o per l'aparició de dolor lumbar (68) entre d'altres (63).

Per la seva tendència a escurçar-se, aquest grup muscular ha estat àmpliament estudiat. La prevalença de la rigidesa muscular dels IS és força elevada i sembla que augmenta entre la població jove (69). La literatura indica que la pràctica de determinats esports tendeix a

reduir la seva extensibilitat, però també que el seu escurçament pot generar disminució dels nivells de força excèntrica i que ambdues condicions poden augmentar el risc de lesió per distensió (68) o afectar a la postura, el rang de moviment de les extremitats inferior o el patró de la marxa (70). Així, d'acord amb les característiques anatòmiques, funcionals i biomecàniques així com pel seu impacte en termes d'incidència i prevalença lesiva, es considera rellevant avaluar l'efecte de la FD en aquesta regió anatòmica, que encara no ha estat estudiada, sobre el col·lectiu d'esportistes.

2. Problema d' investigació

Encara que creixent, l'evidència científica sobre la FD és escassa. Els estudis clínics que s'han trobat a la bibliografia existent reporten efectes positius a curt i mitjà termini després de l'aplicació de la tècnica.

Fa 22 anys Veszely et al. (71), en un estudi sobre pacients sans, van demostrar una disminució en els reflexes miotendinosos del múscul tríceps sural, així com una millora en el rang de moviment de la flexió dorsal del turmell després d'una sola sessió de FD, que perduraven al cap de 30 minuts. Més endavant, Barra et al. (6) van comparar l'efecte de la FD amb un grup control, sobre pacients amb espatlla dolorosa. Van observar una millora estadísticament significativa sobre el rang de moviment de l'articulació respecte als subjectes del grup control, el qual van aconseguir emmascarar mitjançant l'aplicació la tècnica de manera simulada. En un altre estudi, Barra et al. (27) van aplicar sis sessions de FD de manera coadjuvant al tractament convencional, sobre pacients amb síndrome del conflicte subacromial, comparant els seus efectes amb un grup control i un altre grup on s'aplicava la tècnica de nou simulada. Van trobar diferències estadísticament significatives en la millora de la funcionalitat i el rang de moviment de l'espatlla a favor del grup experimental.

Més endavant Lucha-López et al. (33) van avaluar els efectes de la FD sobre el dolor percebut durant la flexió de genoll en esportistes afectats de dolor anterior del genoll, així com la distància femoro-patel·lar mitjançant ecografia. Als seus resultats van observar una disminució de la intensitat del dolor i un increment de la distància entre la patel·la i el fèmur. En la mateixa línia, Fanlo-Mazas et al. (7), van concloure que tres sessions de FD millorava la posició de la ròtula, la intensitat del dolor i la funcionalitat en pacients amb síndrome de dolor femoro-patel·lar. També s'han reportat millores, a curt termini i després d'un més, de la velocitat de conducció sensorial o la capacitat funcional en pacients amb el síndrome de túnel carpià (5). López-de-Celis et al. (8) van estudiar els efectes immediats de 6 sessions de FD distribuïdes en 3 setmanes, amb un seguiment de tres mesos post intervenció en pacients amb epicondilàlgia lateral crònica. Van comparar tres grups: tots ells van rebre tractament de fisioteràpia habitual, el grup intervenció associat a la FD i el grup placebo FD

simulada trobant millores en la força de premsió sense dolor i la funcionalitat fins a tres mesos després de la intervenció a favor del grup intervenció.

Malgrat les millores que descriuen els estudis clínics, el seu mecanisme d'acció és incert. Es desconeix si esdevenen com a resultat de canvis de les propietats viscoelàstiques del teixit, diferències en les propietats contràctils o com a conseqüència d'aspectes reflexos (33), com també s'ha apuntat anteriorment. Fins al moment, no s'ha trobat cap estudi que descriu de manera analítica i controlada quins són els canvis que experimenta el teixit i/o com aquets repercuteixen en aspectes mecànics i funcionals del múscul.

Diferents estudis apunten que l'escurçament de la musculatura IS és una condició molt comú a nivell poblacional concretament en l'àmbit esportiu. Fins i tot es considera un factor de risc de distensió muscular o de patologies com el dolor lumbar o el dolor femoro-patel·lar a llarg termini (64,72). De fet, una alteració de les seves propietats viscoelàstiques com ara la flexibilitat, la rigidesa o l'escurçament del múscul està fortament correlacionada amb el risc de lesió (73,74) així com amb una alteració de la RNM (74). Se sap que les lesions de la musculatura IS són molt freqüents en l'àmbit de l'esport, i per això s'han dedicat molts esforços en plantejar i estudiar diferents abordatges terapèutics a favor de la seva prevenció i tractament. Els objectius d'aquestes intervencions s'enfoquen al manteniment o millora de les propietats viscoelàstiques del teixit (com ara estiraments, estàtics o dinàmics o tècniques de massatge) i a la millora de l'activitat muscular, mitjançant exercici excèntric, treball propioceptiu i d'equilibri (66) però no s'ha trobat cap estudi que avaluï l'efecte de la FD sobre els diferents paràmetres de RNM de la musculatura IS en esportistes.

3. Justificació

Actualment no podem explicar quins són els paràmetres que s'emascaren darrere de les respostes clíniques favorables reportades com són la millora del rang de mobilitat articular, la funció i la força o la disminució del dolor.

Des d'un punt de vista teòric i conceptual, el trencament de les adherències que produiria la tècnica podria afavorir el lliscament dels diferents plans tissulars i reorientar la posició de les fibres intra i extra fusals, equilibrant les tensions miofascials. Aquest restabliment de la normalitat biomecànica del teixit podria ser la causa de les millores reportades als diferents estudis clínics publicats, però fins al moment no s'ha trobat cap estudi que avalui l'efecte de la FD en les propietats viscoelàstiques ni les capacitats contràctils del múscul de manera analítica.

És descrit que les adherències biomecàniques poden aparèixer per la hípersol·licitació d'un grup muscular, com és freqüent en l'àmbit de l'esport. Tot i la seva implicació en el rendiment de l'extremitat inferior, la seva tendència a l'escurçament i l'alta prevalença lesiva, no existeix cap estudi que se centri en l'avaluació dels efectes de la FD en la musculatura IS.

Amb els antecedents indicats i la manca d'estudis en aquesta línia es proposa estudiar l'efecte de la FD sobre paràmetres de RNM relacionats amb les propietats viscoelàstiques i contràctils i també la mecanosensibilitat de la musculatura isquiosural, en esportistes que presentin escurçament d'aquest grup muscular, els quals la seva activitat predominant se centri a nivell de la extremitat inferior.

4. Marc Conceptual

4.1. Tècniques de mobilització de teixit assistides instrumentalment

4.1.1. Descripció

A banda de les diferents intervencions manuals que existeixen dins l'àmbit de la fisioteràpia, s'han desenvolupat diferents instruments que reproduïxen l'abordatge manual però amb l'ajuda d'un instrument per tal de proporcionar un avantatge mecànic respecte l'estrès imposat a les mans del terapeuta, però també per poder potenciar l'efecte de la tècnica, abastant aquells plans més profunds i aconseguir un tractament més específic.

Així, per complementar les intervencions fisioterapèutiques, especialment aquelles que estan enfocades amb afectacions del sistema neuromusclesquelètic, s'utilitza la *mobilització del teixit tou assistida instrumentalment* (MTTAI). S'acostuma a definir com un abordatge terapèutic que es basa amb l'enfocament postulat per James Cyriax, però en lloc d'aplicar una fricció transversa digital, s'utilitzen instruments dissenyats especialment per proporcionar l'efecte mobilitzador o massatge del teixit amb l'objectiu de disminuir el dolor, augmentar el rang de moviment i la funcionalitat (75,76).

Atesa la diversitat de tècniques existents autors com Cheatham SW. (76) apunten la necessitat de crear una descripció operativa sobre aquest concepte, fins ara inexistent, per facilitar la comunicació entre els professionals de la salut. Proposen definir la MTTAI com "una intervenció especialitzada que inclou l'ús de determinades eines per manipular la pell, la miofascia, els músculs i tendons, mitjançant diverses tècniques fregament compressiu directe".

4.1.2. Origen

Segons les informacions de les quals s'ha pogut tenir constància, es considera que la MTTAI que coneixem actualment podria tenir el seu origen des de fa més de més de 2000 anys. Provindria de la medicina tradicional xinesa (4) on, mitjançant uns instruments de diferents materials d'origen natural (banyes d'animals o pedres afilades) anomenats "gua sha", es realitzava un massatge longitudinal sobre la pell, que provocava una hiperèmia

destacada. De fet, el terme “gua-sha” faria referència a la coloració que agafa el teixit quan és pressionat o raspat per un instrument, com a conseqüència de l'augment de flux sanguini local (Imatge 1) (77). Per altra banda, als banys de l'antiga Grècia i Roma s'utilitzava un petit instrument metàl·lic conegut com a “estrígil” (Imatge 2) amb finalitats higièniques per eliminar la brutícia corporal juntament amb l'ús d'olis. Mitjançant la fricció dels teixits, també s'emprava amb finalitats terapèutiques. Actualment, la literatura coincideix en que les tècniques de MTTAI que s'han desenvolupat durant les últimes dècades deriven en gran mesura dels principis introduïts per James Cyriax (78,79). El “massatge transvers profund” o “mobilització per fricció transversa profunda” de Cyriax és una tècnica de mobilització de teixit tou que s'aplica al lloc exacte de la lesió mitjançant una mobilització per fricció digital i de manera transversa a l'estructura lesionada. Està indicat per a músculs, tendons i lligaments lesionats aconseguint diferents efectes terapèutics (3).



Imatge 1. Gua sha



Imatge 2. Estrígil

4.1.3. Efectes terapèutics

Des d'un punt de vista mecànic, l'abordatge instrumental proporcionaria avantatges respecte les tècniques manuals, permetent una penetració més profunda i un tractament més específic. La superfície de l'instrument minimitzaria la força emprada pel terapeuta, però augmenta la força que rep el teixit. És per això que permetria abastar els punts d'adhesió de les zones més profundes (80). Segons diferents autors, com ara Cheatham SW. i Gulick DT, després d'aplicar un estímul mecànic (una força de pressió controlada associada a una força de cisalla) al teixit tou lesionat instrumentalment, es produeix un

hematoma microvascular associat a una inflamació localitzada que reiniciaria el procés de curació, alliberant adhesions, teixit cicatricial i restriccions fascials (78,81). L'aportació sanguínia i de nutrients facilitaria la migració de fibroblasts implicats en la síntesi de col·lagen per reparar i regenerar el teixit (77,82,83). Estudis amb animals han provat aquesta hipòtesi anteriorment. El primer estudi identificat en aquesta línia data del 1997. Davidson et al.(82) van veure que quan aplicaven la MTTAI al tendó d'Aquil·les d'una rata amb lesió induïda, el reclutament i activació de fibroblasts associats a la síntesi de col·lagen augmentaven de manera significativa. Posteriorment, altres estudis han confirmat aquests resultats sobre models de rates lesionades a les quals, quan no se'ls hi aplicava cap tractament, derivaven amb una desorganització de l'alineació de les fibres de col·lagen del teixit tou i augmentava la formació de teixit cicatricial en comparació amb les que havien estat tractades amb tècniques MTTAI (84).

També s'han estudiat els efectes de la MTTAI sobre el sistema vascular en models animals. S'ha observant un augment significatiu de la perfusió sanguínia així com del subministrament de sang al teixit tou lesionat, que afavoriria la reparació de la morfologia microvascular propera (85). Respecte a la resposta inflamatòria local, els estudis experimentals no han trobat canvis concloents sobre el nivell de citoquines proinflamatòries després d'aplicar MTTAI pel que se suggereix la seva verificació a través d'estudis de laboratori (77).

Tot i que la literatura científica actual sobre MTTAI és escassa, es tracta d'una intervenció que s'ha anat utilitzat de manera creixent, especialment dins l'àmbit de la medicina esportiva (78,80). També s'ha estudiat el seu efecte en patologies múscul-esquelètiques, en els punts gallet miofascials, en el rang de moviment post mastectomia o post artroplàstia o en diverses mesures del rendiment. Malgrat la controvèrsia als resultats, estudis recents indiquen que pot ser un tractament eficaç per la disminució del dolor i la funció. S'han obtingut respostes positives en períodes inferiors a tres mesos per diferents condicions relacionades amb la columna vertebral o les extremitats, en la disminució del dolor, la millora de la funcionalitat, l'alliberament miofascial, la interrupció de la nocicepció o la millora de la mobilitat del teixit subjacent (78,79).

4.1.4. Tipus de tècniques i evolució

El concepte de MTTAI ha anat creixent. Des dels anys 80, diverses empreses han dissenyat els seus propis protocols basats en tècniques de raspat transversals o longitudinals sobre el teixit miofascial, utilitzant els seus propis instruments amb diferents materials i formes (79). És per això que avui en dia hi ha una falta de consens entorn al concepte de MTTAI. També existeix una manca d'estàndards en els protocols d'aplicació i, donada la diversitat de tècniques i instruments, resulta difícil establir una classificació clara (79). De fet, sovint a la literatura, per referir-se a tècniques MTTAI, s'utilitzen altres termes com "tractament de teixit tou assistit per instrument", "massatge de fibra creuada assistida per instrument", "neuromobilització assistida per instrument", "tècnica d'abració fascial", "tècnica Gua-sha"(86) o fins i tot han adquirit el nom de la marca comercial que ha patentat l'instrument com "teràpia Astym[®]", "tècnica Gavilan[®]" o "tècnica Graston[®]" (80).

Entre de les tècniques de MTTAI també hi trobem la FD. Va ser desenvolupada per Kurt Ekman, qui va treballar de manera estreta amb James Cyriax. Els seus principis es basen en la instrumentalització del massatge transvers profund de Cyriax per poder realitzar un abordatge més profund i precís, que disminuiria el temps d'aplicació del tractament. L'ús de l'instrument també permetria reduir l'estrès imposat en les mans del terapeuta.

Malgrat que les tècniques citades presenten punts en comú entre elles (el seu origen, l'ús d'instrumentació, els efectes fisiològics o l'objectiu terapèutic) hi ha certes diferències destacables que permetrien una classificació centrada en la interacció entre els instruments i el teixit. Podem parlar d'un abordatge longitudinal i de raspat o un abordatge transversal, així com d'un abordatge més superficial o profund del teixit.

La tècnica Gua Sha, indicada anteriorment com un dels possibles orígens de les tècniques MTTAI, s'utilitza actualment per reduir el dolor local o afectacions funcionals que cursin amb alteracions del moviment (87). Des dels seus inicis, s'han emprat diferents instruments per l'aplicació de la tècnica: des d'una cullera, una moneda amb la vora gastada, jade o banya de búfal. Amb l'ajuda d'oli o aigua com a lubricant, i a vegades sense, es realitza un raspat de la pell de manera longitudinal a les fibres a diferents angulacions. També existeixen tècniques de pressió o circulars amb diverses finalitats terapèutiques (88). Els seus efectes sobre el del dolor s'atribueixen a l'augment de la microcirculació local,

l'estimulació dels sistemes opioïdes endògens o a una disminució de la sensibilització nociceptiva (89).

S'han publicat diversos estudis avalant el seu ús sobre diferents condicions clíniques. Tot i que el 2011 una revisió sistemàtica va informar d'una qualitat metodològica baixa dels estudis incosos (87), investigacions recents indiquen efectes positius en la disminució del dolor a curt termini en pacients amb cervicàlgia crònica (87,90) o un augment de la força muscular i de la recuperació de la fatiga en esportistes. Els autors atribueixen els resultats a les millores sobre la microperfusió superficial i a un efecte antiinflamatori (89,91). També s'ha reportat un efecte més durador en la disminució del dolor i la millora de la mobilitat en pacients ancians amb dolor lumbar crònic, en comparació amb altres tècniques termoterapèutiques (92). Recentment, un estudi de laboratori amb rates ha confirmat que la tècnica Gua Sha presenta un efecte notable en la disminució del dolor neuropàtic provocat per hernia de disc lumbar, que atribueixen parcialment a una reducció de les citoquines proinflamatòries (89).

Basades en el concepte anterior, durant els últims anys han cobrat protagonisme diferents tècniques associades a instruments específics, desenvolupats per diferents cases comercials. Una de les tècniques més reconegudes és la tècnica *Graston* (Ball Memorial Hospital i Ball State University, Muncie, Indiana). Es defineix com un mètode que permet tractar i diagnosticar afectacions musculoesquelètiques i el teixit conjuntiu relacionat, reconeguda com a MTTAI (91). Utilitza sis instruments d'acer inoxidable patentats que presenten superfícies còncaues, convexes i cantells bisellats (Imatge 3). En la mateixa línia, la intervenció es basa en la generació d'un microtrauma controlat, que provoca una resposta inflamatòria i un augment de l'activitat fibroblàstica (93). El seu ús s'associa a l'aplicació de calor humida durant 10 minuts abans de la intervenció i a l'ús de crema durant aquesta. Els instruments, de diferents mides, s'han d'utilitzar de forma gradual de gran a petit i mentre s'aplica la tècnica s'ha d'estirar i mobilitzar el teixit. El temps de tractament total no ha d'excedir els 10-15 minuts (94). Tot i que se sol incloure com un mètode de MMTAI, els defensors de la tècnica justifiquen les seves diferències perquè no apliquen massatges de fricció creuada per separar el teixit de manera mecànica. En la tècnica *Graston*, un cop localitzat el teixit afectat hi transfereixen pressions i forces de cisalla mitjançant protocols i patrons específics per la zona a tractar, en base als mecanismes regeneratius estudiats (95).

Diferents estudis han avaluat la tècnica de manera complementaria a altres intervencions reportant resultats positius. Lee JH et al. (96) van observar una disminució del dolor i un augment del ROM estadísticament significatius en comparació amb el grup control, en pacients amb dolor lumbar crònic, associant la tècnica a l'exercici terapèutic. També s'han trobat millores en l'extensibilitat de la musculatura IS escurçada i el dolor en pacients amb dolor lumbar crònic, quan s'aplicava la tècnica associada a estiraments IS, en comparació amb el grup control al que només rebia l'estirament estàtic (97). En canvi, un estudi recent que compara la tècnica Graston amb teràpia simulada o manipulació indica que no han trobat diferències estadísticament significatives en el dolor o discapacitat, per pacients amb dolor no específic de la columna dorsal (98).



Imatge 3. Instruments Graston

En la mateixa línia, amb una popularitat creixent i diferents assajos clínics que recolzen el seu ús, existeix la tècnica *Astym*. Aquesta utilitza instruments acrílics i el seu objectiu és promoure el procés inflamatori natural per reparar la zona afectada. Existeixen tres instruments principals amb diferents formes que s'adapten al teixit a tractar (Imatge 4). La força terapèutica s'aplica en forma de traçades paral·leles a les fibres de col·lagen del teixit diana. Destaquen que les vibracions generades durant el lliscament a través de l'instrument, informa al terapeuta sobre la textura del teixit i que això proporcionaria informació sobre el grau de fibrosi. A més, no treballen sobre una àrea central, sinó que s'enfoquen sobre tota la cadena cinètica que es relaciona amb la zona on el pacient refereix dolor (99). Una revisió sistemàtica recent indica que la incorporació de la tècnica *Astym* als protocols de rehabilitació pot conduir a resultats estadísticament significatius en la millora del ROM i la funció i per a la disminució de la rigidesa en pacients amb dolor postoperatori que presentin fibrosi tissular o sobre tendinopaties (95).



Imatge 4. Instruments Astym.

Com a conseqüència de la producció creixent d'estudis primaris que avaluen l'efectivitat de les tècniques MTTAI, s'han identificat quatre revisions sistemàtiques que agrupen la seva evidència científica en diferents condicions musculoesquelètiques (76,79,100,101). Mitjançant la síntesi qualitativa i de les variables de resposta clíniques, es consideren tècniques efectives per la disminució del dolor (76,100), la millora del ROM (79,100) i de la funció (76,100). En canvi, el 2019 Nazari et al. (101) van publicar una nova revisió sistemàtica i metanàlisi que es contraposa a les troballes anteriors. Els autors van incloure la majoria dels estudis primaris avaluats a les revisions prèvies, amb un total de 20 articles que utilitzaven les següents tècniques: Graston, Sound-Assisted Soft Tissue Mobilization, HawkGrip, Ergon, Fascial Abrasion Technique, Tècnica Gavilán, Astym, EDGE, AdvantEDGE. Tots els estudis van presentar una qualitat metodològica molt baixa. A la síntesi quantitativa només dues de les 73 variables analitzades reportaven millores estadísticament significatives a favor del grup intervenció. Els autors consideren que els resultats reportats als estudis primaris han estat magnificats i que a banda de la baixa qualitat metodològica existeix una falta de validesa interna dels procediments emprats. Conclouen que no existeix evidència suficient que doni suport a l'ús de les tècniques de MTTAI per a la millora del dolor, el ROM o la funció. Cal destacar que, tot i que la FD es considera un abordatge instrumental per la mobilització del teixit tou, cap de les revisions sistemàtiques publicades ha inclòs els estudis primaris existents sobre la FD. Tamboc s'ha trobat cap revisió sistemàtica que avaluí el seu efecte conjunt.

4.2. Fibròlisi diacutània

4.2.1. Definició

La fibròlisi diacutània (FD), d'acord amb l'Associació Espanyola de Fibròlisi Diacutània, es defineix com aquella "intervenció específica instrumental per normalitzar la funció en el sistema musculoesquelètic, després d'un diagnòstic precís i conservant la integritat de la pell". Es considera un "mètode de tractament de les àlgies mecàniques de l'aparell locomotor per la destrucció de les adherències i corpuscles irritatius interaponeuròtics o mioaponeurotics mitjançant uns ganxos aplicats sobre la pell"(1).

El terme FD fa referència al trencament de fibres del teixit contingut en un pla més profund (fibro-lisis), al qual s'hi arriba a través de la pell (dia-cutània) sense perdre la seva continuïtat ni integritat. Així, el terme diacutània no significa que es travessi la pell, sinó que l'abordatge es realitza mitjançant la interposició de la pell entre l'instrument i el teixit diana. Per això també s'ha anomenat fibròlisi percutània i es considera un mètode que permet el tractament dels teixits patològics des de l'exterior (4,102).

4.2.2. Context històric i evolució

La FD va ser desenvolupada pel fisioterapeuta suec Kurt Ekman durant els anys 70, considerant-la una evolució del "massatge transvers profund" de Cyriax. Ekman va col·laborar amb Cyriax durant els anys posteriors a la II guerra mundial, on va observar que la tècnica de Cyriax no era capaç d'arribar a les adherències que se situaven més profundament, així com una falta de precisió per la seva aplicació digital. Per aquest motiu, Ekman va desenvolupar un instrument que li permetés augmentar la precisió digital i arribar a plans tissulars més profunds, que per la seva forma anomenem ganxo. Abans del disseny actual d'acer inoxidable (imatge 5), va utilitzar altres materials com ara ossos i fusta (4).

Actualment es disposa de tres mànecs diferents que tenen un ganxo a cada extrem. Cada ganxo disposa d'un radi de curvatura diferent per poder-se acomodar als diversos relleus anatòmics que s'interposen entre la pell i l'estructura diana. Les curvatures grans se solen utilitzar pels ventres musculars grans i les petites per músculs més petits, tendons o per altres abordatges específics. Cada un dels sis ganxos acaba en forma d'espàtula bisellada, amb una cara convexa i l'altra còncava, que facilita la seva interposició entre teixits. A més

a més, permeten reduir la força aplicada pel terapeuta així com la irritació cutània que es podria produir durant l'aplicació del instrument.



Imatge 5. Instruments fibròlisi diacutània.

La primera publicació sobre la tècnica a la que hem tingut coneixement data del 1968. Aquell any, Kurt Ekman i Ivano Colombo van publicar un article a la revista *Europa Medicophysica* que descriu les possibilitats terapèutiques la FD. Donen a conèixer qüestions sobre el l'abordatge, els instruments, els beneficis o indicacions, basant-se amb els seus coneixements i experiència clínica (103). Al cap de 4 anys, Kurt Ekman publicà a la revista alemanya *Manuelle Medizin* el primer article amb resultats clínics sobre una mostra de 19 pacients tractats amb FD amb els primers resultats favorables (104). L'any 1984, Pierre Duby (successor designat de Kurt Ekman) i Jean Brunotte van fundar el Groupe d'Enseignement et de Recherche en Fibrolyse Diacutanée. Van registrar la tècnica amb l'objectiu de promoure la seva divulgació. Ells mateixos van ser els que van introduir la concepte d'abordatge centrípet que s'aplica avui en dia i van realitzar diverses publicacions científiques. Mes endavant, a Espanya i en col·laboració amb la Universitat de Saragossa publicarien un manual detallat sobre l'aplicació de la tècnica (1).

4.2.3. Aplicació de la Fibròlisi diacutània

L'abordatge terapèutic de la FD es realitza de forma centrípeta. El terapeuta comença la cerca palpatoria manual a les regions allunyades del focus de la simptomatologia, entesos com els punts de partida organitzatius dels esquemes de tensió mio-aponeuròtics. Per tant, la FD es consideraria una forma de treball no simptomàtica. L'abordatge centrípet s'aplica d'acord amb les relacions anatòmiques, biomecàniques, del sistema circulatori i nerviós

relacionades amb el teixit. El manual d'aplicació de la tècnica desenvolupat per l'Associació espanyola de FD, segons el concepte de Kurt Ekman, organitza l'aplicació de la FD en tres fases descrites a continuació:

La primera, denominada palpació digital, en la que amb la mà lliure (generalment la no dominant) es delimita d'una forma àmplia la zona a tractar.

A continuació, durant la segona fase, denominada palpació instrumental, es procedeix a la localització amb precisió de les fibres conjuntives adherents. L'espàtula del ganxo, que se sol subjectar amb la mà dominant com un "llapis", es col·loca al costat del dit índex de la mà no dominant, paral·lelament a les fibres de l'estructura a tractar. La penetració i la cerca palpatoria, es realitza amb lents moviments anterior-posteriors del ganxo. Per millorar la tolerància mecanosensiva, abans de la col·locació del ganxo es pressiona el teixit amb el polze de la mà no instrumental en direcció al polps dels altres dits, per formar-ne una ona. El ganxo es col·loca abraçant aquesta ona augmentant d'aquesta manera la superfície de contacte. A més, la mà palpatoria dirigeix l'aplicació de la tècnica amb moviments de desviació radial del canell, amb un punt fix al pisiforme, per reduir la pressió directa de l'instrument sobre el teixit.

Finalment, a la tercera fase anomenada fibròlisi, es realitza la palpació instrumental. En aquest punt s'afegeix una tracció suplementària amb el ganxo per tal d'alliberar els plans tissulars de les possibles adherències.

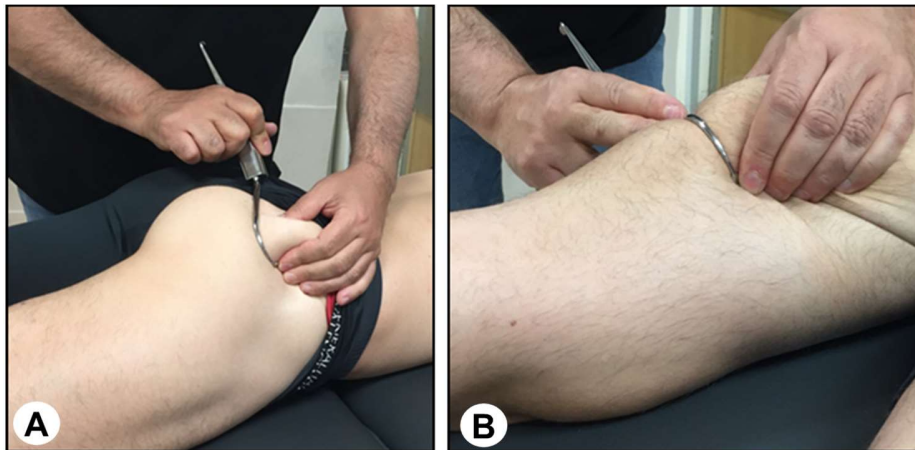
[Abordatges terapèutics.](#)

A banda de les fases descrites anteriorment, en funció del teixit a tractar i de l'objectiu terapèutic existeixen diferents abordatges:

La tècnica **clàssica**, s'aplica sobre els ventres musculars i sobre els tendons. En primer lloc, es realitza una onada de teixit tou amb els dits de la mà palpatoria i, a partir d'aquest punt, s'inicia la tècnica amb la mà que estarà subjectant el ganxo, com si fos un bolígraf, recolzant i lliscant el ganxo fins al punt on es troba l'adherència (imatge 6 A). En el cas del tendó, s'utilitza un moviment simultani de la mà palpatoria i la mà que subjecta el ganxo per realitzar un moviment translatori de l'estructura.

Similar a la tècnica clàssica, existeix la **tècnica de tracció**, però amb la diferència de que el moviment es realitza de manera vertical, separant els dos músculs adjacents. Així, la

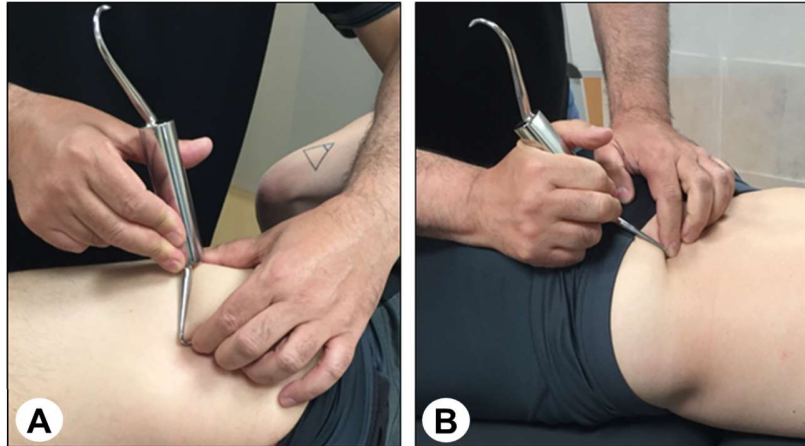
tècnica de tracció s'utilitza quan el septe muscular esta format per músculs que es disposen de manera paral·lela (Imatge 6 B).



Imatge 6. A) Tècnica clàssica gluti major. B) Tècnica de tracció semitendinos.

La **tècnica en estrella** s'utilitza per tractar els punts de màxima. Es defineixen com zones de confluència entre dos músculs que, malgrat puguin tenir funcions similars, treballen en direccions diferents. Per a l'abordatge dels punts de màxima el moviment del ganxo es realitza de forma multidireccional (Imatge 7 A).

Per a les estructures òssies i per a les zones d'inserció (l·ligament o tendó) s'utilitza la **tècnica de rascat** (Imatge 7 B). El ganxo realitza un rascat sense lliscar sobre la pell, essent la pell la que llisca respecte els plans més profunds.

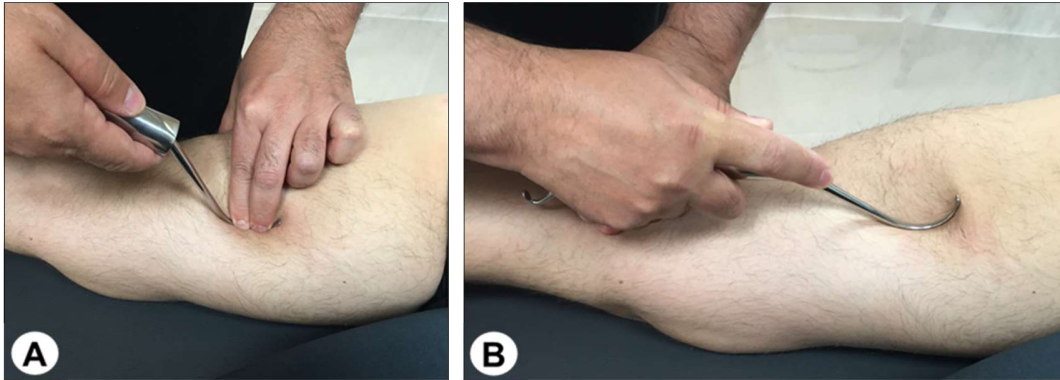


Imatge 7. A) Tècnica en estrella al punt de màxima del gluti major. B) Tècnica de rascat llavi superior cresta ilíaca.

La **tècnica de bombeig** s'utilitza generalment sobre els punts d'inhibició: punts de tensió situats als ventres musculars o a les unions miotendinoses, que sovint refereixen dolor a la palpació. Consisteix en l'aplicació d'un moviment rítmic de pressió i alliberació de la pressió en diferents direccions. Per aquesta tècnica, el ganxo es col·loca de manera invertida (Imatge 8 A).

Com a pas previ, i/o en el cas que per algun motiu no es pugui ganxejar el ventre muscular amb la tècnica clàssica, s'utilitza la **tècnica de vaivé**, que també s'aplicarà amb el ganxo invertit.

En aquesta posició també existeixen dues tècniques de ganxo **invertit longitudinal o transversal** (Imatge 8 B) en funció del moviment que realitzi el ganxo respecte la disposició de les fibres. Aquesta tècnica s'utilitza com a tractament però també com a tècnica d'avaluació per detectar les adherències. Per aquest fi, el dit índex de la mà palpatoria se situarà a sobre de la concavitat del ganxo, sentint com el lliscament d'aquest es veu frenat quan topa amb una adherència.



Imatge 8. A) Tècnica de bombeig i B) Tècnica longitudinal al semitendíno.

4.2.4. Efectes de la Fibròlisi diacutània.

Els mecanismes d'acció que s'han atribuït a les respostes clíniques observades amb l'aplicació de la tècnica són per acció mecànica, per efecte circulatori i per efecte reflex. No obstant, l'acció mecànica semblaria ser el desencadenant principal dels efectes observats.

Efecte mecànic.

Per entendre el mecanisme d'acció mecànic cal entendre prèviament el concepte d'adherències tissulars, les quals serien l'objecte principal de l'abordatge fisioterapèutic mitjançant la FD. Segons Kurt Ekman, i en base a la percepció manual empírica, el dolor de tipus inflamatori percebut als teixits estaria lligat a la presència de corpuscles palpables irritants i adherents que va denominar corpuscles fibrosos. Els símptomes associats a la pèrdua de mobilitat es relacionarien amb una manca de lliscament entre els teixits provocat per microadherències (105).

Des d'un punt de vista funcional les adherències es consideren aquells elements estructurals que es troben units i que haurien d'estar separats per garantir la normalitat biomecànica i neurofisiològica d'un teixit (1). Les adherències són bandes de teixit similar al teixit cicatricial. Formen part del procés natural de curació de l'organisme en el qual es formen dipòsits de fibrina que actuen com a unió per segellar la falta de continuïtat d'un teixit lesionat. Les més comuns són les adherències cicatricials per causa de processos quirúrgics o traumàtics.

A nivell muscular, després d'una lesió, també es produeix una cicatriu del teixit connectiu anomenada fibrosi. En cas que aquesta proliferació de teixit fibrós natural esdevingui excessiva, pot perjudicar la recuperació funcional i la mecànica de la contracció muscular per un augment de tensió del teixit al voltant de la lesió i generar dolor (106). Així, la seva presència modificaria les forces dels vectors resultants de la contracció muscular, la qual cosa provoca un desequilibri de la funció o rendiment de les estructures que es trobin adherides i dolor (107).

Per altra banda, la hipersol·licitació muscular sembla generar canvis estructurals del teixit per l'augment de temperatura i deshidratació, que conduirien a la generació d'adherències anomenades biomecàniques. De fet, és sabut que l'estrès oxidatiu produït per les contraccions musculars i el metabolisme energètic durant l'exercici, així com els programes d'exercici d'alta intensitat o sobrecarrega, poden causar dany muscular induït per l'exercici. També s'ha vist que l'exercici de resistència intens causa lesió per isquèmia-reperfusió augmentant el consum d'oxigen i la inflamació (108). En aquest sentit, també s'han descrit les adherències d'origen metabòlic, per excés de metabòlits tòxics o per dificultats en la seva excreció. Així, encara que no ha estat comprovat de manera empírica s'hipotetitza que part dels efectes mecànics es poden deure a un possible trencament de les adherències situades en els diferents plans de lliscament tissular.

Des d'una perspectiva molt més consolidada, el mecanisme d'acció de la tècnica es considera mecànic pel coneixement existent sobre el concepte de la mecanotransducció. Es defineix com la capacitat que té el sistema cel·lular de percebre un estímul mecànic i donar una resposta química que promou canvis estructurals. La mecanotransducció ha estat estudiada en diferents teixits musculesquelètics. S'han trobat respostes positives sobre la osteogènesi, hipertrofia muscular o la remodelació i proliferació del teixit tendinós gràcies a l'augment de càrrega mecànica generat per les tècniques de compressió (4). De fet, aquesta és una de les teories principals que donen suport als efectes de les tècniques de mobilització de teixit, de massatge de fricció o estiraments.

[Efecte circulatori.](#)

Tot i que els mecanismes d'acció sobre el sistema circulatori encara no s'han estudiat, diferents autors suggereixen que l'aplicació de FD generaria una vasodilatació immediata gràcies a l'alliberació d'histamina. L'augment de temperatura local activaria el sistema

circulatori i el sistema limfàtic, de la mateixa manera que s'ha descrit anteriorment en alteres tècniques de mobilització de teixit manual o assistides instrumentalment (4,89,102).

Efecte reflex.

Diferents estudis han demostrat millores clíniques en el rang de moviments articular així com la resistència muscular passiva. Aquests resultats han estat atribuïts a la disminució dels reflexos tendinosos. Vaszely et al. van observar una disminució del reflexes miotendinosos durant l'aplicació de la FD al tríceps sural, que es mantenia fins a 30 minuts després de la tècnica (71). Lévénez M et al. van estudiar posteriorment els efectes de la FD sobre la tensió passiva de la unitat múscul-tendinosa i l'arquitectura del múscul gastrocnemi medial i observant una disminució de la tensió i un allargament dels fascicles musculars que atribuïen també un efecte reflex (109).

4.2.5. Evidència científica de la Fibròlisi Diacutània

Primers estudis

Tot i la producció creixent, avui en dia, l'evidència científica sobre la FD és força escassa. Les primeres publicacions eren de caire divulgatiu i van ser escrites per Kurt Ekman i els seus successors. Se centraven en la descripció de la tècnica, els seus efectes i les seves indicacions amb l'objectiu de promoure el seu ús i donar a conèixer la FD (9,10,103,104).

L'any 2008, Vandewalle J.Y. va publicar el primer article divulgatiu sobre l'interès d'aplicar la FD en subjectes esportistes (110). Segons ell, la tècnica podria ser indicada en qualsevol tipus de tendinopatia esportiva. Es podria aplicar per restaurar el lliscament muscular entre el múscul gràcil i sartori, pel tractament de la síndrome de la pota d'ànec, freqüent en esports de pivotatge. També fa menció al seu ús per a la recuperació de l'elasticitat lligamentosa derivada d'esquinços a nivell dels lligaments colaterals del genoll. També indica la tècnica en casos d'hematomes intramusculars produïts com a conseqüència de traumatismes o contusions directes, que hagin creat adherències per culpa del vessament sanguini difós per la regió. Segons l'autor, podria considerar-se una tècnica de gran interès per a la prevenció de lesions a nivell esportiu, aplicada després de la competició, per disminuir la tensió muscular, alliberar els septes intermusculars, facilitant-ne el lliscament i millorant la circulació. També indica que podria millorar les qualitats musculars com el

potencial de contractibilitat, l'elasticitat i la funció neuromuscular. No obstant, es basava en les experiències clíniques perquè cap estudi s'havia centrat en l'avaluació d'aquests paràmetres fins al moment.

L'any 2011, Vandewalle J.Y. torna a publicar sobre la FD, actualitzant els nous avenços que ampliarien la comprensió de la tècnica gràcies a les troballes sobre la fàscia i la mobilització entre teixits aportats per Guimberteau J.C. Sembla ser que aquests descobriments orientarien la tècnica cap a una mobilització dels plans de lliscament en el seu conjunt i no tant sobre la fibròlisi entre dos elements anatòmics (11).

Guimberteau J.C. va estudiar la continuïtat histològica in vivo que assegurava els plans de lliscaments entre teixits. La va anomenar "Sistema d'absorció dinàmica multi-micro-vacuolar de col·lagen", entesa com a una xarxa fibril·lar tensional contínua que s'estén per tot el cos, en tots els nivells d'organització (des de la pell fins al periosti) i mida. Aquest sistema proporcionaria una base de suport arquitectònica per a les diferents estructures i sistemes del cos, permetent-ne el seu funcionament integral. La xarxa estaria formada per milions de fibres multidireccionals interconnectades i fibril·les de diferent diàmetres, que s'entrellacen de manera polièdrica formant micro-volums tridimensionals denominats micro vacuoles, que varien la seva mida dins l'ordre de micres (Imatge 9).

El volum que ocupa el sistema vacuolar està format per l'encreuament d'aquestes fibres compostes de col·lagen en un 80% i d'elastina en un 20%, que els hi permetria una alta capacitat d'adaptació però també de suportar l'estès mecànic. També es veu que la distribució d'elastina no és uniforme dins la xarxa, de manera que es pot allargar en punts específics i ser més rígida en d'altres. L'espai intervacuolar conté proteïnes glicans que formen un gel altament hidròfil que afavoreix el lliscament entre les diferents estructures. És resistent a la compressió i fa que el sistema sigui adaptatiu als canvis de volum en condicions com ara la creació d'edemes. Per contra, la inflamació, el trauma repetitiu o microtraumes així com l'envelliment afectarien la



Imatge 9. Sistema d'absorció dinàmica multi-micro-vacuolar de col·lagen.

qualitat de les fibres de col·lagen i del fluid intra-vacuolar, explicant el fenomen d'adherència i de pèrdua de mobilitat (71,111,112).

Estudis clínics.

Respecte l'evidència científica en subjectes sans o pacients, el primer estudi clínic que es va publicar va ser l'any 2000 per Veszely M. et al. (71), motivats per l'interès que els hi generava la relaxació muscular post tècnica observada als seus pacients. El seu objectiu era avaluar l'efecte de la FD en relaxació muscular obtinguda després d'una sessió de deu minuts de FD sobre el múscul tríceps sural. Els autors també volien determinar si aquest efecte era causa de canvis fisiològics, mecànics i/o neurofisiològics. Per aquest fi, van valorar el desplaçament angular del turmell, l'excitabilitat de les neurones motores mitjançant el reflex de Hoffman (amb l'estimulació sub-màxima del nervi ciàtic popliti extern) i la resposta electromiogràfica del punt motor del solí. Les seves conclusions indiquen que les modificacions mecàniques serien les principals responsables de la relaxació muscular i de l'augment de flexió dorsal observats després de la tècnica. A més a més, aquests canvis que es mantenien fins a 30 minuts després del tractament. Per altra banda, també van observar una disminució dels reflexes tendinosos i per això no van descartar la hipòtesis sobre l'efecte neuromodulador de la tècnica. No obstant, la mostra estudiada només incloïa 27 subjectes sans i el seguiment només es va fer sobre 10 participants.

Al cap de 16 anys, Stephen Van Den Berg et al.(12) van publicar un altre estudi on també s'avaluava l'efecte de la FD en la flexió dorsal de turmell en pacients sans, aquesta vegada amb una mostra major (n=34) i amb un disseny d'assaig clínic creuat aleatoritzat, controlat a simple cec. A més, la intervenció va ser comparada amb una tècnica placebo descrita a l'estudi de Barra et al. (6). Després d'aplicar la tècnica a la musculatura de la zona posterior de la cama (tríceps sural i gastrocnemis), els seus resultats indiquen un augment estadísticament significatiu de l'amplitud de la dorsi-flexió de turmell sobre el grup que va rebre FD. No obstant, apunten la necessitat d'investigar amb més profunditat quines són les causes histològiques i fisiològiques d'aquesta variació de l'amplitud articular, ja que el mecanisme d'acció específic de la tècnica segueix sent incert.

El 2011, Barra et al.(6) van publicar el primer assaig clínic aleatoritzat. Es tractava d'un estudi a doble cec amb una mostra de 50 pacients que patien d'espatlla dolorosa, on al grup experimental se'ls hi aplicava una sessió de FD i al control se'ls hi aplicava una tècnica placebo. A banda d'avaluar els efectes immediats de la tècnica sobre el dolor i el rang de

mobilitat de l'espatlla, també van avaluar la capacitat de la tècnica placebo aplicada per emmascarar als participants, que va resultar efectiva, donant així més força als seus resultats. Per altra banda, també van estudiar altres aspectes com la comoditat i seguretat de tècnica per part dels pacients, que la van considerar còmode. Encara que els efectes no van ser provats a llarg termini, els resultats indiquen que la FD millora de manera immediata el ROM d'espatlla per a pacients amb espatlla dolorosa després d'una sessió.

Al cap de dos anys, Barra et al. (27) van publicar un altre assaig clínic aleatoritzat per a una mostra de 120 pacients amb síndrome del conflicte subacromial. Van aleatoritzar els participants en tres grups: al grup experimental s'aplicaven 6 sessions de FD de manera coadjuvant al tractament habitual de fisioteràpia, en comparació amb un grup control, que rebia el tractament habitual de fisioteràpia i un tercer grup que se'ls hi aplicava la tècnica de FD de manera simulada. Als seus resultats van observar diferències estadísticament significatives a favor del grup experimental per a la millora de la funcionalitat i el ROM de l'espatlla, que es mantenien fins al seguiment realitzat tres mesos després del tractament.

Mentrestant, al 2012, Massimo Vispi et al.(113) publiquen un estudi sobre 15 subjectes sans amb l'objectiu d'avaluar el ROM passiu de la rotació d'espatlla i la força màxima de la musculatura implicada en aquest moviment. També obtenen resultats positius per a la millora de la mobilitat articular.

A nivell d'extremitat inferior Lucha-López et al.(33) van fer un estudi d'intervenció no controlat i no aleatoritzat amb l'objectiu d'estudiar l'efecte d'una sessió de FD sobre la distància fèmur patel·lar (mesurada amb ecografia) i el dolor a la flexió de genoll en una mostra de 10 esportistes amb dolor anterior de genoll. Els seus resultats indiquen que la intervenció amb FD hauria pogut repercutir de manera positiva sobre la disminució del dolor i l'augment de la distància fèmur patel·lar, que podria generar una disminució de l'estrès sobre el cartílag.

Mes endavant, al 2018, Fanlo-Mazas et al. (7) publiquen un assaig clínic de grup únic, amb avaluació pre-post, en una mostra mixta de 46 subjectes amb dolor anterior del genoll. A banda de mesurar la posició de la ròtula i la intensitat del dolor, avaluen també la funcionalitat del genoll després d'aplicar tres sessions de FD. Els autors reporten millores estadísticament significatives per a les tres variables després del tractament, que es mantenien fins al cap d'una setmana.

Al mateix any surten publicats dos estudis addicionals. López de Celis et al. (8) publiquen un assaig clínic aleatoritzat, a doble cec, avaluant els efectes de 6 sessions de FD, distribuïdes en tres setmanes amb pacients amb epicondilalgia crònica. Els seus resultats destaquen perquè les sessions de FD es van aplicar de manera continuada i no en una sola sessió, com la majoria d'estudis publicats fins al moment i perquè els efectes de la FD, per primera vegada, es van seguir fins a tres mesos post intervenció. A més, la mostra, que inclou 54 subjectes amb 60 colzes afectats, es distribueix en tres grups. Tots els grups realitzen tractament de fisioteràpia habitual, el grup d'intervenció associada a la FD i el placebo a la FD simulada. L'estudi conclou que el grup intervenció presenta millores de la força de pressió sense dolor i la funcionalitat, fins a tres mesos després de la intervenció.

Per altra banda, Jiménez del Barrio et al. (5) publiquen un assaig clínic aleatoritzat a doble cec, on comparen l'efecte de la FD sobre una mostra de 52 pacients amb afectació lleu o moderada del síndrome del túnel carpia, en comparació amb un grup placebo al qual apliquen la FD simulada. Després de 5 sessions a cada grup, els resultats demostren millores en la velocitat de conducció sensorial i la capacitat funcional a curt termini però també al seguiment de un mes. A més a més, destaca per ser el primer assaig clínic que inclou l'estudi dels efectes de la FD sobre paràmetres neurofisiològics, a través de l'electromiograma, a banda de les variables clíniques.

Recentment, Leite et al.(114) han publicat un assaig clínic amb l'objectiu d'avaluar l'efecte d'un protocol de 4 setmanes de FD sobre el dolor muscular, la obertura bucal i el nivell de severitat funcional en dones amb desordres temporo-mandibulars. Els autors van comparar el grup d'intervenció amb un grup al que se li aplicava la tècnica de manera simulada, seguint els procediments de Barra et al. (6). Els seus resultats indiquen una disminució del dolor percebut (Escala Visual Analògica (EVA)) als dos grups, essent significativament més baixa a les 4 setmanes per al grup experimental. També observen una major tolerància a la pressió després del protocol de FD. Mentre que, si bé hi va haver millores per la resta de variables, aquestes van observar-se de manera similar pels dos grups.

Fins la data, s'han trobat pocs estudis on l'abordatge de la tècnica se centri sobre l'extremitat inferior. Leite et al.(115) han publicat el primer assaig clínic avaluant els efectes immediats de la FD sobre paràmetres de RNM com l'excitabilitat muscular, la força isomètrica i la eficiència neuromuscular durant la força explosiva del múscul gastrocnemi lateral, durant la flexió plantar. Van comparar dos grups sobre una població esportista. Al

grup experimental se li aplicava la tècnica de FD i a l'altre se li aplicava la tècnica de manera simulada, amb una mida de la mostra total de 35 participants. Els seus resultats assenyalen que el grup experimental va generar valors superiors en totes les variables estudiades. No obstant, l'estudi reporta certes carències metodològiques que comprometen la interpretació dels reus resultats, com ara la falta d'aleatorització en l'assignació dels grups i la heterogeneïtat entre els participants. A més destaquen com a limitació el fet que la força s'avalués únicament de manera isomètrica i no funcional.

Finalment, amb l'objectiu d'avaluar l'efecte de la FD sobre les propietats musculars del múscul gastrocnemi, López de Celis et al. (116) van realitzar un estudi analític descriptiu, introduint la tensiomiografia i la miotonometria com a eines d'avaluació. Es va aplicar una única sessió de la tècnica (10 minuts), en una mostra 32 participants sans en una extremitat. A l'altra extremitat no s'aplicava cap tractament, assumint-se com a grup control. Es van observar diferències estadísticament significatives entre ambdós grups per a la rigidesa i la relaxació del múscul després d'aplicar la tècnica. Aquests canvis es van mantenir fins a 30 minuts després de la intervenció. Tal i com també apuntava Leite et al., suggereixen que la FD podria generar canvis en les propietats musculars i millorar la RNM. No obstant, la seva mostra estava composta de participants sans, sense cap tipus de restricció de mobilitat, alteració muscular o patologia activa. Suggereixen que, per esclarir els efectes de la FD sobre la RNM caldria dissenyar futurs estudis sobre mostres amb característiques clíniques o criteris d'inclusió més específics.

4.3. La resposta neuromuscular

La RNM es considera el resultat de la interacció del sistema muscular amb el sistema nerviós que dependrà de les propietats viscoelàstiques i contràctils del múscul, així com de la seva relació amb el teixit que el confronta. La qualitat de la resposta neuromuscular del teixit musculoesquelètic és un factor determinant pel rendiment de les tasques realitzades durant qualsevol acció, ja sigui en un context quotidià, rehabilitador o esportiu (13).

Model biomecànic del múscul

Estudis en models animals han determinat que la capacitat funcional i de rendiment màxim del múscul dependrà de les seves propietats arquitectòniques, sempre i quan la integritat del sistema nerviós es mantingui preservada. L'arquitectura del múscul esquelètic es defineix per la orientació i el nombre de fibres dins d'un múscul. Les propietats arquitectòniques més importants són la longitud de les seves fibres, que determina l'excursió del múscul (distància que és capaç d'escurçar-se un múscul després de ser portat a la seva màxima elongació) i l'àrea de secció transversal fisiològica, que determinarà la força muscular (117). El seu comportament durant una contracció es considera com un sistema de volum gairebé constant on el seu escurament està relacionat amb una disminució del seu diàmetre transversal (23).

Respecte la longitud de les seves fibres, si bé és conegut que els sarcòmers tenen un rang de longitud predeterminat, també se sap que tenen una alta capacitat plàstica (118). Així, són plenament capaços d'adaptar la seva morfologia a diferents condicions tals com patrons d'ús alterats o contextos patològics com la paràlisi cerebral. Per altra banda, s'assumeix que la generació de força, potència i energia muscular recau sobre la unitat bàsica muscular (el sarcòmer), però els últims models biomecànics indiquen que aquestes capacitats estan íntimament relacionades amb la xarxa de teixit extracel·lular connectiu que es relaciona amb el múscul, tendons, baines o fàscia i líquid intersticial. Aquesta matriu, a banda de proporcionar un marc de referència estructural per mantenir l'estabilitat i transmissió de forces, té un paper important des d'un punt de vista funcional en l'absorció i alliberació d'energia, que condicionarà l'eficàcia de l'acció muscular. També es considera un element protector per a les accions relacionades amb carregues ressonants o d'impacte. (119). Així, el rendiment del múscul dependrà de la seva unitat bàsica, de la disposició de les seves

fibres però també de les propietats del teixit extracel·lular i de la seva capacitat de deformació elàstica (120).

D'acord amb el model muscular de Hill, l'acció muscular ve determinada pel component actiu contràctil del múscul (sarcòmer) juntament amb la matriu viscoelàstica de teixit connectiu, classificada segons un component elàstic en sèrie i un component elàstic en paral·lel. El més destacat d'aquest model és que, durant l'acció muscular, el canvi de longitud global del múscul és diferent al canvi de longitud del component contràctil. Aquestes diferències s'expliquen pel canvi de longitud del component elàstic en sèrie, posant en relleu així la interacció entre els dos elements. També s'apunta que, tot i que la producció de força depèn principalment del component contràctil, el rendiment muscular es veurà afectat de manera significativa pel component elàstic. Sembla ser que les propietats viscoelàstiques dissiparien l'energia acumulada en certes accions musculars d'alt impacte, com l'aterratge d'un salt (120). Estudis anteriors han confirmat aquesta idea, inclús s'ha vist que la influència del component elàstic en sèrie és tal que pot generar una potencia superior al component contràctil, en moviments d'acceleració de càrregues inercials. A més a més, el component elàstic en sèrie es considera un element protector perquè disminuiria la taxa d'estirament del component contràctil (121).

No obstant, al model biomecànic de Hill no queda del tot clar quines són les estructures representades pel component elàstic en paral·lel. A més a més, la majoria d'estudis que avaluen la funció muscular s'han centrat en investigar sobre el component contràctil i el component elàstic en sèrie. El component elàstic en paral·lel es defineix com la font de tensió muscular passiva i d'elasticitat paral·lela, formada per la matriu de teixit connectiu, que organitza i rodeja les fibres musculars. Els últims estudis moleculars indiquen que l'elasticitat paral·lela ve determinada principalment per la titina, una proteïna que limita el rang de moviment del sarcòmer de manera passiva i proporciona rigidesa muscular (121). Però cada vegada existeix més bibliografia recolzant que és la matriu extracel·lular la que suporta gran part de la càrrega muscular passiva i podria tenir un paper determinant sobre la funció normal del múscul (122). En concret, s'ha descrit que la transmissió de forces miotendinoses durant la contracció muscular esdevenen a través de les pròpies fibres, però també mitjançant la transmissió de forces laterals cap als teixits adjacents (123). Així, l'endomisi i l'epimisi també desenvoluparien un paper rellevant en la transmissió de forces laterals contràctils, la producció de tensió muscular, inclús participant a la

mecanosensibilitat (124). Estudis biomecànics en humans apunten que l'avaluació del ROM articular i la rigidesa muscular són el reflex de les propietats de la matriu extracel·lular (125).

Per altra banda, se sap que la majoria de miopaties cursen amb l'acumulació en excés de matriu extracel·lular. Aquest procés es denomina fibrosi i es considera una condició clínicament rellevant des d'un punt de vista biomecànic i funcional. Per exemple, s'ha descrit que un augment de gruix del perimisi podria repercutir negativament sobre la coordinació i la producció de força muscular i disminuiria el ROM articular (123). Se sap també que el factor de creixement de teixit connectiu present en lesions muscular repetides, estrès mecànic o lesió per estirament muscular, indueix la producció de col·lagen a la matriu extracel·lular, conduint a una resposta fibròtica. Contextos com l'envelliment o situacions clíniques com les distròfies, les immobilitzacions i la diabetis han reportat canvis en la mecànica muscular com a conseqüència d'aquest procés (126).

En conseqüència, els models actuals suggereixen que el condicionament i integritat dels teixits connectius associats al múscul ha de ser un element tan prioritari per l'entrenament de la condició física com ho és el desenvolupament muscular. Així, un augment o disminució de la força no només està relacionat amb la densitat dels elements contràctils del múscul, sinó també per la correcta transmissió de forces entre els diferents elements.

4.4. Elements que integren la Resposta Neuromuscular i mètodes d'avaluació

El present apartat té per objectiu descriure aquells paràmetres que, d'acord amb la bibliografia, s'han considerat característics de la RNM i que han estat seleccionats com a variables d'estudi per als projectes 2 i 3 de la tesi doctoral. A fi d'amenitzar la lectura de cada projecte, també es farà referència i es justificarà l'instrument d'avaluació emprat per a la seva avaluació.

4.4.1. Viscoelasticitat del teixit. Miotonometria

El teixit tou presenta la capacitat d'emmagatzematge d'energia tal i com ho fan els materials que des del punt de vista de la física es consideren elàstics, però també la capacitat de dissipació, com ho fa un material que es considera viscós (16). Aquestes propietats viscoelàstiques estan caracteritzades per paràmetres com el to o la rigidesa i permeten que el teixit pugui estar sotmès a diferents càrregues, ja siguin compressives, tensis o de cisallament. Com s'ha descrit anteriorment, aquestes propietats són representades pel component elàstic del múscul i proporcionen el control de l'estabilitat dels segments corporals i del tronc. També desenvolupen un paper rellevant en la correcta execució i adaptació d'accions musculars dinàmiques i l'absorció i alliberació d'energia durant l'acció muscular.

La miotonometria (MTM) és un procediment realitzat a través d'un dispositiu manual, portàtil, no invasiu que té per objectiu l'avaluació de les propietats viscoelàstiques del teixit tou (el tendó, els lligaments o el múscul esquelètic) (imatge 10). Presenta diferents aplicacions en l'àmbit de la salut i l'esport, sota la perspectiva que la comprensió de les propietats biomecàniques del múscul contribueix a determinar el seu estat funcional així com la condició física (127). Nombrosos estudis han incorporat la MTM per tal d'avaluar l'efectivitat de les seves intervencions (116,128–130). S'utilitza en la monitorització de la progressió o eficàcia de diferents processos fisioterapèutics, mèdics o d'entrenament i com a sistema d'avaluació per a la detecció d'alteracions del sistema musculoesquelètic. La seva utilització per mesurar les propietats biomecàniques de la musculatura lingual en pacients amb apnea obstructiva del son (131,132) o per a l'avaluació de la pressió intramuscular per a un síndrome compartimental (133) són exemples de la seva transversalitat.



Imatge 10. Miotonòmetre MyotonPRO

El mètode consisteix en registrar l'amortiment d'una oscil·lació del teixit en forma de senyal d'acceleració, induïda per un impuls mecànic extern, d'alliberament ràpid i baixa força mitjançant una sonda. Així, mesura la capacitat de deformació del teixit en resposta a una sèrie de forces perpendiculars repetides (de 0.25 kg a 2 kg, a intervals de 0.25 kg) aplicades a la pell en situació de repòs o de contracció isomètrica, mitjançant una sonda metàl·lica instrumentada amb una gama lineal de transductors (134). El dispositiu genera uns càlculs de manera simultània que proporcionen informació sobre els paràmetres d'estat de tensió, propietats biomecàniques i viscoelàstiques del teixit que es descriuen de manera detallada a continuació (134).

- El primer paràmetre que proporciona és la *rigidesa dinàmica* (N/m). És la resistència del teixit a una contracció o a una força externa, que deforma el seu estat inicial. Es calcula utilitzant la resposta d'oscil·lació natural del teixit amortida i es registra amb un acceleròmetre incorporat. És un valor que ha demostrat una excel·lent fiabilitat (CCI (coeficient de correlació interclasse) : 0.91 – 0.96) (13). L'augment de rigidesa muscular genera alteracions sobre la musculatura agonista i antagonista que repercuteixen sobre l'eficiència del moviment.
- El *to muscular* es caracteritza per la freqüència d'oscil·lació del teixit (Hz). Es descriu com la tensió intrínseca d'un múscul que es troba en estat de repòs i es quantifica mitjançant la freqüència natural del senyal d'acceleració, mostrant també una alta fiabilitat (CCI: 91 – 0.96) (13). Un *to muscular* elevat augmentaria la pressió intramuscular i podria repercutir en sobre l'aport sanguini, generant major fatiga i dificultant la recuperació muscular (135).

- Mentre que la *disminució logarítmica* de la oscil·lació natural del teixit després de rebre l'estímul mecànic extern es coneix com *l'elasticitat*. Concretament, es tracta de la dissipació de l'energia mecànica dins d'un cicle d'oscil·lació fins que el múscul recupera l'estat inicial. L'elasticitat és inversament proporcional paràmetre *disminució logarítmica*. Per tant, si la disminució logarítmica es veu reduïda, la seva elasticitat es veurà augmentada. Es considera un valor de moderada fiabilitat (CCI: 0.78 – 0.86) (13).
- El *temps de relaxació* (mil·lisegons) de l'estrès mecànic aplicat informa sobre el temps necessari perquè un múscul recuperi la seva forma després de ser deformat. És el temps transcorregut entre la deformació màxima i la deformació zero.
- Finalment, la *fluència muscular* és l'elongació gradual d'un teixit al llarg del temps quan es posa sota una tensió de tracció constant. Es descriu com la proporció de deformació i de temps de relaxació (nombre de Deborah) (136).

Els paràmetres més utilitzats als estudis se centren en l'avaluació del paràmetre rigidesa, seguit del to i de la relaxació.

La validesa de la MTM ha estat avaluada en diferents estudis. Roch et al. (137) es van proposar determinar si el mionòmetre (MyotonPRO) era capaç de discriminar les propietats viscoelàstiques d'un punt gallet respecte un altre punt (no gallet), localitzat al múscul infraespínol, en pacients amb dolor crònic d'espatlla. També van avaluar la seva fiabilitat inter i intra avaluador i la confiabilitat test re-retest. Van veure que el dispositiu és capaç de registrar diferències estadísticament significatives entre els punts per a tots els paràmetres mesurats. Indiquen que els punts gallet presenten una major rigidesa, to i elasticitat respecte els punts no gallet, presentant una fiabilitat excel·lent.

Per la seva rellevància clínica, la fiabilitat de la MTM per avaluar el paràmetre *rigidesa* també ha estat provada en diferents estudis (138,139). Recentment, Bravo-Sanchez et al. (140) van comparar-lo amb altres instruments dissenyats per aquest fi com la tensiomiografia i la elastografia de deformació o d'ona de cisallament, en el ventre lateral del quàdriceps. Van determinar que tan la MTM (MyotonPRO® Myoton SA, Tallinn, Estonia) com la tensiomiografia (BMC-Ltd., Ljubljana, Slovenia) mostraven una excel·lent fiabilitat intra i entre dies (CCI = 0.93; 95% i CCI = 0.89; 95%, respectivament) mentre que la fiabilitat dels altres dispositius era moderada (CCI = 0.62; 95%).

No obstant, Labata-Lezáun et al. (141) van estudiar si existia correlació entre el paràmetre rigidesa (MTM) i el Desplaçament radial màxim (Dm) (Tensiomiografia (TMG), en els gastrocnemis. Les troballes indiquen una correlació negativa i que per tant, podrien estar avaluant diferents aspectes sobre la mecànica muscular. Així, l'avaluació de propietats viscoelàstiques musculars, pot realitzar-se de manera complementaria mitjançant els dos dispositius.

Bravo-Sanchez et al. (140) també van estudiar les correlacions existents entre les característiques estructurals del teixit i la rigidesa del múscul i van veure que els valors de rigidesa emprant la MTM podien estar influenciats per les característiques del teixit suprajacent. Així, alerten que les variables estructurals tals com el gruix del teixit adipós, connectiu i del múscul poden ser considerades com a un biaix a tenir en compte en els estudis d'investigació (140). No obstant, existeix controvèrsia sobre aquesta qüestió. En un estudi de validesa del dispositiu MyotonPRO® (Myoton SA, Tallinn, Estonia) per valorar la rigidesa muscular, Fröhlich-Zwahlen et al. (142) van traçar els paràmetres mesurats amb el dispositiu en funció del gruix del teixit subcutani i del teixit muscular, que van mesurar mitjançant ultrasonografia. Concretament, es van centrar en el ventre lateral del quàdriceps, el recte femoral, el tibial anterior, bíceps femoral i gastrocnemi. Ells assumien que les característiques del teixit subjacent a la sonda repercutiria en els valors de la MTM, de la forma descrita anteriorment. Sorprenentment no va ser així. Els paràmetres de rigidesa es van correlacionar de manera negativa amb aquells subjectes que presentaven una major quantitat de teixit subcutani/muscular per alguns músculs, mentre que per altres va ser a l'inrevés.

Bizzini et al. també van realitzar un estudi de fiabilitat test-retest en dos dies diferents del dispositiu Myoton-2 myometer® sobre la rigidesa del recte femoral, ventre lateral i medial del quàdriceps, bíceps femoral i gastrocnemi (lateral i medial) mostrant una bona-excel·lent fiabilitat (CCI: 0.80-0.93) exceptuant el ventre lateral del quàdriceps. No obstant, atribueixen aquesta diferència a un possible error de mesura per la dificultat de posicionar perpendicular de la sonda en el punt d'avaluació (143). A més a més, van observar que els valors de rigidesa eren majors en aquells assajos realitzats en estirament muscular respecte a les mesures realitzades en repòs. Les seves troballes reforcen la capacitat del dispositiu per diferenciar la rigidesa en diferents estats de tensió del teixit.

En l'àmbit esportiu, Pruyn et al. van avaluar la validesa de constructe de tres mètodes d'avaluació de la rigidesa muscular en comparació amb variables de rendiment, (mesures de força estàtica i dinàmica) així com la fiabilitat entre dies, en una mostra de futbolistes federades. Els seus resultats també apunten que l'avaluació de la rigidesa mitjançant MyotonPRO generarà mesures vàlides ($p > 0.05$) i fiables (CCI : 0.72-0.97) (144).

La majoria d'estudis sobre la validesa i fiabilitat han estat elaborats en subjectes sans, però recentment també s'ha plantejat la seva utilitat en pacients amb desordres neurològics. Gracia-Bernal et al. (134) han realitzat una revisió sistemàtica sobre la validesa i la fiabilitat d'aquest dispositiu en pacients amb ictus. Indiquen que, en repòs, el dispositiu és capaç de diferenciar entre els pacients sans dels que tenen ictus per al gastrocnemi medial però no per la resta de músculs de les extremitats inferiors. En canvi, sí que detecta diferències en l'elasticitat muscular durant la contracció muscular. En la línia dels estudis anteriors, els resultats sobre la seva fiabilitat per a la musculatura de les extremitats superiors també és excel·lent (CCI > 0.75).

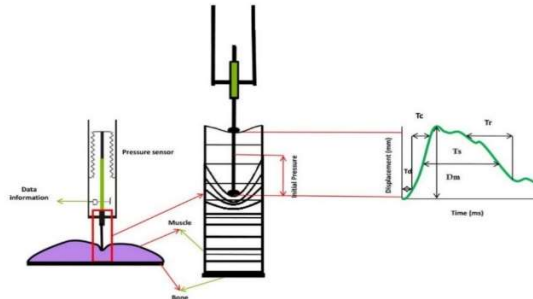
Només s'ha identificat un estudi que descriu paràmetres normatius i estimacions de la variància dels valors obtinguts amb la miotonometria (145). Aquest se centra en les mesures en estat de repòs i de contracció del gastrocnemi per al paràmetre rigidesa en una mostra de 102 participants sans. Els autors destaquen que els intervals de confiança per a la variable de rigidesa muscular eren petits, pel que les estimacions van ser prou precises. També indiquen que, mitjançant la MTM, els valors de rigidesa varien en funció del sexe. En concret, es va detectar un augment del 35% de rigidesa en repòs i del 76% en contracció dels homes respecte les dones. Per això, recomanen la consideració del sexe en futurs estudis com a variable a tenir en compte en la seva interpretació. També van estudiar la influència de factors demogràfics i antropomètrics sobre la rigidesa. Els autors indiquen que no hi ha relacions significatives entre la rigidesa muscular i l'edat (subjectes inclosos de 24-45 anys), l'índex de massa corporal, la freqüència i durada d'exercici o la velocitat de la marxa.

En canvi, s'han descrit certes limitacions referents a la seva aplicació. Destaquem que no es pot realitzar una avaluació conjunta de grups musculars, ja que està pensat per l'avaluació d'un múscul de forma aïllada i que tampoc es poden avaluar músculs profunds, músculs coberts de greix subcutani (de més de 20 mm) o músculs amb una massa molt petita (de menys de 20 grams) (136).

4.4.2. Característiques contràctils del teixit muscular. Tensiomiografia

La tensiomiografia és un mètode d'avaluació desenvolupat a principis dels anys 90 a la Faculty of Electrical Engineering de la Universitat de Ljubljana (Eslovènia). El seu objectiu era poder avaluar el to muscular de pacients amb patologies neuromusculars. Posteriorment, van veure les seves possibilitats dins l'àmbit esportiu i els seus estudis es van intensificar amb la col·laboració dels equips olímpics pels Jocs Olímpics de Sydney del 2000 (146,147).

La TMG mesura les característiques contràctils dels músculs que es troben en un pla superficial. Mesura els canvis geomètrics (desplaçament radial màxim) que es produeixen al ventre muscular com a conseqüència d'una contracció isomètrica, generada per un estímul elèctric extern (146,147). Aquest fet marcaria de diferència principal amb la miotonometria on el registre s'obtidria amb el múscul en estat de repòs. Així, la MTM i la TMG poden ser instruments complementaris per l'avaluació de propietats biomecàniques en condicions muscular passives o actives. El dispositiu incorpora un sensor de desplaçament d'alta precisió ($4\ \mu\text{m}$) que es col·loca perpendicular a la superfície del ventre muscular, amb una lleugera tensió prèvia ($0.2\text{N}-0.8\text{N}/\text{cm}^2$) (148), per registrar la deformació radial del múscul després de ser estimulat elèctricament (24). És precisament d'aquesta pre-tensió d'on derivaria el nom del sistema: tensiomiografia (23) (Imatge 11). L'estimulació elèctrica es produeix mitjançant dos elèctrodes adhesius situats simètricament, proximal i distal al sensor de desplaçament, a una distància definida (24). L'estimulació s'incrementa de manera progressiva fins a obtenir l'amplitud de desplaçament radial màxim individual (24). La intensitat de l'estímul habitualment oscil·la entre 60 i 100 mA (23), encara que també s'han definit de rangs d'intensitat d'entre 10 i 65 mA (148) o d'1 a 110 mA (15).



Imatge 11. Esquema del funcionament del transductor de la TMG.

Es considera un instrument que ofereix diferents avantatges respecte altres sistemes. Destaca perquè no requereix la participació activa per part del subjecte avaluat i aquest és un aspecte a rellevant dins el món de l'esport, perquè no implica un esforç físic ni fatiga que puguin alterar les rutines d'entrenament. Les estimulacions elèctriques són de intensitat moderada, pel que es considera una eina innòcua. La informació que proporciona resulta útil pel control d'aspectes relacionats amb les característiques morfològiques i funcionals de les estructures musculars analitzades (147). Aquestes dades permeten obtenir un informe de valors que corresponen a quatre intervals que caracteritzen la resposta mecànica muscular (146).

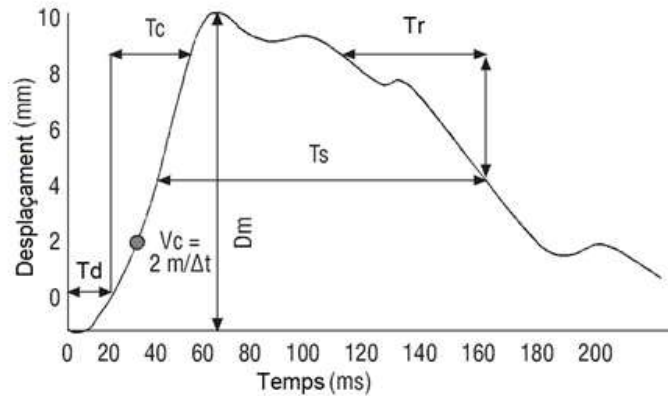
El primer interval representa el temps que tarda el múscul en respondre a un estímul que, en funció de les característiques i les possibles patologies associades, oscil·la entre 20 i 60 ms. El segon interval esdevé quan la contracció s'accelera ràpidament fins a la màxima deformació, que serà l'inici del tercer interval, on es produirà una estabilització de la resposta, per entrar finalment a l'últim interval, on es produirà un descens (146).

D'aquest procés deriven els 5 paràmetres: un espacial expressat en mil·límetres (mm) i els altres temporals expressats en mil·lisegons (ms), tots ells dependents de la magnitud de desplaçament radial (D_m) de les fibres musculars (Imatge 12) (24,146).

- *Desplaçament radial màxim del ventre muscular (D_m)*. També s'anomena Deformació màxima i s'expressa en mil·límetres. Representa la rigidesa o *stiffness* muscular i depèn de les característiques del subjecte i grup muscular avaluat, així com del seu entrenament. Valors baixos respecte als valors mitjans establerts, indicarien un elevat to muscular i un excés de rigidesa, mentre que valors

excessivament alts indicarien una falta de to muscular o un grau elevat de fatiga muscular (14,23,24).

- *Temps de reacció (T_d)*. També s'anomena de retard o d'activació. Representa el temps que tarda el múscul a assolir el 10% del desplaçament total observat després de l'estimulació, que dependrà del tipus de fibra dominant o l'estat de fatiga entre d'altres.
- *Temps que es manté la contracció (T_c)*. Es determina a partir del temps que transcorre des que finalitza el temps de reacció fins a arribar al 90% de la deformació màxima. Aquesta mesura es relaciona amb la composició del tipus de fibra muscular, lentes o ràpides, del múscul estudiat (148) i la velocitat de generació de la força (24). El valor resultant és més baix quan major és percentatge de fibres tipus II que presenta el múscul, i més alt quan major és percentatge de fibres del tipus I (148). Per altra banda, el T_c més llarg significaria una generació de la força de contracció més lenta, indicatiu del tipus de fibra però també pot dependre de la disminució de la rigidesa del tendó (23).
- *Temps de sustentació (T_s)*. Representa el temps teòric en el que es manté la contracció.
- *Temps de relaxació (T_r)*. Aporta informació sobre nivells de fatiga. Els nivells alts en aquest valor respecte als valors normals indicarien potencials estats de fatiga (146).
- A més a més, de la relació entre el desplaçament radial màxim (D_m) i el temps de contracció (T_c) se n'obté la *Velocitat de contracció (V_c)*, altrament anomenada velocitat de desplaçament radial o velocitat de resposta normalitzada.



Imatge 12. Diagrama dels intervals desplaçament-temps generat per la TMG

L'aparell ha a demostrat una fiabilitat excel·lent inter observador, intra sessió i entre-dia pel ventre extern, intern, recte femoral i per bíceps femoral (22,149). Presenta un baix error de mesura en tots els paràmetres excepte pel T_r i el T_s pels quals, segons l'estudi de Martín-Rodríguez et al. (14), no es recomanaria la seva utilització.

Diversos estudis han determinat la validesa de constructe de la TMG pel que fa a les variables de T_c o V_c i la proporció de fibres lentes del múscul. El primer estudi realitzat en aquest sentit data del 1997, on van demostrar que V_c era menor en els músculs amb un major percentatge de fibres lentes i més alt en aquells músculs amb major proporció de fibres ràpides (150). Més endavant, es van realitzar estudis mitjançant biòpsies de 15 cadàvers d'individus sans i es va veure que el percentatge de fibres lentes també es correlacionava de manera positiva amb el T_c (151,152).

Pel que fa a la fiabilitat conjunta dels diferents paràmetres, una revisió bibliogràfica agrupa diferents estudis en aquest sentit (23). Destaquem l'estudi realitzat per Krizaj et al. (153) on s'analitza la repetibilitat a curt termini dels paràmetres obtinguts sobre la RNM, després d'aplicar estímuls 30 vegades consecutives i capturar les respostes obtingudes. Els autors van obtenir un CCI de 0.89 per a tots els paràmetres (23).

Però segons els resultats que aporten diferents estudis de fiabilitat es recomana que l'avaluació amb TMG se centri en els paràmetres de D_m i T_c , perquè són els més estudiats i els més estables (15,24,153,154). També s'han obtingut resultats favorables respecte la fiabilitat entre-dies sobre aquests dos paràmetres (D_m i T_c) amb CCI superiors a 0.98 i

coeficients de variació per sota de 5% (23). En concret, el Dm és el paràmetre amb les puntuacions de fiabilitat més altes (entre un CCI =0.92 o CCI =0.99) (154).

En canvi, alguns autors plantegen dubtes respecte l'ús de la TMG, com a conseqüència de la variabilitat dels seus resultats, sobre tot per aquells músculs sobre els quals no es té suficient experiència en TMG o quan l'utilitza un avaluador poc experimentat (155). Tot i contemplar-la com una eina prometedora, consideren que els estudis de validesa i fiabilitat realitzats fins al moment són de baixa qualitat en funció dels conceptes de validesa, resposta i fiabilitat que s'estiguin utilitzant (14). Un altre punt de debat és la falta de consens respecte l'orientació polar dels elèctrodes que, a vegades, és absent dins els protocols dels estudis (23). El que sí s'ha vist en estudis de fiabilitat és que la modificació deliberada de la distància entre els elèctrodes afecta de manera significativa el resultat respecte el Dm i, en menor mesura, per a la resta de paràmetres. En concret, disminuir la distància entre elèctrodes de ± 5 cm a ± 3 cm pot resultar en un reclutament espacial menor i més superficial de les fibres musculars, modificant els resultats (154). Hi ha consens en que el paràmetre més valuós és trobar aquella corba de desplaçament-temps que presenti el valor més alt de Dm. No obstant, pocs estudis descriuen quina de les corbes és la que s'ha de seleccionar: la mitjana de les dues màximes o la que presenta el màxim Dm per múscul avaluat. Pel que fa al protocol d'aplicació de la intensitat de l'estímul elèctric, hi ha estudis que apliquen un únic estímul d'intensitat concreta i d'altres que comencen amb una intensitat baixa (20-30 mA) i la van incrementant fins a assolir la màxima estimulació (110 mA) (23,24,148). En subjectes esportistes però també per la població en general (23), s'aconsella l'ús de la modalitat incremental perquè se solen obtenir els valors de Dm màxim entre 90 i 110 mA i, en cas d'aplicar aquesta intensitat de manera directa, podria resultar incòmode. Aquest procediment incremental ha demostrat una alta fiabilitat per Dm i Tc en ciclistes, caiaquistes i futbolistes d'elit i/o professionals. No obstant això, l'ús de diferents protocols no sembla afectar la fiabilitat dels valors obtinguts amb la TMG (15).

La TMG ha estat emprada en estudis anteriors per avaluar les característiques neuromusculars en diverses poblacions: subjectes joves sans, esportistes, malalties com ara la polineuropatia diabètica o l'esclerosi múltiple (156). En l'àmbit esportiu, les característiques neuromusculars dels jugadors han estat avaluades mitjançant la TMG en esports com ara el rugbi, el voleibol, atletisme o maratons, essent el futbol l'esport col·lectiu més estudiat amb aquesta eina (15). Per exemple, s'han avaluat els efectes de l'exposició

a aigua freda observant un augment de Dm posterior, o per estudiar les propietats musculars contràctils del múscul quàdriceps entre futbolistes després de portar kinesiotape durant 3 dies (14,155,157). També s'ha utilitzat per mesurar els canvis de propietats contràctils musculars durant els períodes d'entrenament i avaluar així els seus efectes al llarg de la temporada. La literatura suggereix l'ús de la TMG per controlar i individualitzar les càrregues d'entrenament d'esportistes de diferents disciplines per a períodes concrets o durant tota la temporada, ja que també es considera una eina útil com a indicadora del rendiment esportiu (15). Un dels primers estudis que es va realitzar en aquest sentit va plantejar estudiar la relació entre dos paràmetres del rendiment esportiu, la força màxima ($W_{\text{màx}}$) i consum màxim d'oxigen ($Vo2_{\text{màx}}$) en ciclistes, trobant una correlació positiva entre aquests valors i el Dm per la musculatura estudiada (recte femoral i bíceps femoral) (158). En aquesta línia, Loturco Irneu et al. (159) també van comparar les propietats mecàniques musculars mitjançant TMG amb el rendiment del salt en esportistes d'elit de resistència (triatlètes i corredors de resistència) i potència (velocistes, saltadors i llançadors). Van veure que millors resultats en el salt requerien de valors inferiors de Dm (entre d'altres) per la musculatura de recte i bíceps femoral. A més a més, els atletes de potència van presentar valors de rendiment del salt vertical superiors que els de resistència i, a través dels valors obtinguts amb la TMG, es podia diferenciar clarament entre el tipus d'atleta (160).

També s'ha utilitzat per identificar factors de risc potencials per a les lesions del lligament encreuat anterior (LCA). Sembla ser que una reducció del Dm del bíceps femoral suposaria un factor de risc de lesions del LCA en jugadors de futbol masculí. També s'ha utilitzat per controlar els canvis/adaptacions musculars del tren inferior (quàdriceps, IS i gastrocnemis) en resposta a la reconstrucció del LCA i el seu procés de rehabilitació (14,155).

Deixant l'àmbit esportiu, la TMG també s'ha considerat una eina útil per avaluar i quantificar el dolor dels punts gallet de la zona del gluti en trastorns del maluc. També per observar els canvis i adaptacions de la RNM del gluti major després d'intervencions quirúrgiques, com ara artroscòpia de maluc, o durant la rehabilitació de l'impingement acetabular (14). Gràcies a la TMG, també s'ha vist que no hi havia diferències significatives pel que fa a les propietats musculars contràctils entre punts gallet actius i latents dels músculs espinals erectors lumbar dels subjectes amb dolor lumbopèlvic, mentre que els actius presentaven major

rigidesa (mesurada amb sonoelastografia) i menor tolerància del dolor a la pressió (mecanosensibilitat) (161).

La majoria d'estudis publicats sobre l'ús de la TMG se centren en l'avaluació de les propietats contràctils sobre la musculatura de l'extremitat inferior (gluti, bíceps femoral, recte femoral, vast medial del quàdriceps o gastrocnèmis) tot i que s'ha publicat algun estudi sobre l'extremitat superior (bíceps braquial i deltoides) (15) o el tronc (recte abdominal i multífids) (162). Diferents estudis proven la fiabilitat de la TMG sobre músculs de la cadena posterior de la extremitat inferior, com per exemple el múscul bíceps femoral reportant una alta fiabilitat (CCI = 0.78 – 0.95) (160,163). La TMG s'ha utilitzat en estudis d'intervenció per avaluar els efectes sobre les característiques contràctils d'un programa d'exercicis al sobre diferents músculs com ara el semitendinós i bíceps femoral (164,165), per la musculatura del gluti major i gluti mig (166). També en processos de recuperació i readaptació a entrenament en lesions IS (148,160) o després d'una lesió del LCA (155).

Molts dels estudis publicats sobre l'extremitat inferior, realitzen una avaluació unilateral centrada en la extremitat dominant, per això Álvarez-Díaz et al. (156) comparen les característiques contràctils entre diferents músculs de la extremitat inferior de jugadors de futbol, en funció de la seva dominància. Conclouen que la dominància no interfereix sobre els valors proporcionats amb TMG a l'extremitat inferior. Suggereixen que no hi ha necessitat d'avaluar bilateralment i que la dominància de l'extremitat inferior no es consideraria un factor confusor per a l'avaluació de les propietats contràctils amb TMG.

4.4.3. Mecanosensibilitat. Algometria

El dolor d'origen mecànic és mediat per l'estimulació de les terminacions nervioses lliures, procedents de les fibres de naturalesa mecanosensible (A delta i C). En funció de la intensitat de l'estímul mecànic es comporten com a receptors de la tensió mecànica o nociceptors, quan aquesta pressió és excessiva. No obstant, es consideren polimodals perquè no només són sensibles als estímuls mecànics sinó que també responen a estímuls tèrmics i químics. Per això, l'alliberació de diferents substàncies inflamatòries o algògenes podrien conduir a la seva sensibilització (167).

Segons el model patològic de Johansson i Sojka, la contracció perllongada d'un múscul així com l'augment de la seva rigidesa condueixen a la producció de metabòlits que activen el sistema nociceptiu perifèric (168). Un augment de to o rigidesa muscular se suggereix com

a una possible font de dolor musculoesquelètic. Per això, es considera rellevant avaluar les propietats mecàniques i viscoelàstiques conjuntament amb el grau de sensibilitat a la pressió. En aquest sentit, Ishikawa et al. (169) van avaluar si hi havia diferències de rigidesa en la musculatura dorsal entre subjectes que manifestaven dolor del coll i espatlla i els que no. Van utilitzar l'escala visual analògica per a l'avaluació de la intensitat del dolor, i l'elastografia ultrasònica per a la rigidesa muscular, abans i després de fer una tasca sostinguda davant del ordinador. Els autors van detectar que els pacients amb intensitats de dolor més altes presentaven majors valors de rigidesa abans de començar la tasca. Suggereixen que la rigidesa muscular pot ser un signe clínic important per a la detecció precoç d'alteracions musculoesquelètiques. Se sap també que el dolor percebut sobre les estructures més profundes, com ara els músculs, pot tenir un paper important en l'activació dels mecanismes de sensibilització central (com a conseqüència del sumatori espacial i temporal d'estímuls nociceptius perifèrics), que podrien inclús generar patrons de dolor referit (170).

Els autoinformes del pacient mitjançant escales categòriques (descriptives o analògiques) són la forma més comú d'avaluar la percepció del dolor. Existeixen escales de qualificació numèrica (Numerical Rating Pain Scale (NRPS)), de qualificació verbal (Verbal Rating Scale (VRS)) o analògiques visuals (Visual Analogue Scale (EVA)). Segons l'estudi de Williamson et al., totes elles presenten una bona validesa i fiabilitat (171). S'han descrit coeficients de correlació entre els resultats de les escales i estímuls estàndard de 0.735 per NSPR, de 0.796 per VRS i de 0.818 per la VAS. Segons Lara et al., els índex kappa per a la concordança intra observador va ser de 0,70, 0,59 y 0,65, respectivament (172). A la revisió de Williamson et al., els autors indiquen que la EVA és la més complicada d'utilitzar clínicament i que presenta una taxa de fracàs més elevada. Per la seva banda, VRS sembla ser la més fàcil d'utilitzar però la menys sensible, mentre que la NRPS és fàcil d'administrar i és tan sensible com la EVA. Apunten doncs que, a la pràctica clínica, NRPS i VRS poden ser apropiades però que per a l'avaluació del dolor en l'àmbit de recerca NRPS pot ser la més útil. Malgrat que totes elles presenten limitacions relacionades amb la naturalesa subjectiva de la percepció del dolor, la validesa de constructe estudiada anteriorment fa que sigui un instrument de mesura fiable quan les mesures són repetides en diferents moments, de manera relativa a un mateix subjecte (173,174). Alghadir et al., van estudiar el canvi

mínim detectable per a les tres escales en pacients amb dolor posterior de genoll, que va ser de 1.33, 0.58 i 0.08, i per NRPS, VRS i EVA, respectivament (175).

Jensen Hjerstad et al. van investigar l'ús i desenvolupament de les escales unidimensionals per a l'avaluació de la intensitat del dolor. Van tenir en compte aspectes com el context clínic del pacient, la forma i fi de la seva administració (clínica o recerca), el seu compliment o les preferències del pacient. Els autors indiquen que si bé totes tres es poden aplicar de manera fiable per descriure la intensitat del dolor, l'elecció d'una o altra s'ha de basar en el context en el qual s'utilitzi. I conclouen que NRPS permet una millor avaluació unidimensional adaptada a diferents entorns (171).

En canvi, el llinard de dolor a la pressió és el procés més emprat per testar la mecanosensibilitat. Es defineix com la quantitat mínima de pressió que produeix dolor i s'utilitza clínicament per determinar el grau de sensibilitat local o pel diagnosi del síndrome de dolor miofascial, caracteritzat per l'aparició dels punts gallet miofascials actius (176,177). S'aplica en punts localitzats en àrees del ventre muscular, perquè són més mecanosensibles que les zones miotendinoses (178). Aquest procediment proporciona un valor quantitatiu de la percepció del dolor i permet fer-ne el seguiment durant els processos de rehabilitació mitjançant l'algòmetre, també anomenat dolometre (169). Existeixen diferents tipus de dispositius al mercat: des d'algòmetres manuals amb sistemes de molla, fins a dispositius electrònics que integren manòmetres de tensió o pneumàtics. En canvi, no s'han trobat diferències estadísticament significatives entre els aparells per a finalitats clíniques (176). L'instrument disposa d'una sonda, que sol tenir entre 0.5 i 1 cm² de superfície, que transfereix la força de pressió als teixits més profunds. Aquesta es col·loca de manera perpendicular a la superfície del teixit diana, al qual se li aplica una pressió de manera constant i progressiva. El ritme d'aplicació ha estat definit de 1 kg·cm⁻²·s⁻¹ (179). Generalment, l'algòmetre disposa d'un sistema integrat que converteix la pressió aplicada en kilograms o newtons per cm². Quan el pacient informa de la percepció del dolor, s'atura la pressió i es registra el valor (169).

Estudis anteriors han avaluat la validesa instrumental dels algòmetres mitjançant plataformes de força i han reportat alts nivells de correlació (r=0.99). No obstant, l'aplicació de la força i la seva progressió ha estat un punt debat sobre el qual s'assumeix que, un ritme ràpid en l'aplicació de la força podria provocar l'aparició d'un llinard més baix de dolor. Per això, Kinser et al. van avaluar la validesa de constructe observant si era possible que

un investigador mostres una taxa d'aplicació de la força constant després de ser entrenat. Els seus resultats indiquen que la pràctica amb el dispositiu permet una aplicació precisa i replicable (179).

Fisher et al. van obtenir resultats excel·lents en la fiabilitat i reproductivitat del procediment. Mitjançant l'algometria, van avaluar 9 punts gallet en una mostra de 50 homes i dones sans, en comparació amb els mateixos punts contralaterals, sense trobar diferències significatives. Realcen però que aquesta fiabilitat es produeix quan cada participant és el seu propi control (180). La confiabilitat intra i entre subjecte ha estat àmpliament provada en els ventres musculars però també sobre els nervis. En concret, Fingleton et al. indiquen que les mesures del lliandar de dolor a la pressió mitjançant algometria presenten una fiabilitat de bona a excel·lent (CCI : 0.69-0.9) pels nervis femoral, ciàtic i peroné comú (174,181).

4.4.4. Longitud i Flexibilitat isquiosural. Mètodes d'avaluació indirecte

L'escurçament isquiosural ha estat relacionat amb una major incidència lesiva així com amb una disminució del rendiment físic i/o esportiu, per això la seva avaluació és una pràctica habitual (182). A la literatura existeixen diferents mètodes d'avaluació indirecta que es basen en mesures angulars, mitjançant la goniometria (183).

L'elevació de la cama recta estima la longitud IS, a través de la mesura de l'angle de la flexió de maluc amb extensió de genoll. Es posiciona al pacient en decúbit supí a la llitera amb els genolls en extensió i els malucs en posició neutra. De manera passiva i progressiva, es realitza un moviment de flexió de maluc, mantenint el genoll en extensió de l'extremitat avaluada, fins que el pacient avisa d'una sensació de tensió a la part posterior de la cuixa (o bé flexioni el genoll o s'iniciï una retroversió de la pelvis). Mitjançant un goniòmetre de braços, l'avaluador mesura la flexió coxofemoral, situant l'eix al punt de projecció del cap del fèmur, un braç del goniòmetre seguint la línia horitzontal (paral·lel a la llitera) i l'altre braç el fèmur, en direcció al cap del peroné (184). S'ha determinat com el millor mètode per la seva fàcil execució, encara que hi ha diferents factors que poden alterar el seu resultat com ara la posició del turmell respecte el pla sagital o la rotació de la pelvis. A més a més, l'elevat braç de palanca que es necessita per realitzar el moviment pot ser una dificultat per aquelles persones que presentin una debilitat a la musculatura flexora de maluc (183).

Amb l'objectiu d'eliminar els errors de mesura anteriors, s'utilitza el *test passiu d'extensió de genoll* (PKE, de l'anglès passive knee extension) (183,185). Per realitzar la prova el pacient se situa en decúbit supí amb el maluc en una flexió de 90°. Ac continuació, s'aplica una extensió de genoll passiva, evitant qualsevol alteració posicional del maluc. Pel registre angular, l'eix del goniòmetre se situa al còndil lateral extern del fèmur, un braç del goniòmetre seguirà el fèmur en direcció al trocànter major i l'altre seguirà la cama, en direcció al mal·lèol extern del peroné. Es destaquen alguns inconvenients de la prova com ara l'aparició d'una retroversió de la pelvis associada a una rectificació de la lordosi lumbar, als últims graus d'extensió de genoll. Per tal de controlar aquesta compensació s'utilitza una singla. Per a millor fiabilitat de la prova es precisen dos avaluadors, un que realitza la maniobra, i un altre que se'n encarrega del goniòmetre i la lectura angular (185). No obstant això, la prova presenta una alta fiabilitat test re test tan en subjectes sans (CCI = 0.99) (32) com amb subjectes amb patologia (CCI 0.77) (186).

No existeix un consens clar sobre els valors de normalitat de longitud o d'escurçament IS. A la seva revisió, Ayala et al. (185) van identificar una classificació d'escurçament en dos graus (lleu o modera), en funció del test emprat. Per a *l'elevació de la cama recta* es consideren normals aquells valors que oscil·lin entre els 70-90 graus de flexió passiva de maluc. Identifiquen un estudi que determina l'escurçament IS, on es classifica d'acord a un escurçament lleu o de grau I amb un angle entre 61-74°, i moderat o de grau II quan aquest angle és igual o menor a 60°. Mentre que, pel *PKE* es consideren valors normals de 0-15° de flexió de genoll, un escurçament moderat a partir dels 16° fins als 34° i un escurçament marcat a partir dels 35° per arribar a la extensió de genoll.

Donada la implicació de la pelvis amb la musculatura IS, des d'un punt de vista anatòmic sovint es descriu la incapacitat de dissociar el moviment de flexió de maluc de la retroversió de la pelvis. Per això, existeixen una sèrie de proves enfocades a avaluar de manera conjunta la flexibilitat de la part baixa de l'esquena i la musculatura IS. Aquestes proves són totes elles variants de "clàssic sit and reach test". Es tracta d'una prova no angular, on el subjecte s'havia de col·locar assegut al terra amb ambdues cames en extensió i els peus col·locats en contacte contra una caixa construïda per aquest fi. En aquesta posició havia de flexionar el tronc endavant i anar a tocar amb les mans el més lluny possible de la part superior de la caixa, on se situaria una mesura de longitud en centímetres. La posició final seria la puntuació de la prova.

La prova ha estat modificada en diferents versions. Per tal d'evitar l'ús de material accessori, es va dissenyar V sit and reach test, sense la caixa. El pacient s'asseia al terra amb les cames posicionades en forma de V, a una distància de 23 cm entre elles i una regla situada al mig, longitudinalment. Més endavant es va proposar una versió (Modified sit and reach) que tenia en compte el biaix de longitud de les extremitats superiors entre els subjectes. Així, la puntuació de la prova ja no era el valor absolut final registrat, sinó la diferència entre el valor inicial i el final (187). La inquietud de provocar una compressió excessiva als discs intervertebrals a causa de la flexió de tronc implícita durant l'avaluació bilateral, va fer plantejar la realització d'una nova prova de manera unilateral, donant lloc a l'anomenada "back saver sit and reach test". El pacient estava assegut amb l'extremitat avaluada estirada i la no avaluada flexionada amb el peu recolzat al terra. No obstant, en aquesta última també s'emprava l'ús d'una caixa per seure i la puntuació de la prova era el valor absolut registrat (29).

La prova "Modified back saver sit and reach" (MBSSR) incorpora els avantatges de les proves anteriors. En primer lloc, no es necessita una caixa sinó que es pot realitzar en una llitera, es fa de manera unilateral amb la cama no avaluada situada en flexió de genoll (aproximadament 90 graus) i el peu en contacte amb el terra i, finalment, el registre es fa mitjançant un metre, puntuant-se d'acord a la diferència entre el valor inicial i el valor final.

Sai-Chuen Hui et al. van desenvolupar l'estudi de validesa i fiabilitat del MBSSR, en comparació amb la resta de versions anteriors en una mostra de 158 subjectes, respecte a mesures de criteri pels IS (elevació de la cama recta) i per la zona baixa de l'esquena (MacRae Wright test). Els autors van veure que totes les proves tenien una alta fiabilitat (r : 0.89 – 0.98) i que el MBSSR tenia un CCI major amb les mesures de criteri (r =0.47-0.67 homes, r : 0.23 – 0.54 dones) tan per la part baixa de l'esquena com pels IS, respectivament, en comparació amb la resta de tests. També que la seva validesa és major en homes. Per altra banda van avaluar el grau de comoditat en cada una de les proves, resultant el MBSSR la prova més confortable (29). No obstant, segueix existint controvèrsia respecte la validesa de criteri de la prova per estimar la longitud de la musculatura IS i de la part baixa de l'esquena amb les diferents proves existents. Un metanàlisi publicat amb aquest objectiu, el qual agrupava 34 estudis, va determinar que les diferents variants de la prova "clàssic sit and reach" tenien en general una validesa mitjana per a la longitud IS però que aquesta

validesa és baixa quan es tracta d'avaluar l'extensibilitat de la musculatura de la part baixa de l'esquena (187).

4.4.5. Activitat elèctrica del múscul. Electromiografia de superfície

Un senyal electromiogràfic (EMG) es la representació de l'activitat elèctrica de les unitats motores d'un múscul i se centra en la recol·lecció d'informació del temps o la intensitat de la contracció muscular. Cada unitat motora esta formada per una sola motoneurona i les fibres muscular proveïdes per les seves branques axonals (147). El registre de l'activitat elèctrica es basa en el fet que es produeix una difusió iònica, com a conseqüència de l'activació muscular, que generarà un potencial d'acció, captat pels elèctrodes. L'electromiografia (EMG) es un mètode de registre i anàlisi de l'activitat elèctrica del múscul esquelètic, quan aquest entra en contracció. El senyal més bàsic obtingut a través del EMG és el potencial d'acció resultant de la despolarització i repolarització de la membrana d'una fibra muscular que, en la mesura en la que arriba del nervi a la placa motora, es propaga al llarg de cada fibra muscular. La suma dels potencials d'acció activats per a cada unitat motora rep el nom de PAUM (potencial d'acció de la unitat motora) i constitueix la unitat fonamental de la EMG (47).

Existeixen dues formes de realitzar l'avaluació del comportament elèctric del múscul, la EMG invasiva i la EMG de superfície (EMGs). La primera consisteix en l'aplicació d'un elèctrode intramuscular en forma d'agulla i permet obtenir informació sobre el potencial d'acció d'una unitat motora en particular. A diferència de la EMGs, té una accessibilitat sobre músculs que se situen en plans més profunds i que, a causa de les interferències dels músculs adjacents, no es poden avaluar amb el mètode superficial. No obstant, el seu caràcter invasiu així com la seva baixa repetibilitat es consideren uns dels seus inconvenients principals (188,189).

Com que la EMGs no pot extreure les característiques de les unitats motores de manera aïllada, proporciona un altre tipus d'informació respecte la EMG d'agulla clàssica. Mitjançant els elèctrodes cutanis, la EMGs registra els potencials d'acció extracel·lulars a la superfície de la pell. Habitualment s'utilitzen dos elèctrodes (registre bipolar) i la diferència de fluctuació elèctrica (el voltatge) és el que determinarà el potencial d'acció (48). Així, a cada punt es registrarà una versió filtrada, que permetrà una estimació de variables com la velocitat de conducció o les unitats motores actives (190). A banda del seu caràcter innocu

en comparació amb la EMG invasiva, és útil per a l'avaluació funcional i es considera un mètode molt més reproducible (188).

Els paràmetres principals de deriven de l'anàlisi EMGs són l'amplitud i la freqüència del senyal. L'amplitud del senyal determina el nivell d'activació del múscul i se sol donar en forma de percentatge d'activació, habitualment calculat segons la mitjana quadràtica del senyal (RMS, de l'anglès root mean square). Per altra banda, la freqüència del senyal EMGs es relaciona amb la fatiga muscular. Segons l'observació gràfica de l'espectre de la freqüència durant la contracció muscular, la seva disminució progressiva seria indicativa d'un augment de la fatiga. L'índex de fatiga vindrà determinat per la pendent que es representa gràficament de la freqüència respecte el temps (188).

L'ús de la EMGs és cada vegada més extens. L'estudi de l'activitat elèctrica del múscul és un paràmetre que s'ha utilitzat anteriorment per l'avaluació de la funció neuromuscular, la generació de força i la producció de moviment (191). Observar el nivell d'activitat del múscul en diferents contextos clínics o processos de rehabilitació es considera una ajuda per tal d'establir diagnòstics, estratègies d'intervenció o avaluació de l'evolució dels processos de rehabilitació (189). També s'ha descrit que l'avaluació de l'activitat elèctrica muscular contribueix a monitoritzar els possibles factors de risc, el rendiment i l'entrenament en contextos esportius, com per exemple la detecció en canvis de patrons d'activació muscular, d'acord amb l'aplicació de diferents intervencions (192).

Donada l'alta variabilitat procedimental pel registre electromiogràfic descrita en els diferents estudis publicats, H. J. Hermens et al. es van proposar establir una guia de recomanacions tècniques a fi de generar resultats extrapolables i comparables a la comunitat científica i mèdica, independentment dels dispositius emprats. En primer lloc van realitzar una cerca de la bibliografia existent sobre l'ús, les propietats i els procediments de col·locació dels sensors a nivell Europeu, recollint un total de 144 publicacions, que van ser revisades per experts. Van fer una primera proposta que, al seu torn, va ser avaluada a diferents laboratoris europeus des d'un punt de vista tècnic i pràctic, donant forma a les actuals recomanacions Europees SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (193).

Al primer punt, referent als elèctrodes, van detectar un consens clar sobre l'ús del material (Ag/AgCl), per haver demostrat una baixa impedància electrotèrmica i un nivell baix de soroll. Respecte a la seva forma, (circular o rectangular) van determinar que no hi havia

diferències sempre que la superfície, la impedància de la pell i el soroll fos similar. Pel procediment de col·locació dels elèctrodes es recomana prèviament posicionar al subjecte en la posició de registre i preparar la pell per a una millor adherència dels elèctrodes. Es recomana posar els elèctrodes a una distància màxima de 20 mm, de manera paral·lela a les fibres musculars, d'acord a 27 punts de referència que la SENIAM va estandarditzar en funció de la musculatura a tractar. Des d'una visió longitudinal del múscul, es col·loca el sensor a mig camí entre la zona de la placa motora distal i el tendó distal, i des d'una visió transversal es recomana posar a la zona central segons la geometria del múscul, quedant allunyat de les seves subdivisions o septes confrontants. Per altra banda, l'elèctrode de referència s'haurà de posar sempre en una zona pròxima, en un teixit que sigui gairebé elèctricament inactiu (p.e. relleu ossi) que van descriure de manera detallada i corresponent per a cada múscul avaluat.

Finalment, per poder comparar els registres EMGs entre diferents músculs al llarg del temps o entre individus, s'han de normalitzar les dades registrades en relació a uns valors de referència obtinguts en condicions estandarditzades o reproduïbles. El mètode de normalització més emprat es la contracció voluntària màxima (CVM) isomètrica. Aquest mètode requereix una variació individual en el número d'unitats motores pel camp de mostreig de l'elèctrode, i per això se sol utilitzar l'amplitud màxima del senyal obtinguda o la mitjana quadràtica (RMS) com a valor de referència (194,195).

La EMGs sovint s'aplica de manera complementaria a d'altres sistemes de mesura que son capaços d'aportar dades cinemàtiques o cinètiques, com l'accelerometria o plataformes de força. No obstant, l'ús d'aquests dispositius accessoris queda limitat per l'alt cost econòmic que suposa la seva adquisició. Per això, les cases comercials han posat èmfasi en el desenvolupament de sistemes més assumibles, amb dissenys de dispositius portàtils i lleugers que facin més còmode el seu ús. També han posat esforços en desenvolupar sistemes que facilitin la interpretació de les dades per part dels terapeutes, amb la possibilitat de generar autoinformes instantanis. El sistema mDurance® (Realtime Technologies Ltd, Dublin, Ireland. Shimmer, 2020) és un software associat al dispositiu electromiogràfic portàtil (Shimmer) de dos canals, vinculat a una aplicació i a un servei de processament, anàlisi i emmagatzematge del senyal (mDurance®), que segueix les recomanacions Europees SENIAM. D'acord a la seva aplicabilitat durant els últims anys, Molina-Molina et al. van realitzar l'estudi de validació del instrument en comparació amb el

sistema Delsys Trigno™ Wireless com a estàndard d'or, en la musculatura extensora de genoll en individus sans. En primer lloc, van realitzar les proves de CVM isomètrica precedides de dues series de tres repeticions d'extensió concèntrica de genoll, a diferents velocitats d'execució. Els seus resultats indiquen que el dispositiu és vàlid presentant alts nivells de correlació amb l'instrument de referència per a totes les variables i velocitats comparades, a la musculatura del ventre lateral del quàdriceps i recte femoral (CCI > 0.81 i CCI >0.62, respectivament) (196).

La EMGs permet avaluar l'activitat elèctrica muscular en situacions dinàmiques com la marxa, la carrera o accions tècniques específiques en l'àmbit esportiu. També s'utilitza de manera conjunta amb diferents proves funcionals, complementant la informació i interpretació clínica en processos lesius o de rendiment. Diferents estudis han monitoritzat l'activitat elèctrica muscular amb les proves de salt vertical, conegudes per avaluar el rendiment de les extremitats inferiors (50,51).

4.4.6. Rendiment extremitats inferiors. El salt en contramoviment

La força, la potencia muscular i la flexibilitat són atributs de l'aptitud física que es consideren marcadors de l'estat de salut. En aquest sentit, existeixen bateries de proves de laboratori o de camp que estan relacionades amb les capacitats físiques. Les proves de camp són més còmodes i menys costoses d'administrar i es consideren més adequades per ser realitzades en entorns escolars o universitaris. Les proves de salt vertical en són un exemple. Destaquen perquè requereixen una implicació poliarticular i una coordinació motora complexa. S'han utilitzat per avaluar la força muscular de les extremitats inferiors, la fatiga neuromuscular o l'acondiciament en el context de l'esport i per a professionals de la salut.

El salt en contramoviment (CMJ) és un tipus de salt vertical bipodal, que es caracteritza per l'execució d'un contramoviment previ a la fase d'enlairament dels peus. Es tracta d'una prova isoinercial (en una mateixa inèrcia) gravitacionalment constant (desplaçament de carrega) i el seu patró de moviment es considera una de les formes més vàlides per monitoritzar la fatiga neuromuscular (197). Proporciona informació sobre la força reactiva de les extremitats inferiors (50) i sobre la capacitat de produir força en moviments cíclics d'estirament-escurçament. També informa de la capacitat de produir força explosiva (198), a diferència d'altres salts verticals com el salt en esquat, que se centra més sobre la força

concèntrica (51). En concret, la diferència entre els salts realitzats en contramoviment i sense s'atribueix a l'emmagatzematge i la utilització d'energia elàstica. Una major diferència entre els dos tipus de salt indicaria una millor capacitat elàstica del teixit. Estudis anteriors han suggerit que l'energia elàstica es podia emmagatzemar en el teixit tendinós durant la fase de descens i utilitzar-se a la fase d'ascens, augmentant així la producció de força (51,199). Aquest fenomen es podria considerar vàlid també per a la resta de salts verticals, on l'energia elàstica tendinosa desenvolupa un paper important a les fases inicials de l'ascens, com a conseqüència de la contracció muscular concèntrica (200). No obstant, també s'ha suggerit que puntuacions més altres en els salts en contramoviment s'explicarien segons la raó d'utilització de força excèntrica emprada (51).

Balsalobre et al. van realitzar una revisió sistemàtica amb l'objectiu d'agrupar el coneixement sobre l'ús del CMJ en diferents àmbits esportius i establir una relació amb altres paràmetres físics o fisiològics relacionats amb la fatiga neuromuscular i el rendiment. Els seus resultats indiquen correlacions del CMJ amb el nivell de cortisol en saliva, l'amoni i el lactat en sang, presència dels quals és indicador de fatiga muscular. Encara que recomanen protocols de mesura més adequats per augmentar la seva validesa i reproductivitat, conclouen que CMJ és una prova indicativa de la fatiga neuromuscular que es pot aplicar després d'una sessió d'entrenament i també al llarg de les temporades (201). A més a més, es considera un test amb una alta fiabilitat (CCI= 0.989) (202).

Les plataformes d'infraroig, els acceleròmetres o les càmeres d'alta velocitat són exemples d'instruments validats per mesurar els paràmetres d'interès dels salts verticals, sent la plataforma de força l'estàndard d'or per aquesta prova. En concret, aquests dispositius han obtingut coeficients de variació molt baixos (CV=0.01%) en la mesura del salt vertical en el tems de vol o la velocitat d'enlairament (197,202). No obstant, presenten diferents inconvenients com el seu alt cost econòmic o el seu volum, que dificulta la portabilitat en situacions de camp. Per aquests motius s'han desenvolupat instruments de mesura menys costosos i fàcils d'utilitzar, mitjançant aplicacions mòbils.

My Jump 2 és una aplicació que utilitza la càmera del dispositiu mòbil per gravar en càmera lenta els salts. Aquest vídeo s'ha de processar, indicant els fotogrames d'enlairament i de contacte amb el terra, a través dels quals es calcula el temps de vol. Posteriorment s'obté l'alçada del salt segons l'equació dissenyada a tal fi ($h = t^2 * 1.22625$, sent h l'alçada en metres i t el temps de vol en segons). A banda de l'alçada vertical, l'aplicació

també proporciona informació sobre el perfil de força, potencia, velocitat del salt, temps de contacte, rigidesa o índex de força reactiva (203,204). L'aplicació ha estat validada per a la mesura de l'alçada del salt vertical (CMJ) en comparació amb una plataforma de força presentant un CCI= 0.997 (95%, IC: 0.996-0.998). A més a més, també es va avaluar la seva fiabilitat en mesures repetides sobre un mateix subjecte, presentant un coeficient de variació de 3.4%, i la fiabilitat entre observadors amb un CCI=0.999 (95%, 0.998-0.999) (204). Recentment, l'aplicació ha estat validada per a l'índex de força reactiva del salt en caiguda (drop jump), en comparació amb una plataforma de força. Ha presentant alts nivells de validesa (CCI= 0.95; 95% IC: 0.91 – 0.96) i fiabilitat (α =0.98, CV= 6.71) (205) per aquest paràmetre, així com per avaluar l'asimetria entre les extremitats inferiors durant el salt, sobre jugadors de futbol (CCI>0.98) (206). S'ha utilitzat en diferents estudis per avaluar els efectes de del massatge de quàdriceps en corredors (57) o per valorar l'eficàcia de programes d'exercicis per a la millora del salt i l'estabilitat en jugadors de futbol (207).

4.5. Dany muscular induït per l'exercici

Les lesions musculoesquelètiques representen un problema de salut important, sobre tot en el context esportiu. Es poden diferenciar entre aquelles que responen a un trauma agut o bé al sobre ús. En l'àmbit de l'esport, la sobreestimulació mecànica muscular té per objectiu trencar la homeòstasis i crear adaptacions a l'entrenament. Però aquest propi fet, o una relació inadequada entre la càrrega i els períodes de recuperació, pot generar micro lesions al teixit que, en cas d'acumular-se, acabarien generant la lesió per sobre ús. Sovint, les microlesions apareixen molt abans d'experimentar dolor o disminució en el rendiment o disfunció, situant en una posició potencialment vulnerable el teixit muscular d'un esportista regular. En aquest sentit, experiments amb animals han demostrat que la sobrecarrega genera danys a la matriu extracel·lular, sense que aquests siguin percebuts de manera macroscòpica (123).

Si bé s'han reportat àmpliament els seus beneficis, se sap que les accions excèntriques (en les quals el múscul s'allarga mentre roman actiu) també augmenten la rigidesa muscular i estan íntimament lligades a danys estructurals en els sarcòmers, inflamació i degradació de proteïnes musculars. Aquest procés es coneix com a *dany muscular induït per l'exercici*. Aquest dany acostuma a acompanyar-se d'una disminució temporal del ROM i de la força muscular (208,209). Estudis anteriors han avaluat el dany muscular generat per aquestes accions mitjançant biòpsies en el múscul solí. Després de realitzar descensos d'escales de manera repetida, s'han observat alteracions focals de les miofibril·les, canvis sobre la integritat estructural de la línia Z i pèrdua de miofilaments gruixuts, principalment sobre les fibres de tipus II, fins a 6 dies després de realitzar exercicis. També s'han observat signes de dany de la matriu extracel·lular (perimisi i endomisi) del múscul bíceps braquial després del treball excèntric, apuntant que l'exercici provoca alteracions de la fibra muscular, que repercuteix sobre la matriu extra cel·lular i el sistema capil·lar (210).

Però per la naturalesa invasiva de l'estudi mitjançant biòpsia muscular, l'avaluació del dany muscular es realitza mitjançant tècniques indirectes com la percepció del dolor, l'avaluació de proteïnes en sang i la força de contracció voluntària màxima (123,209,210). La pèrdua de força després de realitzar un exercici excèntric es considera una de les mesures indirectes més fiables del dany muscular. Comparativament, un exercici concèntric pot generar una pèrdua aproximada d'un 10-30% de la força immediatament després, tornant-

se a recuperar al cap de poques hores. Mentre que de manera excèntrica s'han reportat pèrdues de capacitat de generació de força de fins el 50-65%, en comparació amb els valors basals, que poden tardar des d'una a dues setmanes en restablir-se. Estudis experimentals indiquen que l'allargament de les fibres musculars durant les accions excèntriques genera una tensió mecànica per sobre del llindar òptim de longitud muscular, essent una de les causes principals del dany muscular induït per l'exercici. De fet, s'ha correlacionat el grau de pèrdua de força muscular amb la longitud inicial del múscul, produint-se una major pèrdua de força quan el treball es realitza amb una longitud muscular major (210). No se sap exactament quin és el mecanisme que explicaria la pèrdua de força després dels exercicis excèntrics, encara que aquest fet s'ha atribuït a la falta de uniformitat en l'estirament dels sarcòmers durant l'acció muscular, així com al dany generat als components elàstics musculars (209,210).

En l'àmbit esportiu, la musculatura IS és la que presenta majors taxes de lesió a nivell d'extremitat inferior, en esports que impliquen canvis de direcció ràpids, salts o esprints. En aquest context, la musculatura actua de manera excèntrica amb alts nivells d'activació, per controlar els moviments d'acceleració i desacceleració requerits, justificant així la prevalença lesiva (211,212).

4.6. Musculatura isquiosural

4.6.1. Descripció anatòmica i biomecànica

La musculatura isquiosural és un conjunt de tres músculs format pel i el bíceps femoral (BF), el semimembranós (SM), el semitendinós (ST), tots localitzats al compartiment posterior de la cuixa. El bíceps femoral es localitza a la cara més externa i consta d'un cap llarg, que té un origen comú a la tuberositat isquiàtica amb el múscul ST. Mentre que l'origen del SM se situa lateralment a aquests (213). El cap curt del BF s'origina al llavi lateral del terç inferior de la línia aspra i la cresta supra condílica del fèmur. De manera conjunta, els dos ventres s'uneixen formant el tendó d'inserció al cap del peroné. El múscul ST se situa medial al BF i s'ha de descriure que les seves fibres sorgeixen de manera conjunta amb les fibres proximals del cap llarg del BF. Aquesta unió morfològica podria tenir implicacions funcionals que s'han considerat un factor de risc de lesió IS, perquè el vector de força horitzontal generat durant el cicle d'escurçament i elongació contràctil podria mobilitzar medialment el cap llarg del bíceps femoral (214).

A diferència de les fibres del BF, que recorren la part posterior de la cuixa de manera obliqua, caudal i lateralment, les fibres del SM ho fan caudal i medialment. Es dirigeixen a la part posterior del còndil femoral medial per inserir-se a la zona medial del còndil tibial medial. Per a la seva banda, el múscul SM se situa en un pla més profund. La seva ampla aponeurosi, que abasta gairebé la meitat superior des del seu punt d'origen fins a esdevenir múscul, dona significat al seu nom. Presenta una inserció múltiple amb un tendó directe a la cara medial de la tibia, per sota del còndil intern, un tendó reflex dirigit cap a la part superior i anterior del còndil medial de la tibia i un tendó recurrent dirigit a la part posterior de l'articulació del genoll, donant lloc a la pota d'ànec profunda. Atesa la disposició insercional del conjunt muscular, el seu correcte funcionament es considera important pel manteniment de l'estabilitat de l'articulació del genoll, juntament amb la musculatura quadricipital.

Malgrat que la seva funció principal és la de flexionar el genoll, al tractar-se de músculs biarticulars, també participen en l'extensió de maluc. Gràcies a la seva morfologia penniforme, la seva alta composició de teixit connectiu i tendència a l'escurçament realitzen també una funció antiflexora de tronc, quan actuen en cadena cinètica tancada. De manera més analítica també es descriu una major activació del cap llarg del BF i el SM durant

l'extensió de maluc i del ST i cap curt del BF durant la flexió de genoll (215). Des d'un punt de vista funcional, l'activació dels músculs IS s'ha vist involucrada de manera significativa en comparació amb altres músculs de l'extremitat inferior en accions que impliquen acceleracions i desacceleracions d'alta intensitat o durant la fase final del vol dels esprints o les carreres.

Des d'un punt de vista arquitectònic, s'han descrit diferències rellevants entre els diferents músculs IS que podrien desencadenar alteracions funcionals durant la seva acció. D'entrada, el cap llarg del BF presenta les fibres més curtes i pennades respecte als altres músculs (216). En canvi, pel fet de tenir una major longitud (tan del seus fascicles, com del tendó), el ST mostra una menor tensió relativa, per a un mateix moviment articular respecte la resta (217). S'ha suggerit com a atribut positiu el fet que un múscul, dins d'un grup sinèrgic, presenti variacions morfològiques respecte a la resta, perquè que li permet donar respostes adaptatives en funció de la magnitud, rang de moviment i velocitat de l'acció requerida. Però a la seva revisió, Eleftherios Kellis et al. (218) apunten que aquestes diferències intermusculars per a la musculatura IS tenen un impacte negatiu important sobre la capacitat de generar força i augmenten el risc de lesió. Models simulats demostren diferències en el grau de força muscular en funció del canvi de longitud produït en el moment de l'acció. En concret, s'ha descrit que el cap curt del BF és el que generaria més força en accions amb amplituds articulares de flexo-extensió de genoll inferiors, el SM i el cap llarg del BF sobre accions amb ROMs mitjans, mentre que el ST gairebé no actua sobre ROMs molt amplis (217). Així una acció que requereixi un ROM o elongació muscular elevada pot posar en compromís les fibres musculars més curtes. En concret, s'ha descrit que quan els IS s'allarguen de manera activa, les fibres del cap llarg del BF han de generar més força, en comparació amb la resta de músculs. Aquesta diferència es produeix com a resultat d'un canvi de longitud major de les fibres musculars del BF (219) i pel fet de tenir un moment de força més curt al voltant de l'articulació del genoll respecte els altres IS. També s'han descrit diferents factors que generarien un augment de tensió sobre l'aponeurosi proximal del cap llarg del BF, que explicarien la major probabilitat de lesió, en comparació amb els seus homòlegs. Entre aquests factors destaquem un major estat de rigidesa basal durant els moviments dinàmics, un major allargament passiu però menor escurçament actiu de la aponeurosis des d'una posició d'estirament i una aponeurosi més estreta proximal que distalment (218).

També s'ha apuntat cap a la importància que pot tenir la fixació proximal de la musculatura IS així com el teixit connectiu i fascial circumdant sobre la incidència lesiva, concretament del múscul BF. Des d'un punt de vista anatòmic i histològic s'ha descrit la presència d'una estructura anular densa, formada per teixit connectiu, amb propietats similars a les d'un retinacle. Aquesta estructura rodejaria la fixació proximal IS juntament amb la unió distal del lligament sacre tuberós, connectada superficialment amb el gluti major. Des d'un punt de vista funcional, el retinacle es considera una estructura de suport que permet el lliscament longitudinal entre els tendons, en resposta a la contracció del seu múscul associat. En canvi, Pérez-Bellmunt et al. (220) van observar que el retinacle que rodeja la fixació proximal IS esta estretament adherit a les unions dels músculs IS, especialment sobre el cap llarg del BF, pel que tindria més aviat una funció d'ancoratge. Els autors apunten que aquesta estructura podria estar implicada en la transmissió de forces durant la contracció muscular, establint una sinèrgia amb el gluti major. A més, l'estreta adherència del retinacle sotmetria al tendó proximal a forces de cisallament elevades, que podrien tenir un paper important en l'alta incidència lesiva del tendó comú del BF.

4.6.2. Epidemiologia lesió isquiosural

Les lesions de la musculatura IS són molt comuns i poden representar a prop del 30% de les patologies d'extremitat inferior en l'àmbit esportiu. Els índex més alts de lesió dels IS s'acostumen a relacionar amb aquells esports de carrera que impliquen moviments ràpids d'acceleració i desacceleració com ara el futbol o el rugbi. A més les taxes de recurrència són elevades. En una cohort de jugadors de futbol es va registrar, durant un període de 13 anys, que el 33% de les lesions dels IS van ser recidives (215,221). S'ha informat que aquest fet es deu al fet que la cicatriu augmenta la tensió normal del múscul, pel que la remodelació del teixit durant el procés de curació de la lesió es considera un factor determinant per poder evitar-les. El múscul BF és el que es lesiona amb major freqüència (84%), habitualment quan es realitza una flexió de genoll amb una extensió de maluc, en comparació amb el SM (12%) que ho faria durant l'extensió de maluc i el ST (45%) (215,222).

4.6.3. Mecanisme lesiu

Les lesions IS més comuns són les distensions i les tendinopaties. S'acostumen a produir durant les accions excèntriques dinàmiques, habitualment durant la fase de vol de la

carrera, sent el múscul BF el més lesionat. Estudis biomecànics sobre la carrera indiquen que els IS estan actius durant tot el cicle, però que presenten pics d'activació durant les fases de balanceig terminal. En aquestes condicions els IS s'han de contraure amb gran força alhora que s'han d'allargar per desaccelerar el genoll (que es troba en extensió amb el maluc flexionat), essent el múscul BF el que es veu sotmès a un estirament major. S'ha descrit que el BF esgotaria fins a un 110% la seva longitud màxima en aquest punt (222), encara que també s'ha observat una contracció excèntrica d'alta intensitat durant l'última fase de recolzament del l'esprint (223).

Existeix un debat obert respecte si la magnitud de la força excèntrica és realment el causant de la lesió (com s'ha demostrat sobre models animals) o bé és el grau de tensió muscular, que excedeix els límits mecànics del teixit. De fet, se suggereix que la interrelació entre aquests dos factors desencadenaria la lesió durant les accions d'allargament actiu. Durant l'acció excèntrica la lesió al ventre muscular apareixeria com a resultat d'un dany microscòpic acumulat, derivat de l'allargament no uniforme dels sarcòmers més dèbils condicionant la capacitat de generació de força. Aquest allargament microscòpic es considera el primer pas cap a una possible distensió muscular (224).

4.6.4. Factors de risc

Els factors de risc associats a la lesió acostumen a relacionar-se amb una preparació inadequada, una falta de condicionament, la fatiga, una disfunció o desequilibri muscular entre els IS i el quàdriceps (215) o una falta de força muscular. Encara que el factor de risc més important es considera haver patit un distensió IS prèvia (224). Brandy Green et al.(225) van publicar una revisió sistemàtica i metanàlisi amb l'objectiu de determinar quins eren els factors de risc per a les lesions de distensió IS a l'esport. Van incloure revisions sistemàtiques i estudis prospectius sobre l'anàlisi de factors de risc modificables i no modificables, que reportessin lesions primàries així com les recidives en poblacions esportistes. Els esports més representatius dels 78 estudis inclosos van ser el futbol i l'atletisme, de diferents nivells de competició, predominantment el professional en edats compreses entre els 16 i 37 anys.

Respecte els factors de risc no modificables destaquen l'edat, trobant una associació directa de lesió en la mesura en la que aquesta augmenta (226). De fet, s'estima que per a cada un any d'edat, el risc de lesió augmenta fins a 1,8 vegades en els futbolistes (224). El

següent factor de risc més destacat és haver patit un episodi previ de lesió. Respecte a les característiques antropomètriques, si bé van veure que no existia una associació entre el pes o l'índex de massa corporal, sí que van determinar com a factor de risc modificable per a una distensió primària la disminució de la longitud del BF així com un augment de rigidesa de la unitat miotendinosa. A més, els autors destaquen que el cap llarg del BF és més curt quan ha estat lesionat i que aquest escurçament associat a l'augment de recidives reforça la falta de longitud com a factor de risc. Conclouen que dèficit d'extensió activa del genoll augmenta el risc de lesió recurrent dels IS.

En aquesta línia, Timmins G et al. (222) van realitzar un estudi per determinar si la longitud del cap llarg del BF podia influir en el risc de lesió per distensió, sobre una mostra de 152 futbolistes d'elit, durant una temporada. El primer que destaquen és que els participants lesionats eren significativament més grans que els no lesionats, tal i com s'apuntava anteriorment. Hi va haver 27 lesions primàries, 8 de les quals van ser recurrents. El 88,8% de les lesions van ser al bíceps femoral i la resta al SM i al ST, amb una major proporció al SM. El mecanisme lesiu principal va ser durant carreres d'alta velocitat. L'avaluació de la longitud del BF es va fer mitjançant ecografies, realitzades al llarg de l'eix longitudinal del múscul (entre la tuberositat isquiàtica i el plec posterior del genoll, en repòs i en contracció isomètrica (al 25% de la contracció voluntària màxima). Als seus resultats principals destaquen que els futbolistes que van patir una lesió IS tenien els fascicles del cap llarg del BF més curts i més dèbils que els que no es van lesionar, i que els desequilibris de força i longitud entre extremitats no van suposar un factor de risc. En concret, d'acord amb les mesures basals, els fascicles del cap llarg del BF de les extremitats lesionades eren significativament més curts, amb una diferència de mitjana de 1,05 cm (95% IC 0,6 - 1,5; $p < 0,001$; $d = 0,91$) en repòs i de 0,65 cm (95% IC 0,3 - 1,0; $p < 0,001$; $d = 0,57$) al 25% de la contracció isomètrica màxima, en comparació amb els de les extremitats no lesionades. Els autors també destaquen que entre els esportistes no lesionats no hi va haver diferències entre extremitats. Per altra banda, també van trobar una relació inversa a la regressió logística sobre la qual per a cada augment de 0,5 cm de longitud, el risc de lesió es reduïa un 73,9%.

Assumint la falta de longitud com a factor de risc per la distensió IS, Xianglin Wan et al. van estudiar quina relació hi havia entre la longitud de la musculatura IS i la seva flexibilitat i força. Van observar que la longitud de la musculatura IS estaria correlacionada de manera

positiva amb aquestes dues variables. Així, quant major era la flexibilitat major era la longitud. També indicaven que les longituds òptimes del múscul, on aquest pot generar la força isomètrica màxima, es poden veure afectades pel seu grau de flexibilitat (63). Més endavant, van realitzar un estudi per determinar com el treball de flexibilitat associat a l'entrenament de força repercutia en la tensió muscular màxima durant l'esprint en atletes. També van observar millores significatives en la longitud muscular i disminucions en la tensió muscular màxima. Així, considerant una tensió muscular excessiva com a factor de risc, recomanen l'increment de la flexibilitat muscular com a mesura preventiva per a la distensió IS (63). En aquest sentit són molts els autors que han estudiat la correlació entre el dèficit de flexibilitat i l'aparició de la distensió IS. En concret, s'ha determinat mitjançant estudis prospectius que un angle inferior a 90° (d'acord el test d'elevació passiva de la cama recta) es correlaciona de manera positiva i significativa amb la distensió IS en jugadors de futbol d'elit ($p=0,02$) (227).

Per altra banda, la rigidesa muscular també ha estat identificada com un possible factor de risc de les lesions del teixit tou. En l'àmbit esportiu, durant les accions dinàmiques, les propietats viscoelàstiques del teixit es consideren rellevants per a la transmissió de forces i per la capacitat miotendinosa d'amortir impactes (228). La rigidesa IS també ha estat estudiada i considerada un factor de risc en els esports que impliquen carreres d'alta velocitat. A banda de l'amortiment miotendinós requerit durant els impactes s'hi sumaria la fatiga i dany muscular induït durant les fases excèntriques de la carrera (225). En aquest sentit, Mark L. Watsford et al. (229) van realitzar un estudi per determinar si la rigidesa dels IS es podia considerar un factor de risc primari per a la seva lesió. Van reclutar a una mostra de 136 esportistes professionals, de 4 clubs diferents, dels quals el 10.3% van patir una lesió IS. De nou, els participants lesionats eren significativament més grans que els no lesionats però també van observar una correlació positiva entre la rigidesa del teixit i la incidència lesiva IS. En concret, els jugadors que es van lesionar tenien un 11% més de rigidesa IS bilateral respecte als no lesionats.

En l'àmbit esportiu, les altes carregues de treball solen anar relacionades amb un augment de rigidesa del múscul, que pot resultar en una disminució de la longitud i flexibilitat muscular (65). Està descrit que l'escurçament muscular es caracteritza per una alteració de la longitud-tensió muscular i dels patrons de reclutament neuromuscular. En el cas dels IS, l'escurçament derivat de la híper sol·licitació muscular modificaria les propietats

viscoelàstiques de les fibres musculars i del sarcòmer, que resultaria en una inhibició de la musculatura antagonista, i a l'inrevés. Així, el correcte equilibri muscular entre la força de quàdriceps i IS es considera un enfocament preventiu per a la prevenció de l'escurçament (230).

5. Hipòtesis generals

- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània a la cadena muscular posterior de la cuixa, produeix canvis immediatament després de la seva aplicació, que es mantenen als 30 minuts, sobre els paràmetres de resposta neuromuscular passiva en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània a la cadena muscular posterior de la cuixa, produeix canvis immediatament després de la seva aplicació, que es mantenen als 30 minuts, sobre els paràmetres de resposta neuromuscular activa en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània a la cadena muscular posterior de la cuixa, produeix canvis immediatament després de la seva aplicació, que es mantenen als 30 minuts, sobre la mecanosensibilitat en esportistes amb escurçament isquiosural.

6. Objectius generals

- Revisar l'evidència existent sobre l'efectivitat de la fibròlisi diacutània en la disminució dels símptomes relacionats amb els desordres musculoesquelètics.
- Conèixer quins son els paràmetres de resposta neuromuscular estudiats que presenten els canvis més rellevants després d'una sola aplicació de la fibròlisi diacutània per tal de, en futurs estudis, poder-los comparar amb altres tècniques.
- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la resposta neuromuscular passiva de la musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la resposta neuromuscular activa de la musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la mecanosensibilitat de la musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Consideracions prèvies.

Per tal de respondre a les qüestions anteriors, aquesta tesi doctoral ha estat estructurada segons tres projectes, desenvolupats en dues fases. Els resultats d'aquests projectes han estat compendiats en tres publicacions. Malgrat el seu fil conductor, a continuació es presenten qüestions transversals d'interès per tal de comprendre per endavant la coherència i estructura metodològica del treball, des d'una perspectiva més global.

Primera fase. Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi.

La primera fase ha consistit en el desenvolupament d'una revisió sistemàtica i metanàlisi, a fi de conèixer quina era l'evidència científica existent fins l'actualitat respecte l'eficàcia de la fibròlisi diacutània. D'aquesta manera, també es podien detectar els buits de coneixement en aquesta àera, que servien com a base per a la segona fase del projecte.

Segona fase. Projecte 2 i 3. Assaig clínic aleatoritzat.

Les troballes observades al primer projecte reforcen la necessitat de desemascarar quins son els paràmetres de resposta neuromuscular que condueixen a les respostes clíniques observades a la bibliografia.

El paràmetres seleccionats per a estudi van ser classificats d'acord a la participació activa o no per part del pacient, esdevenint així dos estudis diferenciats. Un primer estudi, per a l'avaluació de variables on el subjecte restava de manera passiva (*Resposta neuromuscular passiva, Projecte 2*), centrat més en la reacció del teixit respecte la intervenció, i un segon estudi on el participant havia d'involucrar-se activament per al recull de les variables, avaluant l'efecte de la tècnica sobre la resposta muscular (*Resposta neuromuscular activa, Projecte 3*). El disseny per a cada un d'ells va ser en forma d'assaig clínic aleatoritzat.

Així s'ha elaborat un capítol per a cada projecte on, a banda d'adjuntar l'última versió de l'article acceptada per a la seva publicació dels projectes 1 i 2, es descriuen les hipòtesis i objectius de manera específica, s'estén informació relativa a la secció de materials i mètodes i es presenta un apartat amb les troballes destacades de cada un, que s'han considerat d'interès però que per qüestions de format, no es van poder incloure als articles publicats. L'última versió enviada de l'article corresponent el projecte 3 es pot trobar a l'Annex 10.

7. Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi

7.1. Objectius

Objectiu general

Revisar l'evidència existent sobre l'efectivitat de la tècnica de fibròlisi diacutània en la disminució dels símptomes relacionats amb els desordres musculoesquelètics.

Objectius específics

- Revisar de manera sistemàtica l'evidència disponible que avalui l'efecte de la fibròlisi diacutània sobre el dolor, el rang de moviment i la funcionalitat en adults amb desordres musculoesquelètics.
- Avaluar de manera qualitativa i quantitativa l'efectivitat de la fibròlisi diacutània en la disminució del dolor i la millora del rang de moviment i la funcionalitat, símptomes associats als desordres musculoesquelètics.
- Avaluar la qualitat metodològica dels estudis publicats fins la data.

7.2. Material i mètodes

Disseny. Revisió sistemàtica i metanàlisi. El disseny i posterior informe d'aquest estudi s'ha realitzat d'acord amb els ítems recollits a la declaració PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) i amb les directrius del manual Cochrane per a les revisions sistemàtiques d'intervenció (versió 6). Previ a la realització de l'estudi, el seu protocol va ser registrat a The Open Science Framework database (DOI: 10.17605 / OSF.IO / S78N2.)

Pregunta clínica d'investigació

Participants. La mostra d'estudi dels articles inclosos incloïa participants adults >18 anys, sota algun tipus d'afectació del sistema musculoesquelètic. En conseqüència es van utilitzar les següents paraules clau: "musculoskeletal disorders", "musculoskeletal syndrome", "musculoskeletal injury", "musculoskeletal disease"

Intervenció. La intervenció aplicada al grup experimental es basava en l'aplicació de FD, ja fos de manera aïllada o concomitant al tractament habitual de fisioteràpia, independentment del període de sessions establert (paraules clau "diacutaneous fibrolysis", "crochet").

Comparació. Com a tractament de comparació del grup control es van tenir en compte aquells assaigs clínics aleatoritzats (ACA) que realitzessin el tractament de fisioteràpia habitual, els que apliquessin una tècnica placebo o els que no apliquessin cap tipus de tractament.

Mesures de desenllaç. Les variables de resultats seleccionades van ser el rang de moviment, la intensitat del dolor i la funcionalitat. Així, les paraules clau introduïdes per a la cerca van ser les següents: “range of motion”, “range of movement”, “movement”, “mobility”, “pain”, “painful”, “sensitivity”, “pain perception”, “pressure pain threshold”, “function”, “functionality”, “ability”, “disability”.

Criteris de selecció.

Es van incloure tots els ACA publicats d'acord amb els criteris descrits anteriorment publicats durant els darrers deu anys (2010-2020), sense restriccions d'idioma.

Estratègia de cerca i extracció de dades.

Durant el setembre del 2020, dos investigadors independents van seleccionar els estudis elegibles d'acord amb l'estratègia de cerca (veure annex 5) emprada per a les següents bases de dades: MEDLINE Pubmed, Cochrane, Web of Science, Physiotherapy Evidence Database (PEDro) i Science Direct. També es va realitzar una cerca manual per identificar altres possibles estudis elegibles. En cas de discrepància sobre la inclusió dels estudis es va consultar a un tercer investigador. La concordança de selecció entre els avaluadors es va avaluar mitjançant l'índex Kappa de Cohen.

Les característiques dels estudis inclosos per a la revisió van ser descrites i resumides en una taula dissenyada per aquest fi, tenint en compte el següents ítems: (i) disseny de l'estudi, (ii) mida de la mostra total i per grup, (iii) gènere i (iv) edat dels participants, (v) tipus de desordre musculoesquelètic, (vi) intervenció aplicada per grup, (vii) variables d'estudi i eina d'avaluació de la variable, (viii) seguiment temporal de recollida i (ix) resultats principals (veure taula 2 article 2).

Avaluació de la qualitat metodològica.

L'avaluació de la qualitat metodològica es va realitzar seguint els estàndards de l'escala PEDro de la Physiotherapy Evidence Database que, mitjançant 11 ítems, permet determinar la validesa externa (ítem 1), la validesa interna (ítems 2-9) i l'aplicabilitat (ítems 10-11) de

l'estudi. Si el criteri es satisfà s'atorga un punt per domini, pel que la màxima qualitat metodològica d'un estudi obtindria una puntuació de 11 punts.

A més, es va tenir en compte el risc de biaix dels estudis inclosos, avaluant-los mitjançant l'instrument Risk of Bias 2 de la Cochrane Collaboration. Mitjançant set dominis, permet categoritzar els estudis segons si tenen un "baix", "poc clar" o "alt" risc de biaix. Els set dominis inclouen el biaix de publicació (ocultació de la generació de la seqüència i l'assignació), el biaix d'execució (cegament dels participants i els terapeutes), el biaix de detecció (cegament de l'avaluador), el biaix de deserció (dades incompletes), el biaix d'informació (selecció de la informació dels resultats) i altres biaixos.

[Anàlisi estadístic.](#)

Pel desenvolupament de les proves estadístiques es va utilitzar el programari RevMan 5.3, de la Cochrane Collaboration. La comparació de la present revisió sistemàtica i metanàlisi es va plantejar entre el grup intervingut amb fibròlisi diacutània i el grup control. No obstant, en cas que algun estudi plantegés la comparació sobre la intervenció amb més d'un grup, es va determinar seleccionar els grups als quals s'aplicava la tècnica de FD de manera simulada, entenent que el cegament seria més fiable respecte a un tractament habitual de fisioteràpia. Per a la comparació entre els dos grups es va calcular la mida de l'efecte d'acord a la diferència de mitjanes estandaritzada. En supòsit que els autors no proporcionessin dades sobre la mitjana i desviació estàndard, es calculaven d'acord amb la grandària de l'efecte i l'interval de confiança. L'heterogeneïtat es va calcular d'acord amb l'estadístic I^2 , que es classifica com a baixa, moderada o alta segons si el valor resultant de I^2 es <25%, 25%-75% o del >75%, respectivament. També es va avaluar visualment amb els diagrames forest plot.

7.3. Resultats

Títol: THE EFFECTIVENESS OF DIACUTANEOUS FIBROLYSIS ON PAIN, RANGE OF MOTION AND FUNCTIONALITY IN MUSCULOSKELETAL DISORDERS: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS.

Cita: Cadellans-Arróniz A, Llurda-Almuzara L, Campos-Laredo B, Cabanas-Valdés R, Garcia-Sutil A, López-de-Celis C. The effectiveness of diacutaneous fibrolysis on pain, range of motion and functionality in musculoskeletal disorders: A systematic review and meta-analysis. Clin Rehabil. 2021 Apr;35(4):481-491. doi: 10.1177/0269215520968056. Epub 2020 Oct 26. PMID: 33103930.

Factor d'impacte: 3,477

Quartil: Q1

Contribucions de la doctoranda: Plantejament metodològic estudi, Cerca bibliogràfica, Anàlisi resultats, redacció manuscrit.

7.3.1. Troballes destacades

Estudis elegibles

Després de la cerca electrònica, mitjançant l'estratègia de cerca a les diferents bases de dades, es van identificar un total de 98 estudis. Un cop eliminats els estudis duplicats i descartats els restants per títol i resum, es van seleccionar un total de 18 articles a text complet, per ser revisats de manera més detallada. Finalment, 6 estudis van complir els criteris d'elegibilitat, amb una concordança gairebé perfecte entre avaluadors ($k=0.85$).

Síntesi qualitativa

Els estudis inclosos agrupaven a un total de 386 participants amb desordres musculoesquelètics diversos: síndrome subacromial, espatlla dolorosa, epicondilàlgia lateral crònica, síndrome del túnel carpià, cefalea tensional i alteracions de l'articulació temporo-mandibular. Destaca que no hi havia cap estudi sota els criteris d'elegibilitat establerts que se centrés en els efectes de la FD a nivell de les extremitats inferiors. El detall de les característiques dels estudis es pot observar a la taula 2 de l'article 1. En tots els casos, la intervenció consistia en l'aplicació de FD associada al tractament de fisioteràpia habitual i cinc d'ells van aplicar una tècnica simulada. Per altra banda, tots els estudis van observar els canvis sobre la intensitat del dolor com a variable principal a banda de la funcionalitat (en tres dels sis estudis inclosos) i el rang de moviment (en quatre d'ells), fet que va permetre realitzar el posterior metanàlisi.

Respecte la qualitat metodològica cal posar en relleu que la majoria d'estudis, avaluats per dos assessors independents, van obtenir una mitjana de 9.3 punts sobre l'escala PEDro. La penalització recurrent als diferents estudis feia referència al domini que requereix el cegament del terapeuta administrador del tractament. Per altra banda, tots els estudis inclosos van mostrar un risc de biaix baix pels dominis relacionats amb el biaix de publicació, detecció i deserció i quatre estudis van mostrar un risc poc clar pel biaix d'execució i d'informació. Un estudi va presentar un alt risc de biaix sobre el biaix d'execució.

Síntesi quantitativa

Per a la síntesi qualitativa es van poder incloure dues de les mesures de desenllaç (intensitat de dolor i funcionalitat) que s'avaluaven en dos punts temporals, a curt i mitjà termini. Donada la diversitat de condicions clíniques dels estudis inclosos, els rangs de

moviment avaluats corresponien a diferents articulacions que, per la seva naturalesa, presenten amplituds de moviment fisiològiques altament diverses. Per la inviabilitat de determinar una mesura de canvi sobre aquesta variable que pogués ser comparada entre els estudis, la seva inclusió pel metanàlisi va ser descartada.

Variables estudiades

Intensitat del dolor

L'avaluació respecte la intensitat del dolor a curt termini va ser metanalitzada als sis estudis inclosos en aquesta revisió, englobant un total de 161 pacients al grup experimental i 159 al grup control. Quatre estudis van fer-ne el seguiment a llarg termini, amb un total de 120 pacients al grup intervenció i 123 al control. La majoria dels estudis van utilitzar l'Escala visual analògica (EVA) excepte un, que ho va fer mitjançant l'Escala numèrica del dolor (NRPS). Així, les diferències entre grups es analitzaren segons la diferència de mitjanes estandarditzada (DMS) emprant la calculadora RevMan 5.3. Per altra banda, en ambdós casos, l'escala s'interpreta en la mateixa direcció, de manera que la puntuació disminueix en la mesura en la que ho fa la intensitat del dolor, pel que no va ser necessari fer cap conversió numèrica per l'anàlisi. Els resultats a curt termini indiquen una DMS agrupada (95%IC) de -0.58 (-1.12, -0.04) i a llarg termini una DMS agrupada (95%IC) de -0.63 (-1.21, -0.05).

Funcionalitat

L'efecte de la FD sobre funcionalitat va poder ser analitzada quantitativament sobre tres estudis, tan a curt com a llarg termini. En total s'engloba una mostra de 151 pacients amb síndrome subacromial, epicondil·làlgia lateral crònica i síndrome del túnel carpià, distribuïts 76 al grup control i 75 al grup intervenció. Van utilitzar escales diferents, (Constant-Murley score i Disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire) direcció de les quals a més era contrària. Així, les diferències entre grups es van fer segons DMS i, a més, es van multiplicar per -1 les puntuacions de l'escala Constant-Murley score. Els resultats a curt termini indiquen una DMS (95%IC) de -1.02 (-1.67, -0.36) i una DMS (95%IC) de -0.84 (-1.54, -0.14).

Rang de moviment

Com s'ha indicat anteriorment, no es va poder incloure la mesura de desenllaç del ROM pel metanàlisi. No obstant, va ser avaluat a quatre dels estudis inclosos en aquesta revisió i dos d'ells en van fer un seguiment a llarg termini. Els estudis inclosos agrupen una mostra total de 247 participants (125 al grup intervenció i 124 al control). Els resultats dels estudis primaris apunten a millores estadísticament significatives a favor del grup de FD immediatament després, mentre que aquestes anaven deixant de ser estadísticament significatives a llarg termini.

Heterogeneïtat

La correcta interpretació del resultats requereix una visió real i representativa de la mostra estudiada per al metanàlisi. Si bé les mesures de desenllaç de dolor i funcionalitat mostren els canvis a favor del grup d'intervenció, cal posar en evidència les qüestions relacionades amb la heterogeneïtat de la mostra estudiada.

Diversitat clínica

La diversitat clínica fa referència a aquells aspectes relacionats amb els participants, les intervencions i les mesures de desenllaç desglossats a continuació:

- Participants. La mostra dels estudis inclosos comprenia un total de 396 adults amb mitjanes d'edat d'entre 25.25 i 58.8 anys i una diferència entre sexes on aproximadament el 70% eren homes i el 30% dones. A més, un dels estudis no va incloure cap dona. Per altra banda, la manca d'estudis sobre FD va fer que no es poguessin centrar els criteris d'elegibilitat sobre una patologia en concret, sinó que s'haguessin d'agrupar diferents patologies sota el paraigües de desordres musculoesquelètics.
- Intervencions. Tal i com es mostra a la taula 2 de l'article 1, el nombre de sessions, la duració i la forma d'administració del tractament va ser diferent per a tots els estudis inclosos. Aquestes diferències anaven des de l'aplicació d'una sola sessió, passant per sessions diàries durant dues, tres o fins a sis setmanes. Sempre s'aplicaven de manera associada al tractament de fisioteràpia convencional però aquest sempre era diferent per a cada estudi.

Diversitat metodològica

Els estudis inclosos mostren un consens metodològic prou clar, tots ells presenten un mateix disseny d'ACA paral·lels o de tres grups i presenten una qualitat metodològica similar amb punts dèbils concordants.

La variabilitat aleatòria implícita al disseny dels estudis associada a la diversitat clínica observada poden ser motius que contribueixen a explicar la *heterogeneïtat estadística*.

Heterogeneïtat estadística

La variabilitat subjacent, més enllà de la diversitat clínica o a causa de l'atzar dels estudis inclosos pel metanàlisi ja descrita anteriorment, queda reflectida gràcies a la heterogeneïtat estadística. L'anàlisi d'aquesta qüestió s'ha determinat segons l'estadístic I^2 , assumint un model d'efectes aleatoris per a totes les mesures de desenllaç.

El model d'efectes aleatoris contempla no només l'error aleatori sinó aquells errors a causa de la variació de la mostra. A més, suposa que cada estudi pot tenir el seu efecte específic, pel que en fa el càlcul de la mitjana per a cada un d'ells (més l'agregació paràmetre τ^2) amb l'objectiu que els estudis més grans no tinguin un pes major. Per tant, aquest model ens permet realitzar el metanàlisi tenint en compte la heterogeneïtat mencionada als punts anteriors.

I^2 permet identificar quin percentatge de variabilitat observada en les estimacions de l'efecte està per sobre del que esperaríem veure, si s'assumís únicament l'efecte de l'atzar. Per a totes les mesures de desenllaç del present metanàlisi es van observar percentatges moderats i elevats d'heterogeneïtat.

7.3.2. Article 1. Versió acceptada per a publicació

The effectiveness of diacutaneous fibrolysis on pain, range of motion and functionality in musculoskeletal disorders: a systematic review and meta-analysis.

Objective: to assess the effectiveness of diacutaneous fibrolysis in reducing musculoskeletal disorders symptoms such as pain, range of motion and functionality.

Data sources: A systematic review of MEDLINE, Cochrane, PEDro and Science Direct was conducted until September 2020.

Review methods: Computerized search strategy was performed to identify randomized controlled trials applying diacutaneous fibrolysis, on subjects with musculoskeletal disorders. Eligible articles and data extraction were conducted independently by two reviewers. Methodology quality and risk of bias were assessed by Risk of Bias 2 tool from the Cochrane Collaboration and Physiotherapy Evidence Database. Outcomes assessed were pain intensity, range of motion and functionality.

Results: Search strategy identified 98 potential randomized control trials and six studies involving 386 participants, were finally included. Diacutaneous fibrolysis intervention added to usual physiotherapy treatment was compared to control group. Pain intensity immediately after treatment showed a pooled Standard Mean Difference (SMD) of -0.58 with 95% confidence interval (CI) from -1.12 to -0.04, and in the longest follow-up SMD was -0.63 with 95% CI (-1.21 to -0.05). Functionality showed a pooled SMD of -1.02 with 95% CI (-1.67 to -0.36) immediately after intervention and a SMD of -0.84 with 95% CI (-1.54 to -0.14). Range of motion could not be included in the quantitative synthesis.

Conclusion: Diacutaneous fibrolysis is an effective treatment, when combined with conventional physiotherapy, reducing pain immediately after treatment and long term follow-up and improving function in both, short and long term in musculoskeletal disorders.

Keywords: pain, range of motion, functional, musculoskeletal diseases, diacutaneous fibrolysis.

Introduction

The current evidence have situated musculoskeletal disorders as the fourth main cause of burden on health around the world (1). It is one of the main causes of decreased quality of life (2) and demands on healthcare system (3,4). However, its definition differs between medical specialists, so it's difficult to estimate prevalence data. Pain, stiffness, weakness and lack of neuromuscular control are common symptoms for musculoskeletal disorders (3,5). In order to reduce pain and improve functionality there are several options for managing musculoskeletal disorders in primary care, such us self-management advice, exercise therapy and manual therapy but also pharmacological interventions.

A systematic review about manual therapy studies (manipulation, mobilization and massage) have reported to be beneficial for immediate and/or short-term improvement in pain, range of motion and function in acute and chronic musculoskeletal disorders such as neck pain, whiplash, adhesive capsulitis or shoulder pain (3).

Instrument-assisted soft tissue mobilization is an intervention evolved from manual therapy, based on principles introduced by James Cyriax. The instrumental approach seems to provides advantages over manual techniques, allowing deeper penetration and more specifically treatment. It also seems to minimize the therapist force, but increase the force received by tissue, which could allow covering the adhesions of deeper areas where the hands could not reach (6).

Diacutaneous fibrolysis is a non-invasive physiotherapeutic instrumental technique, used to treat musculoskeletal conditions causing pain and/or movement restriction (7). It is applied by a set of metallic hooks ending in a spatula with bevelled edges, that seems to allow a deeper, precise and better distribution of the pressure on the skin (8). Recent studies indicate positive responses regarding pain intensity decrease in sports people suffering anterior knee pain (9), improving range of motion on shoulder (10) or passive ankle dorsiflexion on healthy subjects (11).

Diacutaneous fibrolysis seems to have promising results in both, musculoskeletal practice and research, but no systematic review has been found evaluating his pool effect on musculoskeletal disorders. Thus, the aim of this systematic review and meta-analysis is to qualitative and quantitative assess the effectiveness of diacutaneous fibrolysis in reducing musculoskeletal disorders symptoms such as pain, range of motion and functionality.

Methods

We conducted a systematic review of scientific literature according to the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) statement checklist (12) and the Guidelines of Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 6 (13). The protocol was written for the registration in The Open Science Framework database with DOI: 10.17605 / OSF.IO / S78N2. The finally search strategy was performed on 24th September 2020

The Population, Intervention, Control and Outcomes strategy was taken in to account in order to develop an accurate search strategy. Population were subjects with musculoskeletal disorders; intervention studied was diacutaneous fibrolysis applied alone or in addition to another rehabilitation approach; comparison was conventional, placebo,

simulated or sham intervention; main outcomes were pain intensity, range of motion and functionality. Keywords used to develop the search strategy are showed on Table 1.

A computerized search strategy was performed in MEDLINE Pubmed, Cochrane, Web of Science, Physiotherapy Evidence Database (PEDro) and Science Direct. Keywords described previously were used to identify population, intervention and outcomes. All databases were searched in September 2020 and no restriction of language was imposed. In addition, a manual search was conducted in order to find possible studies. Search strategies used are available in Appendix 1.

Eligible articles and data extraction were conducted independently by two authors (BC and AG). Articles were firstly screened by titles, abstracts and finally, full text assessment was carried out. A third author (AC) was consulted in case of discrepancy. Moreover, inter-rater agreement was assessed by using Cohen's Kappa index (14).

Inclusion criteria were: 1) randomized controlled trial design, 2) studies involving adults (\geq 18 years old), 3) participants affected by musculoskeletal disorders, 4) diacutaneous fibrolysis approach on intervention group, 5) conventional (i.e. usual physiotherapy treatment), placebo, simulated or sham intervention in comparison group, 6) studies measuring range of motion, pain or functionality as outcomes.

We exclude studies where 1) the procedure of the intervention was unspecified or 2) numerical data results were not provided.

Data collected for studies included in this systematic review was used to develop the study characteristics table (Table 3). Data extracted was: 1) author's last name, 3) study design, 4) sample size, gender, and mean age, 5) musculoskeletal disorders condition, 6) intervention, 7) number of sessions, 8) comparison, 9) outcomes measures and tool used, 10) follow up, 11) main results.

In order to assess the methodology quality and risk of bias of randomized controlled studies included in this systematic review, Risk of Bias 2 tool (RoB2) from the Cochrane Collaboration and Physiotherapy Evidence Database (PEDro) scale were used (15,16).

The Risk of Bias 2 tool from the Cochrane Collaboration is a domain-based evaluation that classifies seven domains from each randomized controlled trial into “low”, “unclear” or “high” risk of bias. Seven domains are based on publication bias (sequence generation and allocation sequence concealment), performance bias (blinding participants and therapists), detection bias (blinding outcome assessor), attrition bias (incomplete data), reporting bias (selecting outcome reporting), and other bias (simple size for example) (15).

The PEDro scale is an 11-item scale that relates the external validity (item 1), the internal validity (items 2-9) and the applicability or generalizability (items 10-11). One point is awarded if the criterion is clearly satisfied and thus, eleven points is the maximum score showing the highest methodology quality (16).

RevMan 5.3 software (The Cochrane Collaboration, London, UK, 2012) was used to develop all statistical tests and analysis. Comparison used for meta-analysis was diacutaneous fibrolysis versus Control. If studies had different comparison groups (e.g. control group, conventional group, sham group) sham diacutaneous fibrolysis group was chosen as comparison group in order to blind participants as much as possible. Outcomes were “pain immediately after treatment”, “pain at long follow-up”, “function immediately after treatment” and “function at long follow-up”. Data related with pain and function was introduced into RevMan 5.3 software. If no post-intervention mean and standard deviation was provided by authors, it was calculated by RevMan 5.3 software calculator, based on effect size and confidence interval.

All outcomes from this meta-analysis were expressed as continuous data. Standard Mean difference effect measure was used for all outcomes because different scales were used in all outcomes. Constant-Murley functionality score data had to be inverted because higher scores implied higher disability. Random-effects (DerSimonian-Lair approach (17)) was used and heterogeneity was calculated based on I² statistic. Heterogeneity was assessed visually by means of forest plots and by reporting the I² statistic. It was classified as low, moderate or high if I² statistic was <25%, 25%-75% or >75% respectively (13). Pooled standard mean difference and 95% confidence interval was calculated.

Results

The search strategy identified 98 potential studies. No study was included by manual search. Thirty-seven studies were excluded by checking and removing for duplicates. Thus, sixty-one studies were remaining.

Forty-three studies were excluded after title and abstract screening. Twelve studies were excluded after full-text screening and finally, six studies (7,8,18–21) met the inclusion criteria and were finally included in the qualitative and quantitative synthesis. PRISMA flow chart with study selection is detailed on Figure 1.

There was one case of disagreement between the two independent authors, where a third review author became involved to resolve it. Analysis of Cohen's Kappa index showed a $k=0.85$ categorized as "almost perfect" agreement (14).

Characteristics of the six studies included in this systematic review are shown on Table 2. Studies involved 386 participants (121 males and 275 females), mean age ranged from 38 to 58 years. Four studies assessed diacutaneous fibrolysis on upper limb musculoskeletal disorders (subacromial impingement syndrome (7), painful shoulder (20), chronic lateral epicondylalgia (8) and carpal tunnel syndrome (18), one study assessed a tension type

headache (19), which authors categorized as musculoskeletal disorder and one study assessed temporomandibular disorders (21). Surprisingly, no study assessing effectiveness of diacutaneous fibrolysis on lower limb musculoskeletal disorder was found.

All intervention groups were treated using a diacutaneous fibrolysis approach, added to his usual physiotherapy treatment. Five studies (7,8,18,20,21) carried out a sham diacutaneous fibrolysis in the comparison group. For the sham option, a pinch of skin was held to apply the technique so that participants could feel the hook as well, but it only acted on a superficial level, avoiding a mechanical action involving the deep tissue. The other one (19) was compared to pharmacological treatment prescribed from primary care.

Five studies (8,18–21) applied diacutaneous fibrolysis more than one session (ranged from 3 to 8 sessions, 2/3 sessions per week). However, Barra et al. (7) was only focused on immediate effects of diacutaneous fibrolysis technique and they only applied one session. Intervention had a duration of 3/4 weeks with at least 3 weeks, follow-up in most of studies.

All studies included in this systematic review and meta-analysis measured pain intensity as primary outcome. Functionality was also measured in three articles (8,18,20) and range of motion in four articles (7,19–21). Other outcomes measured across studies but not related to this systematic review were pressure pain threshold, pain free grip, self-perceived changes, kinesiophobia, quality of life, anxiety or depression.

The methodological quality assessment by PEDro Scale indicated a high quality among studies included in this systematic review. All of them had a score between 7 and 10 with an average score of 9,3. The principal bias found between all studies was that there was not blinding of therapist who administered the therapy. However, this bias could not be avoided in a diacutaneous fibrolysis study. Moreover, only study from Jimenez del Barrio et al. (22)

did not obtain outcomes from at least 85% of the subjects initially allocated to groups (Table 3).

The risk of bias (RoB2) summary and graph are shown on Figure 2 and 3. All six studies included shown a low risk of bias in four domains (sequence generation, allocation sequence concealment, blinding outcome assessor and incomplete data). Unclear risk of bias for blinding participants and personnel and for selecting outcome reporting was found in four studies. High risk of bias was only found for blinding participants and personnel in one study. However, due to the complexity of the technique it was impossible to completely blind therapist in these studies. The study from Barra et al. (7) could not calculate sample size due to lack of information about the technique and thus, “unclear risk” was determined in other bias domain. Therefore, the risk of bias of the six randomized controlled trials included in this systematic review and meta-analysis was low.

Six studies were included in the quantitative synthesis. Four outcomes were tested under the diacutaneous fibrolysis versus control comparison. Range of motion could not be included in the quantitative synthesis, because it is not accurate to get together shoulder, cervical, elbow and wrist range of motion. Nature of these movements is too different to be compared among them. Thus, only pain and functionality-related outcomes were assessed in this meta-analysis

Effectiveness of diacutaneous fibrolysis in decreasing pain intensity in musculoskeletal disorders was tested both, immediately after treatment and at longest follow-up. A hundred and sixty-one participants were involved into the diacutaneous fibrolysis group and a hundred and fifty-nine participants were involved into control group, for immediate effect. For the follow-up assessment a hundred and twenty participants were

involved into the diacutaneous fibrolysis group and a hundred and twenty-three into the control group.

Five of studies included in this systematic review had a broad consensus regarding the assessment tool using Visual Analogue Scale (millimetres), the other one assessed pain intensity by means of numerical pain rating scale (from 0 to 10).

Pain intensity immediately after treatment (Figure 4) showed a pooled Standard Mean Difference [95%CI] of -0.58 [-1.12, -0.04]. Heterogeneity analysis by I² characteristics showed a high heterogeneity (81%). Sensitivity analysis revealed that removing any study heterogeneity and results did not notably decrease.

The longest follow-up pain intensity (Figure 5) analysis involved only four studies because the study for Barra et al. (7) and Leite et al. (21) did not perform follow-up measures. Pooled Standard Mean Difference [95%CI] for this outcome was -0.63 [-1.21, -0.05]. Heterogeneity was also high (79%) and sensitivity analysis revealed that removing Jimenez et al. (18) study notably decreased I² and results change to no significant differences between groups.

Only three studies provided effect of diacutaneous fibrolysis in functionality. Barra et al. (20) assessed it by Constant-Murley score, Jiménez et al. (18) and López-de-Celis et al. (8) evaluated functionality by Disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire. Seventy-six participants were involved in diacutaneous fibrolysis group and seventy-five participants were involved in control group.

Functionality showed a pooled Standard Mean Difference [95%CI] of -1.02 [-1.67, -0.36] immediately after intervention (Figure 6). Heterogeneity was moderate with I²=68% and sensitivity analysis revealed that removing Barra et al. (20) decreased I² until 0% but results did not change.

Similar results were found in the longest follow-up for this outcome (Figure 7). Pooled Standard Mean Difference [95%CI] was -0.84 [-1.54, -0.14]. Heterogeneity was moderate with $I^2=73\%$ and sensitivity analysis showed the same influence of Barra et al. (20) study.

Four studies included in this systematic review evaluated range of motion. For this purpose, two of them use an arm goniometer, assessing different shoulder movements (7,23). One used a CROM goniometer for the cervical mobility assessment (19) and the other one used a digital caliper for mouth opening (21). All studies expressed results data in degrees except the one from Leite et al. (21) which expressed it in millimeters. Before and immediately after technique data were provided in all studies. Two of them (19,20) also included from 1 to 3 months follow-up data. Studies included a sample size of 247 subjects (125 in the diacutaneous fibrolysis group and 124 in control group).

Generally, significant changes were found between intervention and control group immediately after treatment, at least, three of the five shoulder movements. However, at 3 months follow up assessment between-groups differences were not statistically significant, except for external rotation (23). Regarding on cervical upper spine range of motion (19), between-group analysis showed statistically significant differences in all eight movements assessed immediately after treatment. However, only flexion movement showed statistically significant differences at longer follow-up assessment. Finally, the study from Leite et al. (21) showed significant differences favoring intervention group for mouth opening measure.

Discussion

The results of this systematic review suggest that diacutaneous fibrolysis therapy, as complementary technique to usual physiotherapy treatment, is an effective treatment for reducing pain immediately after treatment and long-term follow-up, but also improving functionality for both short and long-term, in patients suffering musculoskeletal disorders.

Moreover, its effect on range of motion seems to favor diacutaneous fibrolysis in the qualitative analysis.

Both, short and long-term pain assessment analysis indicates a statistically significant improvement on pain intensity in the diacutaneous fibrolysis group, compared to the control group. These results differ from Nazari et al. (24) systematic review where other instrument-assisted soft tissue mobilization techniques (not diacutaneous fibrolysis) were evaluated. They found statistical improvement for pain intensity immediately after treatment. However, differing from our results, they did not find significant effect favoring intervention group for follow-up pain assessment.

Furthermore, in observing the results obtained in studies involving tissue mobilization techniques not instrumental, but manual, Bervoets et al. (1) carried out a systematic review assessing the effectiveness of massage therapy on musculoskeletal disorders. According with Nazari et al. (24), they found statistical differences immediately after treatment, but not for longer follow-up assessment. Moreover, Miller et al. (25) systematic review evaluated the effects of manual therapy and exercise on a specific musculoskeletal disorder, such as neck pain, with the same results, when comparing with traditional care. These results differ from the results obtained in this systematic review, suggesting that diacutaneous fibrolysis treatment on musculoskeletal disorders could have a larger effect on pain intensity than other manual techniques, such as massage.

The diacutaneous fibrolysis effect on functionality was studied in only three studies included in this systematic review. A positive effect favoring the diacutaneous fibrolysis group on function was found both, immediately after treatment and at longest follow-up, for subjects with subacromial impingement, chronic lateral epicondylalgia and carpal tunnel syndrome.

Sample size included for meta-analysis was short (n=151), therefore, to corroborate these findings, studies with larger samples are needed.

These results about functionality are in line with previous findings. A systematic review focused on instrument-assisted soft tissue mobilization showed improvements on functionality in subjects with tendinopathy (26). However, differing from our results, no significant differences were found for function improvement in patients with chronic lateral epicondylalgia in Nazari et al. (24) systematic review. These differences suggest that diacutaneous fibrolysis could be more effective than other instrument-assisted soft tissue mobilization techniques in order to improve function, in patients with musculoskeletal disorders.

Given the variability in the different range of motion of the joints treated, it was not possible to carry out the quantitative analysis of range of motion. However, although it could not be compared for meta-analysis, this outcome has been assessed in most of the studies included in this review. Differing from other studies including instrument-assisted soft tissue mobilization techniques (24), studies included in this systematic review report statistically significant improvements in both, immediately after and follow up.

Although different studies suggest that diacutaneous fibrolysis have a mechanical action mechanism (9,27), it has not been scientific demonstrated. Results from this systematic review could be related to the hypothesis suggested in other studies, in which the rupture of adhesions by means of diacutaneous fibrolysis would improve the sliding between different tissue planes. This better sliding could explain better muscle mechanics and properties such as elasticity, stiffness or contractibility (11,19,28). Consequently, functionality and pain improvement could be explained by this hypothesis. However, although these muscle properties have already been studied in other instrumental techniques for mobilizing soft

tissues, such as gua-sha, (29,30), the Grastron technique (31,32) or Astym technique (33) its effects have not been studied on diacutaneous fibrolysis yet.

Methodological quality analysis carried out using the Risk of bias 2 tool and PEDro scale, showed a high overall quality supporting the results observed in this systematic review. The common bias shared by all the studies analyzed in the present review was the lack of blinding by therapist. This issue agree with other systematic reviews, where manual or instrumental therapy techniques are applied (26,34). However, unlike another systematic review involving instrument-assisted soft tissue mobilization, in all the studies included in this review the participants and the assessor were blinded, as well as the subjects allocation processes (24,26).

There are some limitations to this review, which might limit the translations of our results. A high heterogeneity was found agreeing with other instrument-assisted soft tissue mobilization reviews (35). There is a lack of consensus regarding the musculoskeletal disorders definition, which may exclude potential studies with other musculoskeletal conditions. Studies analyzed in this review involve six different musculoskeletal disorders with its own protocol, which can make the comparison between protocols especially heterogeneous. Moreover, the number and time of sessions, as well as the total duration of treatment, differs between each of the studies analyzed. Thus, a standardized treatment for each group of a sub-diagnosis is needed in order to provide a higher homogeneity for future studies.

Therefore, future research on diacutaneous fibrolysis is needed in order to support its effectiveness. Further studies should include larger sample sizes and long-term follow-up. Studies should also assess other parameters related to neuromuscular response such as

elasticity, stiffness or contractibility, in order to allow a greater understanding action mechanisms involved in diacutaneous fibrolysis.

Clinical message

Diacutaneous fibrolysis is an effective treatment intervention, when combined with conventional physiotherapy, to reduce pain immediately after treatment and long-term follow-up and improving function in both, short and long term in musculoskeletal disorders included.

Contributions

AC, LLL, contributed to initiating and designing the review; analysis and interpretation of data and writing the paper. AC, LLL, CLC and RC contributed making amendments to draft articles following review and final approval of version to be published. AC, LLL, AG, BC contributed to analysis and interpreting the data. CLC, RC contributed reviewing draft article critically for important intellectual content and final approval of the version to be published.

Declaration of Conflicting Interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

References

1. Bervoets DC, Luijsterburg PAJ, Alessie JJN, Buijs MJ, Verhagen AP. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: A systematic review. *J Physiother* 2015;61(3):106–16.

2. Hawker GA. The assessment of musculoskeletal pain. *Clin Exp Rheumatol*. 2017;35 Suppl 1(5):8–12.
3. Babatunde OO, Jordan JL, Van der Windt DA, Hill JC, Foster NE, Protheroe J. Effective treatment options for musculoskeletal pain in primary care: A systematic overview of current evidence. *PLoS One*. 2017;12(6):e0178621.
4. Bokarius A V., Bokarius V. Evidence-Based Review of Manual Therapy Efficacy in Treatment of Chronic Musculoskeletal Pain. *Pain Pract*. 2010 Sep 1;10(5):451–8.
5. Hoy DG, Smith E, Cross M, Sanchez-Riera L, Blyth FM, Buchbinder R, et al. Reflecting on the global burden of musculoskeletal conditions: lessons learnt from the Global Burden of Disease 2010 Study and the next steps forward. *Ann Rheum Dis*. 2015 Jan;74(1):4–7.
6. Baker RT, Nasypany A, Seegmiller JG, Baker JG. Instrument-assisted soft tissue mobilization treatment for tissue extensibility dysfunction. *Int J Athl Ther Train*. 2013 Sep 1;18(5):16–21.
7. Barra ME, López C, Fernández G, Murillo E, Villar E, Raya L. The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. *Clin Rehabil*. 2011 Apr 15;25(4):339–48.
8. López-de-Celis C, Barra-López M-E, González-Rueda V, Bueno-Gracia E, Rodríguez-Rubio P-R, Tricás-Moreno J-M. Effectiveness of diacutaneous fibrolysis for the treatment of chronic lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. *Clin Rehabil*. 2018 May 31;32(5):644–53.
9. Lucha López M, López De Celis C, Fanlo Mazas P, Barra López M, Hidalgo García C, Tricás Moreno J. Efectos inmediatos de la fibrolisis diacutánea en deportistas con dolor anterior en la rodilla. *Cuest Fisioter Rev Univ Inf e Investig en Fisioter*. 2015;44(1):33–40.
10. Vispi M, Salem W, Klein P. Influence de la technique de fibrolyse diacutanée sur la rotation latérale passive de l'articulation gléno-humérale Influence de la technique de fibrolyse diacutanée sur la rotation de l'articulation gléno-humérale. *La Rev l'Ostéopathie*. 2012;2(2):5–14.
11. Van den Berg S, Busegnie Y, Somasse E, Clément S, Van Geyt B. Effet de la fibrolyse diacutanée sur l'amplitude en flexion dorsale passive de cheville. *Kinésithérapie, la Rev*. 2017 Jan;17(181):13–8.
12. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Med*. 2009 Jul 21;6(7):e1000097.
13. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, et al. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, et al., editors. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. Wiley; 2019.
14. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*. 1977;33(1):159.
15. Sterne JAC, Savović J, Page MJ, Elbers RG, Blencowe NS, Boutron I, et al. RoB 2: a revised tool for assessing risk of bias in randomised trials. *BMJ*. 2019 Aug;366:l4898.
16. Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther*. 2003;83(8):713–21.
17. DerSimonian R, Laird N. Meta-analysis in clinical trials. *Control Clin Trials*. 1986 Sep;7(3):177–88.

18. Jiménez del Barrio S, Estébanez de Miguel E, Bueno Gracia E, Haddad Garay M, Tricás Moreno JM, Hidalgo García C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2018;32(12):1645–55.
19. Barea SC. Cabanillas Barea, Sara. Fibrolisis Diacutanea, efectos en la Cefalea Tensional. [Doctor] Universidad de Zaragoza;2018.
20. Barra López ME, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López MO, Tricás Moreno JM. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: A randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013;18(5):418–24.
21. Leite WB, Oliveira ML, Ferreira IC, Anjos CF, Barbosa MA, Barbosa AC. Effects of 4-Week Diacutaneous Fibrolysis on Myalgia, Mouth Opening, and Level of Functional Severity in Women With Temporomandibular Disorders: A Randomized Controlled Trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020 Sep;
22. Jiménez del Barrio S, Estébanez de Miguel E, Bueno Gracia E, Haddad Garay M, Tricás Moreno JM, Hidalgo García C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2018 Dec;32(12):1645–55.
23. Barra López ME, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López MO, Tricás Moreno JM. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: A randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013 Oct;18(5):418–24.
24. Nazari G, Bobos P, MacDermid JC, Birmingham T. The Effectiveness of Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization in Athletes, Participants Without Extremity or Spinal Conditions, and Individuals with Upper Extremity, Lower Extremity, and Spinal Conditions: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2019;100(9):1726–51.
25. Miller J, Gross A, D'Sylva J, Burnie SJ, Goldsmith CH, Graham N, et al. Manual therapy and exercise for neck pain: A systematic review. *Man Ther.* 2010 Aug 1;15(4):334–54.
26. Seffrin CB, Cattano NM, Reed MA, Gardiner-Shires AM. Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization: A Systematic Review and Effect-Size Analysis. *J Athl Train.* 2019 Jul 1;54(7):808–21.
27. Fanlo-Mazas P, Bueno-Gracia E, de Escudero-Zapico AR, Tricás-Moreno JM, Lucha-López MO. The Effect of Diacutaneous Fibrolysis on Patellar Position Measured Using Ultrasound Scanning in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Sport Rehabil.* 2018;28(6):564–9.
28. Veszely M, Guissard N, Duchateau J. Contribution à l'étude des effets de la fibrolyse diacutanée sur le triceps sural. *Ann Kinésithérapie.* 2000;2:54–9.
29. Xingze W, Peijie C, Xingyu H, Yingying W, Jinsheng Y, Eungpinichpong W, et al. Guasha improves the rating of perceived exertion scale score and reduces heart rate variability in male weightlifters: a randomized controlled trial. *J Tradit Chinese Med.* 2017 Feb;37(1):49–56.
30. Nielsen A, Knoblauch NTM, Dobos GJ, Michalsen A, Kaptchuk TJ. The effect of Gua Sha treatment on the microcirculation of surface tissue: a pilot study in healthy subjects. *Explore (NY).* 2007 Sep;3(5):456–66.

31. Moon JH, Jung J-H, Won YS, Cho H-Y. Immediate effects of Graston Technique on hamstring muscle extensibility and pain intensity in patients with nonspecific low back pain. *J Phys Ther Sci.* 2017;29(2):224–7.
32. Lee J-H, Lee D-K, Oh J-S. The effect of Graston technique on the pain and range of motion in patients with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(6):1852–5.
33. Chughtai M, Newman JM, Sultan AA, Samuel LT, Rabin J, Khlopas A, et al. Astym® therapy: a systematic review. *Ann Transl Med.* 2019 Feb;7(4):70–70.
34. Cumplido-Trasmonte C, Fernández-González P, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Manual therapy in adults with tension-type headache: a systematic review. *Neurol (English Ed).* 2020 Apr
35. Lambert M, Hitchcock R, Lavalley K, Hayford E, Morazzini R, Wallace A, et al. The effects of instrument-assisted soft tissue mobilization compared to other interventions on pain and function: a systematic review. *Phys Ther Rev.* 2017 Mar 4;22(1–2):76–85.

Figure 1. PRISMA flow chart.

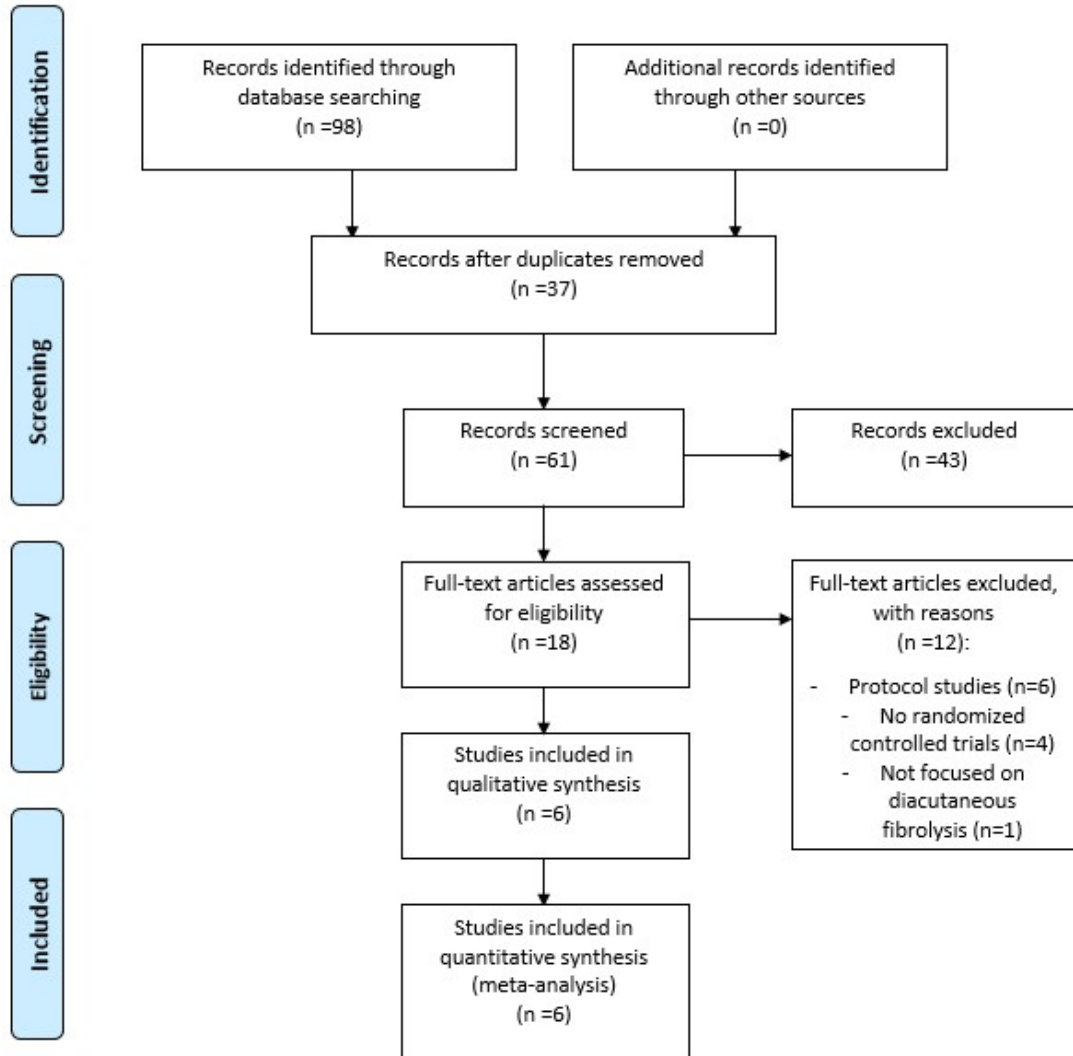


Figure 4. Forest Plot: Pain Immediately After Treatment

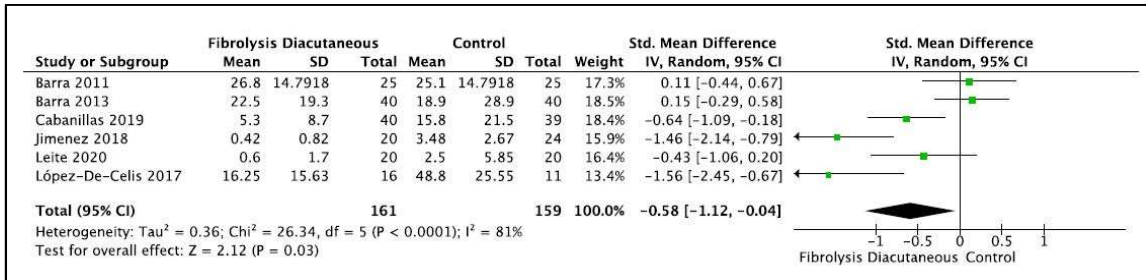


Figure 5. Forest Plot: Pain Follow-up

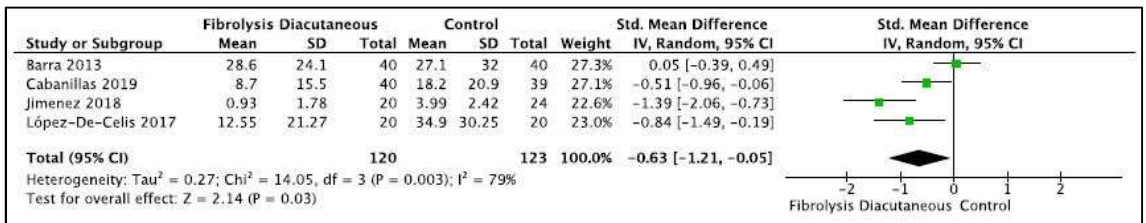


Figure 6. Forest Plot: Functionality Immediately After Treatment

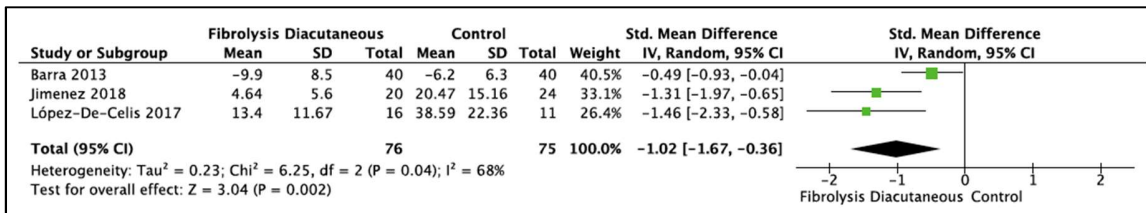


Figure 7. Forest Plot: Functionality Follow-up

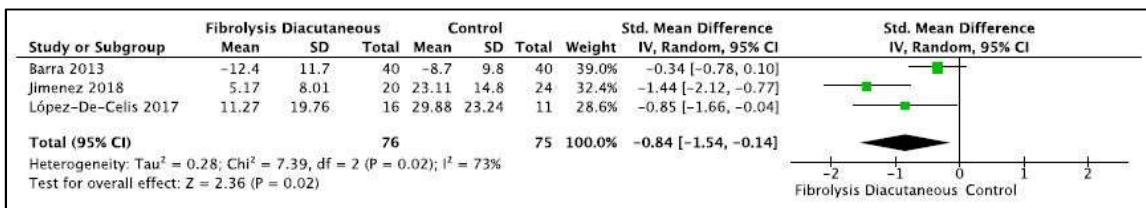


Table 2: Study characteristics

| Author (year) | Study Design | Population | | | Groups comparison | | Outcomes (tool) | Follow-up | Main results |
|-----------------------------|--------------|--------------|------------|-----------------|------------------------------------|---|---|--|---|
| | | N CG/IG | Gender M/F | Mean age (SD) | MD condition | Control Group (sessions/week) | | | |
| Barra 2011 (6) | RCT | 50 25/25 | 22/29 | 58,8 (± 10,3) | Painful shoulder | Sham DF (single session) | Real DF (single session) | Pain intensity (VAS) Shoulder ROM | Before and immediately after technique ↑ ROM |
| Barra 2013 (27) | RCT | 120 40/40 | 45/75 | 58,8 (± 11,2) | Subacromial impingement syndrome | PT (daily, 3 week) and Sham DF (2/week) | PT (daily, 3 week) and real DF (2/week) | Pain intensity (VAS) Functional capacity (Constant-Murley) Shoulder ROM (goniometer) | Before and immediately after technique, 3 weeks follow-up and 3 months follow-up ↑ ROM |
| López-de-Celis 2018 (8) | RCT | 54 20/20 | 21/33 | 48,43 (± 8,69) | Chronic lateral epicondylalgia | PT (daily, 3 weeks) and Sham DF (6/week) | PT (daily, 3 weeks) and real DF (6/week) | Pain intensity (VAS) Functional capacity (DASH) | Before and immediately after technique and 3 months follow-up ↑ FUN |
| Jiménez Del Barrio 2018 (5) | RCT | 52 27/25 | 11/41 | 46,9 (± 8,8) | Symptomatic carpal tunnel syndrome | Sham DF (5/2-5 days between each session) | Real DF (5/2-5 days between) | Pain intensity (VAS) Functional capacity (DASH questionnaire) | Before and immediately after technique and one month follow-up ↑ Pain and ROM |
| Cabanillas 2018 (35) | RCT (Thesis) | 79 39/40 | 22/57 | 38,35 (± 15,78) | Tension type Headache | PH | PH + DF (3 sessions/ in 10 days (2-3 days between)) | Pain intensity (TTHI VAS) Cervical spine ROM (CROM goniometer) | Before and immediately after technique and one month follow-up ↑ Pain and ROM |
| Leite 2020(114) | RCT | 40 20/20 | 0/40 | 25,25 (± 2,61) | Temporomandibular disorder | Sham DF(2/week) | Real DF (2/week) | Pain Intensity (VAS) Mouth Opening (digital caliper) | Before and immediately after technique ↑ Pain and FUN |

N: sample size; CG: comparison group; IG: intervention group; M: male, F: female; SD: standard deviation; RCT: randomized controlled trial; DF: diacutaneous fibrolysis; VAS: visual analogue scale; ROM: range of motion; FUN: functionality; PT: physical therapy; DASH: disabilities of the arm, shoulder and hand; PH: pharmacological; TTHI: tension type headache intensity; ↑: significant improve for intervention group.

8. Projecte 2. Assaig Clínic Aleatoritzat. Resposta Neuromuscular Passiva

8.1. Hipòtesis

Hipòtesi general

Una sola aplicació de fibròlisi diacutània a la cadena muscular posterior de la cuixa, produeix canvis immediatament després de la seva aplicació, que es mantenen als 30 minuts, sobre els paràmetres passius de resposta neuromuscular, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Hipòtesis específiques

- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis, que es mantenen als 30 minuts després de la seva aplicació, sobre les propietats viscoelàstiques de la musculatura isquiosural i glútia, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen al cap de 30 minuts, sobre les propietats contràctils de la musculatura isquiosural i glútia, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen als 30 minuts després de la seva aplicació, sobre la mecanosensibilitat de la musculatura isquiosural i glútia, en esportistes amb escurçament isquiosural.

8.2. Objectius

Objectiu general

Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre els paràmetres passius de resposta neuromuscular de la musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Objectius específics

- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre les propietats viscoelàstiques de la musculatura isquiosural i del gluti major, mitjançant la miotonometria, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre les propietats contràctils de la musculatura isquiosural i del gluti major, mitjançant la tensiomiografia, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la mecanosensibilitat de la musculatura isquiosural i del gluti major, mitjançant la algometria, en esportistes amb escurçament isquiosural.

8.3. Material i mètodes

Disseny. Assaig clínic aleatoritzat, entre participants, amb emmascarament simple (avaluador).

Pels subsegüents estudis desenvolupats a continuació el concepte de “mostra” no es refereix al nombre de subjectes extrets de la població, com és habitual, sinó al nombre d'extremitats inferiors incloses. Així, d'ara en endavant, quan ens referim a grup experimental, entendrem que parlem del grup d'extremitats intervingudes, anomenant-les “extremitats experimentals”, mentre que quan parlem del grup control, estarà format per aquelles extremitats que no han rebut intervenció anomenant-les “extremitats control”.

Aquest punt del disseny permet que el posterior anàlisi de comparacions entre grups es realitzi d'una forma més controlada i homogènia. D'aquesta manera, quan s'observen els possibles canvis, es poden descartar factors contaminants que serien presents en el cas que la comparació fos entre persones independents tals com: tipus d'esport, freqüència i volum d'entrenament o altres factors antropomètrics com el sexe, l'edat, pes o índex de massa corporal. A més, també ens permet ampliar el reclutament de la mostra a un rang d'edat més ampli, així com diferents perfils d'entrenament, contribuint així a una major viabilitat del treball de camp.

Mida de la mostra

La mida de la mostra es va calcular mitjançant el programari GRANMO 7.12, per comparació de mitjanes entre dues mostres independents. Mitjançant un contrast bilateral, es va assumir un risc alfa de 0.05 i un risc beta de 0.20 i una raó de 1:1 entre numero de subjectes per grup. Es va fixar una desviació estàndard comú de 3.4 i una diferència mínima a detectar de 1.8 mm per al desplaçament radial màxim del múscul bíceps femoral, sobre la variable d'estudi de les propietats musculars contràctils (TMG). Tenint en compte el disseny de l'estudi entre participants, el resultat del càlcul de la mida mostral ens va indicar un total de 66 extremitats inferiors per grup (66 intervingudes i 66 control), pel que el nombre de subjectes a reclutar també va ser de N=66.

Aleatorització

L'extremitat inferior de cada subjecte assignada al tractament de fibròlisi va ser aleatoritzada i l'altra extremitat es va considerar control. Mitjançant el programari www.random.org es va generar una llista de números aleatoris per aquesta assignació.

Lloc de realització

L'estudi es va dur a terme al Laboratori d'Anatomia Funcional de la Facultat de Medicina i Ciències de la Salut de la Universitat Internacional de Catalunya.

Aspectes Ètics

El protocol d'estudi va ser presentat i aprovat pel Comitè Ètic de Recerca de la Universitat Internacional de Catalunya sota el codi d'estudi FIS-2020-04 (Annex 7), que va passar a ser registrat clinicaltrials.gov (codi: NCT04778293). Els procediments emprats es van desenvolupar d'acord amb els principis ètics per a les investigacions amb éssers humans, recollits a la declaració de Hèlsinki promulgada per l'Associació Mèdica Mundial i revisada a la seva 64^a assemblea General a Fortaleza, Brasil, l'octubre del 2013.

En aquest sentit, es va informar als participants de manera verbal i mitjançant un full informatiu sobre el propòsit de l'estudi, els procediments relatius a les avaluacions i intervencions, així com els seus drets i compromisos en l'acceptació de la participació voluntària a l'estudi (Annex 8). Les explicacions concernien als procediments emprats als dos projectes, segons l'avaluació dels paràmetres passius o actius de resposta neuromuscular. També van ser informats sobre el tractament de les seves dades d'acord amb la Llei orgànica 3/2018, de 5 de desembre, de Protecció de Dades de Caràcter Personal i garantia dels drets digitals de protecció de dades de caràcter personal. Si finalment accedien a participar, se'ls demanava deixar palès el seu consentiment informat a través de la firma d'un document dissenyat per aquest fi (Annex 9).

Característiques de la mostra i criteris de selecció i reclutament

En primer lloc, els participants de l'estudi havien de ser esportistes majors d'edat, que estiguessin registrats o federats en un club o institució esportiva on entrenessin i competissin de manera regular.

Per poder-los reclutar es van realitzar correus informatius als estudiants de la Facultat de Medicina i Ciències de la Salut de la UIC, on se'ls informava de manera general el propòsit

del projecte, així com les seves implicacions. El personal docent i investigador i el personal d'administració i serveis de la facultat també van col·laborar en la difusió. A més, també es va fer una crida a través de les xarxes socials, per aquells esportistes que complissin els requisits.

A banda dels criteris generals, es va establir com a criteri d'inclusió específic que els esportistes tinguessin un escurçament de la musculatura isquiosural de les dues extremitats, presentant un valor al test d'extensió de genoll passiu inferior a 160° (PKE).

Quedaven exclosos de participar a l'estudi aquells que presentessin algun tipus de contraindicació relativa a l'aplicació de la FD, tals com abrasions o lesions cutànies, presa d'anticoagulants, estar sota un procés inflamatori o tenir una lesió recent de l'extremitat inferior (< de 6 mesos).

Així, després de validar els criteris anteriors, s'enviava per correu electrònic la informació més detallada de l'estudi i els participants eren citats per ser avaluats del test PKE. En cas de complir-se el criteri, firmaven el consentiment informat i es procedia a les avaluacions i intervenció.

Cada sessió tenia una duració d'una hora i quart aproximadament, tenint en compte la intervenció i les avaluacions de les diferents variables d'estudi. Un cop finalitzada la primera sessió, si així ho volien, els participants eren citats per formar part del projecte 3. La data fixada seria al cap de 15 dies de la primera sessió per tal d'eliminar qualsevol efecte secundari derivat del tractament.

Variables d'estudi i procediments de mesura

Variable independent

La variable independent principal va ser la tècnica de fibròlisi diacutània, aplicada a les extremitats experimentals i la no intervenció per a les extremitats control.

Com a variables independents secundàries es van considerar, l'edat, el sexe, el pes, l'alçada, la dominància sobre l'extremitat inferior, el tipus d'esport així com les hores d'activitat setmanals realitzades. Aquestes variables eren recollides i registrades en un llibre del programari Microsoft Excel 365 per a un investigador, emmascarat al grup d'assignació.

Variables dependents

Totes les mesures descrites a continuació van ser registrades per un investigador aliè a l'assignació de grups i es descriuen en ordre cronològic i seqüencial segons el procediment establert. Els instruments de mesura emprats son objectius i independents a la influència de l'avaluador i han estat descrits als capítols precedents, dins al marc conceptual.

Després d'informar del procediment d'avaluació a realitzar, el participant s'estirava a la llitera en decúbit pro i se li situava un coixí mig cilíndric a la cara anterior del turmell, que li proporcionava una lleugera flexió de genoll (30° aproximadament). A continuació, es pintaven a la pell els diferents punts (dibuixant una creu amb un retolador dermogràfic) dels músculs gluti major, bíceps femoral i semitendinos, que posteriorment serien avaluats. Els punts marcats corresponien a les zones més prominents de la part central del ventre muscular en qüestió (146). Cadascuna de les variables descrites a continuació es va registrar a tots els músculs citats en línies superiors, per ambdues cames de manera seqüencial, en tres moments diferents: T0 (dades basals), T1 (immediatament després de la intervenció), T2 (30 minuts després de la intervenció) (71,116), sumant un total de 54 registres per sessió.

Propietats musculars viscoelàstiques. Miotonometria

Pel registre de les propietats viscoelàstiques es va utilitzar el dispositiu MyotonPro [CCI] = (0.80–0.93) (MyotonPro, Myoton Ltd., Tallinn, Estonia). Basant-nos en els mètodes utilitzats en estudis anteriors, es va programar el dispositiu perquè a cada punt de mesura es generessin tres impulsos, amb un interval de 1 segon entre ells (141). D'aquests s'extreia el valor mitjà per a totes les variables proporcionades pel dispositiu, mentre que pel posterior anàlisi i basant-nos en la bibliografia, ens vam centrar amb el to, rigidesa i relaxació (116,141). Després de col·locar la sonda del dispositiu de manera perpendicular al punt a avaluar, s'indicava al participant que es mantingues immòbil en una posició relaxada i es procedia al registre (Imatge 14).

Propietats musculars contràctils. Tensiomiografia

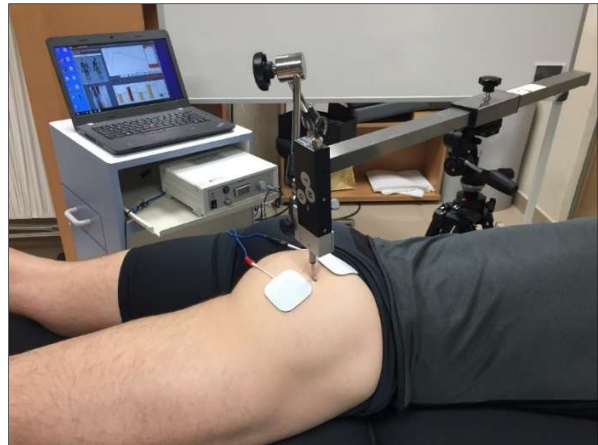
Per a l'avaluació de les propietats contràctils es va utilitzar el tensiomiògraf (TMG-BMC d.o.o, Ljubljana, Eslovènia). En primer lloc, es col·locava el transductor als punts descrits per a cada múscul i, a continuació, se situaven els elèctrodes (TMG elèctrodes, TMG-BMC d.o.o, Ljubljana, Eslovènia) de manera equidistant a aquests punts, a una distància de 6-7

cm aproximadament, seguint la direcció longitudinal a les fibres musculars (22) (Imatge 13). Es va aplicar l'estimulació elèctrica per provocar la contracció muscular mitjançant l'electroestimulador TMG-100 System (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Eslovènia), a un pols d'1 ms i una amplitud inicial de 10 mA.

Per a cada assaig, l'amplitud es va augmentar progressivament en increments de 20 mA. La potència màxima aplicada va ser de 100 mA. Es van registrar les dades proporcionades pel dispositiu centrant-nos en les més rellevants pel posterior anàlisi (Desplaçament radial del múscul (mm) i Temps de contracció (ms)) (24,153–155).



Imatge 14. Avaluació de les propietats viscoelàstiques del múscul semitendinos, mitjançant la miotonometria.



Imatge 13. Avaluació de les propietats contràctils del múscul gluti major, mitjançant la tensiomiografia.

Mecanosensibilitat. Algometria

Mitjançant l'algòmetre (Trigger Plus, Palpatronic, Hagen, Alemanya) es va realitzar l'avaluació de la mecanosensibilitat. Seguint el mètode emprat amb l'escala numèrica del dolor, després d'aplicar una força compressiva de 4kg el participant havia de respondre si tenia alguna molèstia en el punt de pressió i en cas afirmatiu l'havia de puntuar del 0 al 10 (0 no dolor – 10 màxim dolor). Es va realitzar una únic assaig per punt (Imatge 15).



Imatge 15. Avaluació de la mecanosensibilitat del múscul gluti major, mitjançant l'algometria.

Protocol d'intervenció

Després del registre de les dades basals, es va realitzar la intervenció sobre la cama aleatoritzada. Un fisioterapeuta experimentat amb anys d'experiència es va encarregar d'aplicar el protocol establert (detall a l'article 2). Aquest va tenir una duració de 10 minuts que va ser cronometrada. De manera immediata a la finalització del tractament, es procedia de nou a l'avaluació de les variables descrites (T1). A continuació es demanava al participant que restes en repòs a la llitera per, al cap de 30 minuts, reprendre les avaluacions de nou (T2).

Anàlisi de dades

Per l'anàlisi estadístic es va utilitzar el programari IBM SPSS Statistics 26.0. En primer lloc, es va realitzar un anàlisi descriptiu de les característiques de la mostra. Per les variables quantitatives es van calcular les mitjanes i la desviació estàndard i les freqüències per las qualitatives.

Normalitat. La comprovació de distribució gaussiana de les variables es a realitzar segons la prova de Kolmogorov-Smirnov amb les correccions de significació de Lilliefors.

Anàlisi estadístic

Es va utilitzar una ANOVA de mesures repetides amb la prova post hoc de Bonferroni pels canvis entre les extremitats, pels diferents períodes. Per analitzar els canvis entre

grups, en cas de seguir una distribució normal, es va utilitzar una t d'student emparellada. En cas contrari es va aplicar la prova de Wilcoxon.

Per a totes les proves es va avaluar la mida de l'efecte de la diferència de mitjanes, segons el coeficient de la d de Cohen (mida del efecte gran >0.8 , entorn al 0.5 entremig i <0.2 petit). El nivell de significació estadística es va fixar en $p < 0.05$.

8.4. Resultats

Títol: EFFECTS OF DIACUTANEOUS FIBROLYSIS ON PASSIVE NEUROMUSCULAR RESPONSE AND MECHANOSENSITIVITY IN ATHLETES WITH HAMSTRING SHORTENING: A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL

Cita: Cadellans-Arróniz A, López-de-Celis C, Pérez-Bellmunt A, Rodríguez-Sanz J, Llurda-Almuzara L, González-Rueda V, Rodríguez-Rubio PR. Effects of Diacutaneous Fibrolysis on Passive Neuromuscular Response and Mechanosensitivity in Athletes with Hamstring Shortening: A Randomized Controlled Trial. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Jun 18;18(12):6554. doi: 10.3390/ijerph18126554. PMID: 34207080; PMCID: PMC8296473.

Factor d'impacte: 3,24

Quartil: Q2

Contribucions de la doctoranda: Plantejament metodològic estudi, Cerca bibliogràfica, Anàlisi resultats, redacció manuscrit.

8.4.1. Troballes destacades

Durant el període de reclutament es van interessar fins a 73 participants per formar part de l'estudi, segons els criteris d'elegibilitat generals. No obstant, 7 esportistes no van complir el criteri d'inclusió principal, perquè presentaven un valor superior a 160 graus al test PKE. Així, es va poder assolir la mostra estimada amb un total de 66 participants, tots ells amb escurçament isquiosural amb una mitjana de 142.71° i una desviació tipus de 8.06° al test PKE. El valor més baix va ser de 120° i en dues ocasions va ser igual a 160°.

Les característiques generals de la mostra es poden observar a la taula 1 article 2. Destaquem que la mitjana d'edat va ser de 21.7 anys, un 30.3% eren dones i un 69.7 homes, amb un IMC mitjà de 22.91. El tipus d'esport que practicaven va ser força variat i tots ells requerien una implicació del tren inferior. L'esport més practicat va ser el futbol, seguit del Rugbi i la dedicació d'esport setmanal mitjana va ser de 8 hores.

A continuació es resumeixen els resultats estadísticament significatius per a cada variable, detall dels quals es pot ampliar a les taules 2,3,4,5 de l'article 2.

Propietats viscoelàstiques

Anàlisi entre grups. Immediatament després del tractament es va observar una disminució de la rigidesa del múscul gluti major, i una disminució del to i la rigidesa del múscul bíceps femoral, a favor del grup experimental. Al cap de 30 minuts es va observar un augment de la relaxació del múscul bíceps femoral experimental en comparació amb el grup control.

Anàlisi intragrup experimental. Immediatament després de l'aplicació de la tècnica es va trobar una disminució de la rigidesa pel múscul gluti major i el bíceps femoral. Per aquest últim múscul també es va veure disminuït el to i augmentada la relaxació. Pel múscul semitendinos es va observar una disminució de la rigidesa. Al cap de 30 minuts es va observar una disminució de la rigidesa per a tots els músculs i el to del gluti mig es va mantenir disminuït.

Anàlisi intragrup control. A les extremitats control només es va veure disminuïda la rigidesa sobre el múscul bíceps femoral al cap de 30 minuts de la intervenció.

Propietats contràctils

Anàlisi entre grups. No hi va haver diferències entre el grup experimental i el grup control.

Anàlisi intragrup experimental. No hi va haver diferències immediatament després d'aplicar la tècnica, en canvi al cap de 30 minuts es va observar una disminució del Dm pel múscul gluti major.

Anàlisi intragrup control. No hi va haver diferències immediatament després d'aplicar la tècnica, però sí al cap de 30 minuts pel Dm del múscul gluti major i bíceps femoral.

Mecanosensibilitat

No es van trobar diferències per a cap dels anàlisis.



8.4.2. Article 2. Versió acceptada per a publicació

Article

Effects of Diacutaneous Fibrolysis on Passive Neuromuscular Response and Mechanosensitivity in Athletes with Hamstring Shortening: A Randomized Controlled Trial

Aida Cadellans-Arróniz ^{1,2,†}, Carlos López-de-Celis ^{1,2,3,†}, Albert Pérez-Bellmunt ^{1,2,*}, Jacobo Rodríguez-Sanz ^{1,2}, Luis Llurda-Almuzara ^{1,2}, Vanessa González-Rueda ^{1,2,3} and Pere Ramón Rodríguez-Rubio ¹

¹ Faculty of Medicine and Health Sciences, Universitat Internacional de Catalunya, Carrer de Josep Trueta, Sant Cugat del Vallès, 08195 Barcelona, Spain; acadellans@uic.es (A.C.-A.); carlesldc@uic.es (C.L.-d.-C.); jrodriguez@uic.es (J.R.-S.); llurda@uic.es (L.L.-A.); vgonzalez@uic.es (V.G.-R.); prodriguez@uic.es (P.R.R.-R.)

² ACTIUM Functional Anatomy Group, Carrer de Josep Trueta, Sant Cugat del Vallès, 08195 Barcelona, Spain

³ Department/faculty/school, Fundació Institut Universitari per a la recerca a l'Atenció Primària de Salut Jordi Gol i Gurina, 08007 Barcelona, Spain

* Correspondence: aperez@uic.es

† Aida Cadellans Arróniz and Carlos López de Celis contributed equally to this work.

Citation: Cadellans-Arróniz, A.; López-de-Celis, C.; Pérez-Bellmunt, A.; Rodríguez-Sanz, J.; Llurda-Almuzara, L.; González-Rueda, V.; Rodríguez-Rubio, P.R. Effects of Diacutaneous Fibrolysis on Passive Neuromuscular Response and Mechanosensitivity in Athletes with Hamstring Shortening. A Randomized Controlled Trial. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, x. <https://doi.org/10.3390/xxxxx>

Academic Editor: Paul B. Tchounwou

Received: 29 April 2021

Accepted: 16 June 2021

Published: date

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: *Introduction.* Diacutaneous Fibrolysis is defined as specific instrumental intervention to normalize function in the musculoskeletal system. It is considered a treatment method for the mechanical alterations of the locomotor system, and it is widely used in sports for therapeutic and preventive purposes. Despite the clinical benefits observed in different musculoskeletal conditions, the action mechanism of diacutaneous fibrolysis remains uncertain. There are no studies evaluating the neuromuscular response on the posterior muscular chain of the lower extremity in athletes, where overload, stiffness, and injury incidence are high. *Objective.* To evaluate the immediate, and 30 min post treatment effects of a single diacutaneous fibrolysis session on passive neuromuscular response and mechanosensitivity on hamstring and gluteus in athletes with shortening. *Design.* A randomized within participant clinical trial. *Methods.* Sixty-six athletes with hamstring shortening were included (PKE < 160). The lower limbs were randomized between the experimental limb and control limb, regardless of dominance. A single session of diacutaneous fibrolysis was applied to the posterior gluteus maximus, biceps femoris, and semitendinosus of the experimental lower limb whereas the control limb was not treated. Viscoelastic muscle properties (myotonometry), contractile muscle properties (tensomiography), and mechanosensitivity (algometry) were tested before treatment (T0), after treatment (T1), and 30 min post treatment (T2). *Results.* Regarding viscoelastic properties, in the intra-group analysis we found statistically significant differences in the experimental limb at T1, decreasing muscle stiffness in gluteus maximus ($p < 0.042$), in biceps femoris ($p < 0.001$) and in semitendinosus ($p < 0.032$). We also observed statistically significant differences in Tone decrease ($p < 0.011$) and relaxation increase ($p < 0.001$) in biceps femoris. At T2, the decrease in stiffness in all tested muscles was maintained ($p < 0.05$). There were statistically significant inter-groups differences in stiffness on gluteus ($p < 0.048$) and biceps femoris ($p < 0.019$) and in tone on biceps femoris ($p < 0.009$) compared to the control limb. For contractile properties, we only found statistically significant differences on maximal radial displacement (Dm) in gluteus, both control and experimental at T2 ($p < 0.05$) and in biceps femoris control ($p < 0.030$). No changes were found in the mechanosensitivity. *Conclusions.* A single session of diacutaneous fibrolysis produces changes in some parameters related to viscoelasticity properties of the biceps femoris and gluteus. There were no changes on contractile properties on semitendinosus. Only small changes on the contractile properties on the gluteus maximus and biceps femoris were found. No effect was found on the mechanosensitivity of the posterior chain muscles in athletes with hamstring

shortening.

Keywords: diacutaneous fibrolysis; neuromuscular response; tensiomyography; myotonometry; mechanosensibility; hamstring

1. Introduction

Diacutaneous Fibrolysis (DF) is defined as “specific instrumental intervention to normalize function in the musculoskeletal system” [1]. It is considered a treatment method for the mechanical alterations of the neuromuscular system. It is applied by means of metallic hooks, ending in a spatula with beveled edges that seems to allow a deeper and more precise application, compared to the manual approach [2–4]. A recent systematic review and meta-analysis has been recently published reporting the effectiveness of DF on pain, range of motion, and function in musculoskeletal disorders, such as subacromial impingement syndrome, symptomatic patients with carpal tunnel syndrome, and chronic lateral epicondylalgia. However, none of the studies included focused on the lower limb [5]. The relationship between hamstring flexibility and injury has been widely investigated. Hamstring shortness has become an important risk factor for hamstring strain injury and loading changes in lower extremity biomechanics [6]. Moreover, hamstring shortness is neuromechanically characterized by an altered muscle length-tension relationship and muscle recruitment patterns. It is described that hamstring overactive-induced shortness changes sarcomere and viscoelastic properties [7,8]. Hamstring injuries are the most common muscle injury in athletes, involving mild alterations up to the complete loss of fiber organization, accounting for almost 30% of lower limb injury [6]. Specifically, the biceps femoris is the most commonly muscle injured (84%), followed by semimembranosus (12%) and the semitendinosus (4%) [9].

Despite the clinical benefits observed in different musculoskeletal conditions, the action mechanism of DF remains uncertain. It is not known whether this effect is a result of tension changes in the tissue (improvements on elasticity and stiffness) or due to reflex aspects, as suggested in other studies [10]. The Neuromuscular Response (NMR) is a set of biomechanical and viscoelastic properties of the myofascial tissue that prepare the muscle to perform a mechanical work as a result of muscular and nervous system function [11]. Myometry and tensiomyography are two tools used to assess NMR by analyzing different properties of muscle and fascial tissue [12]. Nevertheless, a study was recently published evaluating the DF effect on gastrocnemius NMR, in asymptomatic subjects, where a decrease in muscle tone and stiffness was found, maintaining its effects 30 min after the treatment [13].

In order to improve athletic performance, different soft tissue mobilizations techniques has been studied before in athletes [8,14,15]. DF is widely used in sports, for therapeutic and preventive purposes, but we have only found one study focuses on anterior knee pain, in athletes [16]. There are no studies evaluating its neuromuscular response effects in athletes with hamstring shortening, where overload, stiffness, and injury incidence are high [13,17–19]. Thus, the aim of this study is to evaluate the immediate and 30-min post treatment effects of a single diacutaneous fibrolysis session on viscoelastic and contractile muscle properties and mechanosensibility on hamstring and gluteus in athletes with shortening.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

A randomized within participant (1:1) clinical trial was conducted. The study was registered at clinicaltrials.gov (study code: NCT04778293). The study protocol was approved by the local ethics committee (Comitè d'Ètica de Recerca—CER Universitat Internacional de Catalunya, study code: FIS-2020-04). The procedures followed were in accordance with the Declaration of Helsinki 1975, Fortaleza 2013. The study was conducted on the Universitat Internacional de Catalunya premises. All research was performed in accordance with Consort and TIDier guidelines/regulations. Informed consent was obtained from all participants before the intervention began.

2.2. Sample Size Calculation

The sample size was calculated based on, Alvarez-Diaz P. et al. findings [20]. The sample size was calculated using the GRANMO 7.12 program, accepting a α risk of 0.05, test two-side, a β risk of 0.20, with 3.4 of SD and 1.8 mm of difference for maximal radial displacement (Dm) of the tensiomiography for the biceps femoris. We estimated a follow-up loss of 15%, which would require 66 limbs per group.

2.3. Sample Selection Criteria

Sixty-six athletes from the Faculty of Medicine and Health Sciences of the Universitat Internacional de Catalunya were recruited between February to April 2021 to voluntarily participate.

The inclusion criteria comprised (1) being athletes over 18 years old, (2) being registered in a club or institution where they compete and practice sports on a regular basis, (3) having a hamstring shortening on both limbs (Passive Knee Extension test (PKE) $< 160^\circ$) [21] and (4) signed the informed consent. The exclusion criteria were any contraindication related to diacutaneous fibrolysis such as poor skin or trophic condition, taking anticoagulants, suffering from any inflammatory process, or recent musculoskeletal lower limb injury (< 6 month).

2.4. Randomization and Allocation

The limb assigned for diacutaneous fibrolysis treatment was randomized and the other limb was considered as the control. For the randomization process, an external evaluator did a randomization list prior to the recruitment of the athletes, with a computer program (www.random.org, accessed on 1st, February 2021), that generated a list of sequential numbers (1 to 66). The evaluator was unaware of the group assignment.

2.5. Measurements

Viscoelastic properties were considered as the primary outcome whereas contractile properties and mechanosensitivity were considered as the secondary outcomes. The collection and recorded measurements were performed by a clinical research, who was blind to experimental/control limb assignment. The measurement instruments used were independent of the influence of the assessor. The outcomes were measured at the beginning of the study (T0), immediately after the DF intervention (T1), and 30 min after the DF intervention (T2), at gluteus, biceps femoris, and semitendinosus muscles, in the order in which they are presented below. All, measurements were performed in a prone position on a padded bench.

2.6. Outcomes

2.6.1. Viscoelastic Properties

The tissue viscoelasticity were measured with the MyotonPro [ICC] = (0.80–0.93) [22,23] (MyotonPro, Myoton Ltd., Tallinn, Estonia). Three individual measurements with a recording interval of 1 s were performed and the mean values of stiffness (N/m), muscle tone (Hz), and relaxation (ms) were used for data analysis. The probe at the end of the device was placed perpendicular to the skin surface at the thickest point of the gluteus, biceps femoris, and semitendinosus muscles, selected by palpation, after a small voluntary contraction (Figure 1). Once this point was identified, it was marked with a permanent

marker to ensure that the outcomes were taken in the same place for the subsequent measurements.

2.6.2. Muscle Contractile Properties

Tensiomyograph (TMG) (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) was used for assessing the muscle contractile properties. It has good reliability for lower extremity muscles [24,25]. Percutanheously, it induces a muscle contraction by means of an electrical stimulus, which is detected by a digital transducer placed on the muscle belly to be evaluated (Figure 1). Self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) were situated equidistant to the measurement point, where the sensor was placed. The measurement points were the same as in the myotonometry. Electrical stimulation was applied via a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) with a pulse of 1 ms and an initial amplitude of 10 mA. In each trial, the amplitude was progressively increased in 10 mA increments, until there was no further increase in radial displacement and maximum stimulator power (100 mA).

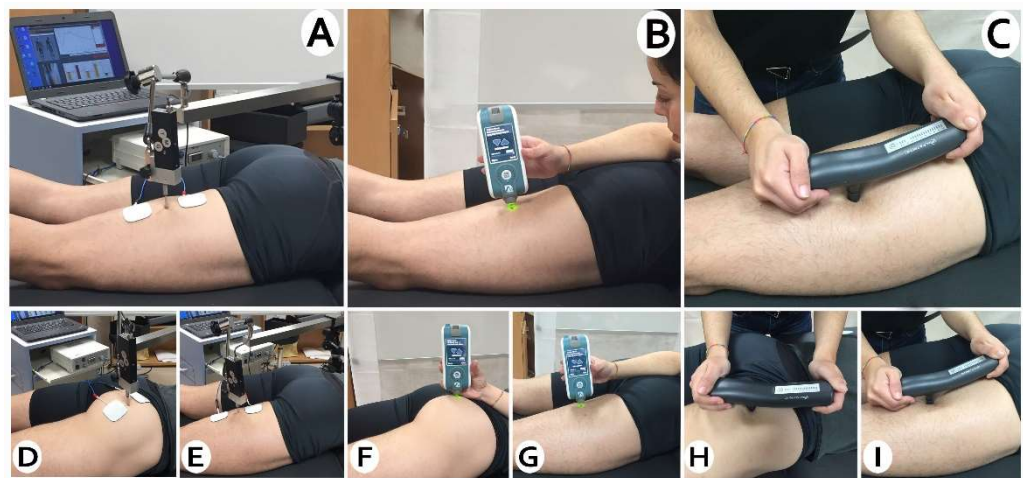


Figure 1. (A) Biceps femoris TMG. (B) Biceps femoris myotonometry. (C) Biceps femoris mechanosensibility. (D) Gluteus maximus TMG. (E) Semitendinosus TMG. (F) Gluteus maximus myotonometry. (G) Semitendinosus myotonometry. (H) Gluteus maximus mechanosensibility. (I) Semitendinosus mechanosensibility.

All TMG parameters depend on the maximum radial displacement (D_m), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. Other parameter obtained with the TMG is contraction time (T_c), which is the time between 10% and 90% of D_m [9].

2.6.3. Mechanosensibility

Mechanical tenderness was assessed in the same measurement points by applying progressive pressure until it reached 4 kg, by means of an algometer (handheld mechanical pressure algometer (Trigger Plus, Palpatronic, Hagen, Germany) [26]. Each participant was then asked to indicate whether he/she felt any pain sensation and to categorized it in a numerical scale from 0 to 10 [0—no pain, 10—maximum pain]. This procedure has demonstrated good reliability [27,28].

2.7. Intervention

Participants received the DF intervention in one leg (experimental limb) previously randomized and no intervention on the opposite leg (control leg), regardless of dominance. A clinical researcher, with many years of experience in the technique, applied the DF. The study was conducted at the Functional Anatomy Laboratory of the Universitat Internacional de Catalunya, between February and April 2021.

The experimental limb received DF treatment in the following musculature and intermuscular septa: quadratus lumbar, gluteus maixum, biceps femoris, and semitendinosus (Figure 2). With the patient lying in the prone position, the application was started in the lumbar paravertebral region, quadratus lumbar and iliac crest. The application continued on the gluteal and trochanteric region, and then by the posterior part of the tensor fascialis fascialis and vastus externus. It finished with the intermuscular septa between the vastus externus and biceps, biceps femoris, and semitendinosus. The time required for each diacutaneous session was about 10 min. The control limb did not receive any treatment.

The room temperature was controlled between 22 °C and 23 °C to avoid any alteration of the mechanical properties of the muscle [9]. DF technique was applied with the necessary pressure to encompass the structure to be moved. Brief rapid traction was applied in a transverse direction with the hook fixed to the skin and underlying soft tissues. No lotion was used.

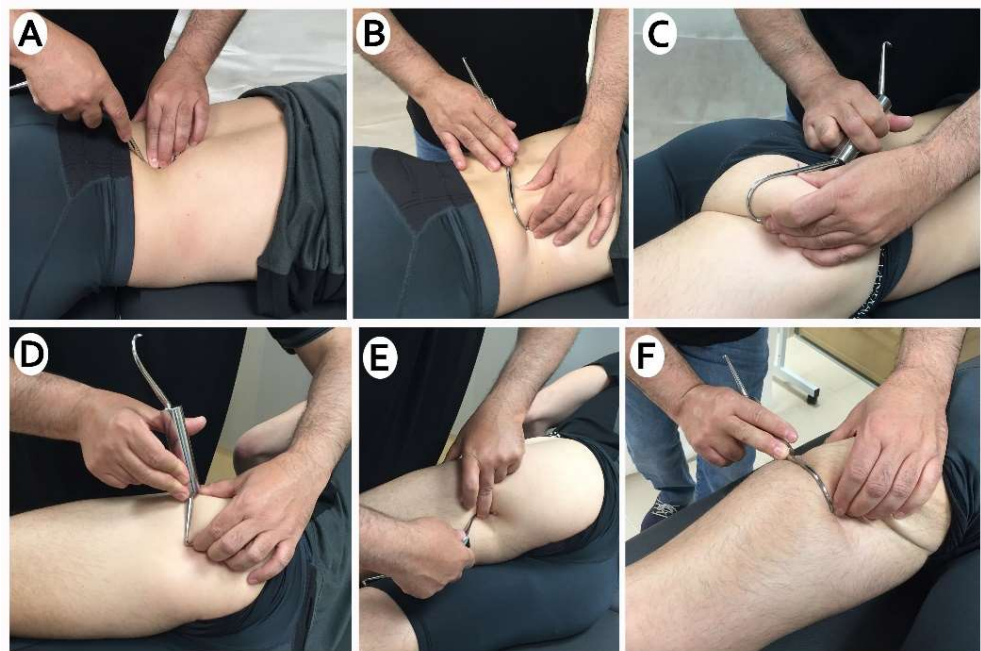


Figure 2. (A) Diacutaneous fibrolysis to paravertebral muscles, (B) Diacutaneous fibrolysis cuadratus lumbar, (C) Diacutaneous fibrolysis in gluteal area (D) Diacutaneous fibrolysis between vastus externus and biceps femoris. (E,F) Diacutaneos fibrolysis in hamstring area.

2.8. Statistical Analysis

For statistical analysis, IBM SPSS Statistic 26.0 software was used. A descriptive analysis was carried out. For quantitative variables, mean and standard deviation were calculated. Frequencies were calculated for anthropometric qualitative variables. Normality distribution was assessed using Kolmogorov–Smirnov test, in order to know whether to use parametric or non-parametric tests.

Repeated measures ANOVA with a Bonferroni post hoc test was used for within-limbs changes over the measurement periods. Differences between limbs were observed using a paired t-test for those variables normally distributed, and a Wilcoxon test for those with non-normal distribution.

Effect sizes were calculated using Cohen’s d coefficient [1]. An effect size > 0.8 was considered large; around 0.5, intermediate; and <0.2, small. Losses and exclusions after randomization are explained in Figure 5. Significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

Between February and April 2021, 73 volunteers were recruited (46 male, 27 female). Seven athletes, all of them females, were excluded (PKE test > 160°). The sample consisted

of 66 athletes (66 experimental limbs and 66 control limbs). The mean age was 21.7 years (SD 3.5). There was no loss of follow-up (Figure 5).

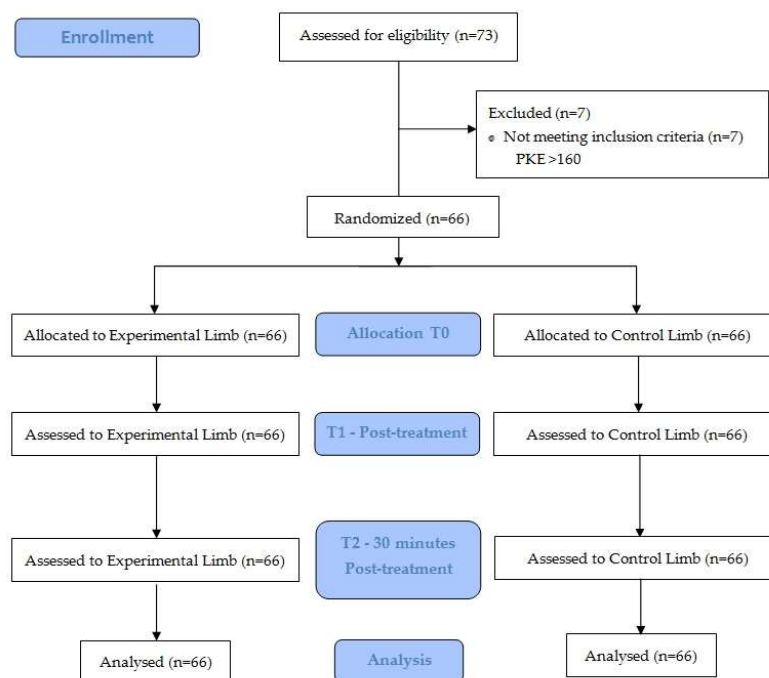


Figure 5. CONSORT. (Consolidated Standards of Reporting Trial) flow diagram.

The anthropometric characteristics of the sample are summarized in Table 1. No adverse or side effects were recorded. Football (14 athletes, 21.2%) was the most representative one across twenty registered sports. It was followed by Rugby with 8 athletes.

Table 1. Characteristics of the participants.

| Clinical Features | Mean ± SD or n (%) (n = 66) |
|--------------------------|--------------------------------|
| Age (years) | 21.7 ± 3.5 |
| Sex | |
| Men | 46 (69.7%) |
| Women | 20 (30.3%) |
| Height (cm) | 175.5 ± 8.34 |
| Weight (kg) | 70 ± 11.89 |
| BMI (kg/m ²) | 22.71 ± 2.86 |
| Dominance | |
| Right | 50 (75.8%) |
| Left | 16 (24.2%) |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; *n*, number, %, percentage; cm, centimeters; kg, kilograms; m, meters.

3.1. Viscoelastic Properties

In the intra-group analysis, we found statistically significant differences in the experimental limb at T1 in the gluteus maximus stiffness with a decrease of 10.16 N/m ($p < 0.042$; ES:0.34). In biceps femoris we also observed statistically significant differences in Tone, with a decrease of 0.39 Hz ($p < 0.011$; ES:0.23), in stiffness with 13.91 N/m ($p < 0.001$; ES:0.37) and an increase in relaxation of 78 m/s ($p < 0.001$; ES:0.29). A stiffness decrease of 9.72 ($p < 0.035$; ES:0.20) on semitendinosus was also observed. At T2, there was a decrease in stiffness in all tested muscles: for Gluteus was of 9.09 N/m ($p < 0.029$; ES:0.35), for biceps

femoris of 6.50 N/m ($p < 0.039$; ES:0.17) and for, Semitendinosus of 10.40 N/m ($p < 0.042$; ES:0.22). A decrease in Gluteus tone of 0.21 N/m ($p < 0.021$; ES:0.25) was maintained. Only the biceps femoris in T2 obtained a decrease in stiffness of 7.45 N/m ($p < 0.037$; ES:0.20) in the control group.

In the intergroup analysis, we found statistically significant differences in the difference between T0-T2, in gluteus maximus, in stiffness ($p < 0.048$), in biceps femoris, in tone ($p < 0.009$) and in stiffness ($p < 0.019$). And between T0-T1, in the biceps femoris in relaxation ($p < 0.045$) (Table 2).

3.2. Contractile Properties

For this variable, we only found statistically significant differences in the intra-group analysis at T2. In the case of the experimental limbs, we found a decrease in the gluteus in Dm of 0.97 mm ($p < 0.011$; ES:0.32). In the control limbs, we found a decrease in the gluteus at Dm 0.96 mm ($p < 0.007$; ES:0.27) and a decrease in the biceps femoris at Dm of 0.60 mm ($p < 0.030$; ES:0.22). There were no changes for the semitendinosus in the experimental and control limbs (Table 3).

In the intergroup analysis, we found no statistically significant differences between the experimental and control limbs.

3.3. Mechanosensibility

We did not find statistically significant differences in the intra-group analysis for the experimental and control limbs ($p > 0.05$) (Table 4), and neither for the intergroup analysis (Table 5).

Table 2. Intra-group viscoelastic properties analysis.

| Variables | | T0 | T1 | Difference T0-T1 | | | | T2 | Difference T0-T2 | | | |
|---------------------------|------------------|----------------|----------------|------------------|-------------------|-------|------|----------------|------------------|-------------------|-------|------|
| | | Mean ± SD | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES |
| Experimental Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus | Tone (Hz) | 11.01 ± 0.84 | 10.75 ± 1.55 | -0.26 | [-0.657; 0.133] | 0.325 | 0.21 | 10.81 ± 0.74 | -0.21 | [-0.388; -0.024] | 0.021 | 0.25 |
| | Stiffness (N/m) | 159.70 ± 30.76 | 149.54 ± 29.07 | -10.16 | [-20.033; -0.286] | 0.042 | 0.34 | 150.61 ± 19.80 | -9.09 | [-17.467; -0.715] | 0.029 | 0.35 |
| | Relaxation (m/s) | 31.33 ± 4.09 | 31.79 ± 5.18 | 0.46 | [-1.021; 1.938] | 1.000 | 0.10 | 31.42 ± 4.59 | 0.08 | [-1.340; 1.510] | 1.000 | 0.02 |
| Biceps Femoris | Tone (Hz) | 15.85 ± 1.73 | 15.47 ± 1.56 | -0.39 | [-0.702; -0.072] | 0.011 | 0.23 | 15.70 ± 1.53 | -0.15 | [-0.463; 0.268] | 0.764 | 0.09 |
| | Stiffness (N/m) | 286.09 ± 39.19 | 272.18 ± 36.30 | -13.91 | [-19.417; -8.401] | 0.001 | 0.37 | 279.59 ± 38.83 | -6.50 | [-12.751; -0.249] | 0.039 | 0.17 |
| | Relaxation (m/s) | 18.98 ± 2.64 | 19.76 ± 2.81 | 0.78 | [0.381; 1.180] | 0.001 | 0.29 | 19.32 ± 2.70 | 0.34 | [-0.032; 0.714] | 0.084 | 0.13 |
| Semitendinosus | Tone (Hz) | 15.23 ± 1.89 | 15.06 ± 1.71 | -0.17 | [-0.510; 0.164] | 0.638 | 0.09 | 15.22 ± 1.69 | -0.02 | [-0.375; 0.345] | 1.000 | 0.01 |
| | Stiffness (N/m) | 269.52 ± 51.75 | 259.80 ± 46.03 | -9.72 | [-18.917; -0.513] | 0.035 | 0.20 | 259.12 ± 42.83 | -10.40 | [-20.521; -0.273] | 0.042 | 0.22 |
| | Relaxation (m/s) | 19.62 ± 4.96 | 20.35 ± 4.06 | 0.74 | [-0.066; 1.537] | 0.083 | 0.16 | 20.12 ± 3.35 | 0.50 | [-0.431; 1.440] | 0.570 | 0.12 |
| Control Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus | Tone (Hz) | 10.95 ± 0.93 | 10.87 ± 0.84 | -0.08 | [-0.302; 0.138] | 1.000 | 0.09 | 10.75 ± 0.76 | -0.20 | [-0.443; 0.052] | 0.170 | 0.24 |
| | Stiffness (N/m) | 156.74 ± 24.99 | 154.21 ± 20.49 | -2.53 | [-9.443; 4.382] | 1.000 | 0.11 | 150.48 ± 21.33 | -6.26 | [-13.765; 1.250] | 0.134 | 0.27 |
| | Relaxation (m/s) | 31.67 ± 3.48 | 31.72 ± 3.10 | 0.05 | [-0.777; 0.877] | 1.000 | 0.02 | 31.65 ± 3.11 | -0.02 | [-0.880; 0.847] | 1.000 | 0.01 |
| Biceps Femoris | Tone (Hz) | 15.96 ± 1.78 | 15.96 ± 1.72 | 0.00 | [-0.306; 0.310] | 1.000 | 0.00 | 15.72 ± 1.60 | -0.24 | [-0.544; 0.065] | 0.174 | 0.19 |
| | Stiffness (N/m) | 289.33 ± 42.27 | 281.85 ± 42.40 | -7.48 | [-16.873; 1.903] | 0.163 | 0.18 | 281.88 ± 36.10 | -7.45 | [-14.584; -0.325] | 0.037 | 0.20 |
| | Relaxation (m/s) | 18.86 ± 2.95 | 19.25 ± 3.18 | 0.39 | [-0.975; 0.194] | 0.316 | 0.13 | 19.16 ± 2.79 | 0.30 | [-0.169; 0.763] | 0.367 | 0.10 |
| Semitendinosus | Tone (Hz) | 15.51 ± 2.13 | 15.33 ± 1.98 | -0.18 | [-0.551; 0.200] | 0.764 | 0.09 | 15.48 ± 2.00 | -0.03 | [-0.438; -0.371] | 1.000 | 0.02 |
| | Stiffness (N/m) | 273.11 ± 56.04 | 265.70 ± 49.10 | -7.41 | [-18.392; 3.574] | 0.307 | 0.14 | 266.53 ± 49.04 | -6.58 | [-17.374; 4.222] | 0.418 | 0.13 |
| | Relaxation (m/s) | 19.60 ± 4.28 | 19.83 ± 3.61 | 0.24 | [-0.537; 1.014] | 1.000 | 0.06 | 19.57 ± 3.83 | -0.02 | [-0.880; 0.834] | 1.000 | 0.01 |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; p, p-value; ES, Effect size; Hz, herzius; N/m, Newton/meter; m/s, meter/second.

Table 3. Intra-group contractile properties analysis.

| Variables | | T0 | T1 | Difference T0-T1 | | | T2 | Difference T0-T2 | | | | |
|--------------------|---------|---------------|---------------|------------------|-------------------|-------|------|------------------|-------|------------------|-------|------|
| | | Mean ± SD | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES |
| Experimental Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus | Tc (ms) | 39.85 ± 16.74 | 43.35 ± 22.32 | 3.50 | [-4.110; 11.112] | 0.787 | 0.18 | 35.68 ± 12.43 | -4.17 | [-8.876; 0.536] | 0.099 | 0.28 |
| | Dm (mm) | 5.41 ± 3.16 | 4.88 ± 3.14 | -0.53 | [-1.427; 0.361] | 0.443 | 0.17 | 4.44 ± 2.86 | -0.97 | [1.760; 0.178] | 0.011 | 0.32 |
| Biceps Femoris | Tc (ms) | 34.13 ± 14.29 | 32.26 ± 12.27 | -1.87 | [-5.772; 2.034] | 0.731 | 0.14 | 32.16 ± 14.26 | -1.97 | [-6.230; 2.298] | 0.784 | 0.14 |
| | Dm (mm) | 4.71 ± 2.88 | 4.61 ± 2.72 | -0.10 | [-0.816; 0.621] | 1.000 | 0.04 | 4.46 ± 2.84 | -0.24 | [-0.916; 0.428] | 1.000 | 0.09 |
| Semitendinosus | Tc (ms) | 40.32 ± 12.11 | 38.95 ± 12.40 | -1.37 | [-4.530; 1.794] | 0.875 | 0.11 | 40.97 ± 12.05 | 0.65 | [-2.431; 3.734] | 1.000 | 0.05 |
| | Dm (mm) | 6.70 ± 2.80 | 6.43 ± 3.08 | -0.27 | [-0.805; 0.266] | 0.663 | 0.09 | 6.37 ± 3.11 | -0.34 | [-0.954; 0.280] | 0.554 | 0.11 |
| Control Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus | Tc (ms) | 44.03 ± 27.19 | 43.93 ± 25.93 | -0.10 | [-10.389; 10.186] | 1.000 | 0.00 | 39.93 ± 16.10 | -4.10 | [-13.480; 5.284] | 0.861 | 0.28 |
| | Dm (mm) | 6.24 ± 3.75 | 5.55 ± 3.50 | -0.69 | [-1.470; 0.098] | 0.106 | 0.19 | 5.28 ± 3.32 | -0.96 | [-1.705; -0.212] | 0.007 | 0.27 |
| Biceps Femoris | Tc (ms) | 34.63 ± 13.33 | 32.42 ± 14.17 | -2.21 | [-6.697; 2.278] | 0.692 | 0.16 | 35.28 ± 16.85 | 0.65 | [-4.760; 6.058] | 1.000 | 0.04 |
| | Dm (mm) | 5.12 ± 2.83 | 4.44 ± 3.07 | -0.67 | [-1.453; 0.107] | 0.113 | 0.23 | 4.51 ± 2.62 | -0.60 | [-1.162; -0.044] | 0.030 | 0.22 |
| Semitendinosus | Tc (ms) | 41.36 ± 12.64 | 41.73 ± 12.05 | 0.38 | [-3.340; 4.094] | 1.000 | 0.03 | 42.81 ± 10.66 | 1.45 | [-2.465; 5.369] | 1.000 | 0.12 |
| | Dm (mm) | 6.83 ± 2.86 | 6.60 ± 2.94 | -0.23 | [-0.961; 0.507] | 1.000 | 0.08 | 6.38 ± 3.02 | -0.45 | [-1.280; 0.377] | 0.556 | 0.15 |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; p, p-value; ES, Effect size; Tc, Contraction time; Dm, maximal displacement; ms, milliseconds; mm, millimeters.

Table 4. Intra-group mechanosensitivity data analysis.

| | T0 | | T1 | | Difference T0-T1 | | | T2 | | Difference T0-T2 | | |
|----------------------------|-------------|-------------|-------|-----------------|------------------|------|-------------|-------|-----------------|------------------|------|--|
| | Mean ± SD | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES | Mean ± SD | Mean | 95% CI | p | ES | |
| Experimental Limb | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus (NPRS 0–10) | 1.17 ± 1.83 | 1.27 ± 1.85 | 0.11 | [-0.160; 0.372] | 0.992 | 0.05 | 1.21 ± 1.84 | 0.05 | [-0.275; 0.366] | 1.000 | 0.02 | |
| Biceps Femoris (NPRS 0–10) | 1.02 ± 1.55 | 0.83 ± 1.63 | -0.18 | [-0.441; 0.078] | 0.269 | 0.14 | 0.85 ± 1.56 | -0.17 | [-0.450; 0.117] | 0.461 | 0.11 | |
| Semitendinosus (NPRS 0–10) | 1.00 ± 1.36 | 0.94 ± 1.46 | -0.06 | [-0.391; 0.270] | 1.000 | 0.04 | 0.92 ± 1.44 | -0.08 | [-0.445; 0.293] | 1.000 | 0.06 | |
| Control Limb | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus (NPRS 0–10) | 1.17 ± 1.67 | 1.20 ± 1.65 | 0.03 | [-0.182; 0.242] | 1.000 | 0.02 | 1.17 ± 1.79 | -0.00 | [-0.276; 0.276] | 1.000 | 0.00 | |
| Biceps Femoris (NPRS 0–10) | 1.05 ± 1.47 | 0.91 ± 1.43 | -0.14 | [-0.354; 0.082] | 0.388 | 0.10 | 1.05 ± 1.65 | -0.00 | [-0.286; 0.286] | 1.000 | 0.00 | |
| Semitendinosus (NPRS 0–10) | 0.88 ± 1.23 | 0.85 ± 1.37 | -0.03 | [-0.311; 0.250] | 1.000 | 0.02 | 0.89 ± 1.30 | 0.02 | [-0.278; 0.308] | 1.000 | 0.01 | |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; *p*, *p*-value; ES, Effect size; NPRS, numeric pain rating scale.

Table 5. Differences in inter-limbs data analysis.

| Variable | Difference T0-T1 | | | Difference T0-T2 | | | |
|----------------|--------------------|----------------|---------------|--------------------|----------------|---------------|---------|
| | Experimental Limbs | | Control Limbs | Experimental Limbs | | Control Limbs | |
| | Mean ± SD | Mean ± SD | <i>p</i> | Mean ± SD | Mean ± SD | <i>p</i> | |
| Gluteus | Tone (Hz) | -0.26 ± 1.31 | -0.08 ± 0.73 | 0.283 | -0.21 ± 0.60 | -0.20 ± 0.82 | 0.829 |
| | Stiffness (N/m) | -10.16 ± 32.64 | -2.53 ± 22.85 | 0.048 | -9.09 ± 27.69 | -6.26 ± 24.82 | 0.289 |
| | Relaxation (m/s) | 0.46 ± 4.89 | 0.05 ± 2.73 | 0.633 | 0.08 ± 4.71 | -0.02 ± 2.85 | 0.246 |
| | Tc (ms) | 3.50 ± 25.16 | -0.10 ± 34.01 | 0.466 | -4.17 ± 15.56 | -4.10 ± 31.02 | 0.699 |
| | Dm (mm) | -0.53 ± 2.95 | -0.69 ± 2.59 | 0.687 | -0.97 ± 2.62 | -0.96 ± 2.47 | 0.982 * |
| | MCS (NPRS 0–10) | 0.11 ± 0.88 | 0.03 ± 0.70 | 0.553 | 0.05 ± 1.06 | -0.00 ± 0.91 | 0.880 |
| Biceps Femoris | Tone (Hz) | -0.39 ± 1.04 | -0.00 ± 1.02 | 0.009 | -0.15 ± 1.04 | -0.24 ± 1.01 | 0.960 |
| | Stiffness (N/m) | -13.91 ± 18.21 | -7.48 ± 31.04 | 0.019 | -6.50 ± 20.67 | -7.45 ± 23.57 | 0.909 |
| | Relaxation (m/s) | 0.78 ± 1.32 | 0.39 ± 1.93 | 0.053 | 0.34 ± 1.23 | -0.30 ± 1.54 | 0.045 |
| | Tc (ms) | -1.87 ± 12.90 | -2.21 ± 14.83 | 0.546 | -1.97 ± 14.10 | -0.65 ± 17.88 | 0.891 |
| | Dm (mm) | -0.10 ± 2.38 | -0.67 ± 2.58 | 0.120 | -0.24 ± 2.22 | -0.60 ± 1.85 | 0.134 |
| | MCS (NPRS 0–10) | -0.18 ± 0.86 | -0.14 ± 0.72 | 0.365 | -0.17 ± 0.94 | -0.00 ± 0.94 | 0.534 |
| Semitendinosus | Tone (Hz) | -0.17 ± 1.11 | -0.18 ± 1.24 | 0.803 | -0.02 ± 1.19 | -0.03 ± 1.34 | 0.766 |
| | Stiffness (N/m) | -9.72 ± 30.42 | -7.41 ± 36.31 | 0.325 | -10.40 ± 33.47 | -6.58 ± 35.70 | 0.263 |
| | Relaxation (m/s) | 0.74 ± 2.65 | 0.24 ± 2.56 | 0.344 | 0.50 ± 3.09 | -0.02 ± 2.83 | 0.114 |
| | Tc (ms) | -1.37 ± 10.45 | 0.38 ± 12.29 | 0.502 | 0.65 ± 10.19 | 1.45 ± 12.95 | 0.771 |
| | Dm (mm) | -0.27 ± 1.77 | -0.23 ± 2.43 | 0.690 | -0.34 ± 2.04 | -0.45 ± 2.74 | 0.074 * |
| | MCS (NPRS 0–10) | -0.06 ± 1.09 | -0.03 ± 0.93 | 0.742 | -0.08 ± 1.22 | 0.02 ± 0.97 | 0.487 |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; *p*, *p*-value; ES, Effect size; * paried student t test; Tc, Contraction time; Dm, maximal displacement; Hz, herzius; N/m, Newton/meter; ms, miliseconds; mm, milimeters; MCS, mechanosensitivity; NPRS, numeric pain rating scale.

4. Discussion

The present study aimed to assess the immediate and 30 min after effects of a single DF session on viscoelastic and contractile muscle properties and mechanosensitivity on hamstring and gluteus maximus muscles, in athletes with hamstring shortening. Our results suggest that a single session of the DF generate changes in the tissue viscoelastic properties, without causing relevant changes in the contractile properties of the muscle. Furthermore, no changes in mechanosensitivity were observed.

Regarding the viscoelastic properties measured with myotonometry, the results indicate a decrease in the muscular stiffness and tone on biceps femoris for the experimental limb immediately after the DF treatment, compared to the control limb. In addition, there was observed a relaxation improvement on biceps femoris immediately after, which was maintained 30 min after the application of the

technique. Immediately, stiffness improvements were also observed on gluteus maximus muscle.

With the results observed in this study, we suggest that the use of DF may be indicated in athletes to normalize neuromuscular response, related to viscoelastic properties, preserving their performance. In this sense, it should be noted that most of the variables have a moderate or small effect size. However, the fact that the intervention was only ten minutes long must be taken into account; we believe that a longer intervention could have modified these results. Several studies have associated hamstring injury risk with tone and stiffness increases in athletic population [10,13,29–30]. In this sense, a pre-competition DF intervention could be applied in cases of muscle stiffness or overload. The results obtained are in line with previous findings in similar populations using soft tissue mobilization techniques. A quasi-experimental clinical trial focusing on pre-competitive massage in athletes on the triceps surae muscle, also found a statistically significant reduction in tone and stiffness in the experimental [15].

Ikeda et al. [31] conducted a randomized control trial to evaluate the effects of instrumental techniques (IASTM) on plantar flexors and Achilles tendons in the ankle joint and muscle stiffness, assessed by elastosonogram. In contrast to our results, they found no change in muscle stiffness after the technique [31]. Nevertheless, the intervention they applied was based on a compressive tension and shearing to produce a longitudinal traction force on the compromised tissues around the edges of the instrument, which has an arc shape. In our opinion, the lack of changes in muscle stiffness could be explained by the characteristics of the technique and the instrument used. IASTIM may reach shallower planes than with hooks, which could reach deeper and more precise areas to mobilize them, transversely. Moreover, other issues that could explain the differences compared to our intervention is that the treatment lasted half as long (5 min) and it was applied on subjects without muscle shortening. In a descriptive-analytical study focusing on a single session of DF on gastrocnemius, improvements in stiffness and relaxation measured by myotonometry were found in healthy subjects, supporting the findings of the present study. However, they find a statistically significant increase in contractile properties, whereas contractile capacities do not appear to be modified in the present study [9].

To the best of our knowledge there are no previous studies evaluating contractile properties in athletes on hamstring. Our results indicate that there were no statistically significant differences between experimental and control limb, after the DF treatment. This finding differs from other studies where soft tissue mobilization techniques are used. Pérez-Bellmunt et al. [15] applied a pre-competition massage in athletes in order to assess the neuromuscular function. They found a significant increase in contraction time (Tc) measured by tensiomyography, suggesting that pre-competition massage could decrease the activation of this type II of fibers and thus increase the injury risk in high-speed sports. These differences may be because the massage directly targets the muscle belly, whereas the DF technique

targets the intermuscular septa, applying a mainly transverse mobilization of the tissue.

Similar results were found by Leite et al. [32] when they evaluated the effects of DF on the gastrocnemius muscles in a recreational athletes population. They found improvements in the contractile properties of the muscle after DF, compared to the control group (sham DF). They suggest that the breakdown of adhesions would generate greater muscle excitability and force production, leading improvements in performance. Nevertheless, another study assessed the DF effects on gastrocnemius by TMG and only found statistically significant differences increasing the Dm after the application of technique, which was in line to their findings on tone and stiffness decrease, observed on MMT assessment [9]. The contractile properties by TMG data were also assessed by Macgregor et al. [33]. They conducted a randomized, crossover design in order to evaluate the neuromuscular effects of the instrument assist massage, by means of foam roller, on vastus lateralis (VL) and rectus femoris (RF) in active males. The contractile characteristics of RF were unaffected, as shown by TMG, although reduced muscle stiffness characteristics and increased contraction velocity were evident in VL on three days follow up [33].

Differing from other studies, our findings clearly point to that a single session of DF does not generate changes on the contractile properties of the studied musculature. Thus, it could be a therapeutic choice to normalize the viscoelastic properties of the hamstring and gluteus maximus without affecting the contractile properties, maintaining performance in sport. However, given the variability found in the literature involving the effects of tissue mobilization techniques on muscle contractile properties, measured by tensiomyography, we suggest investigating them in isolation. Other measurement tools that do not include mechanical aspects should be used, as appointed in other studies above [33]. Therefore, we believe that the results concerning the contractile properties in the present study cannot be conclusively confirmed.

The present study found a significant reduction in viscoelastic parameters in the biceps femoris, followed by the gluteus maximus muscle. These results could be due to an anatomical cause as the long head of the biceps has an anatomical continuity with the sacrotuberous ligament [34] and this ligament in turn is contiguous with the medial layer of the thoracolumbar fascia [35]. There is also a continuity between the outer layer of the thoracolumbar fascia and the gluteus maximus muscle [36]. There is also a fascial connection between this gluteus muscle and the proximal end of the biceps femoris [37]. Since these connections are produced by fascial tissue and not by muscle, it could explain why only changes in the viscoelastic parameters (myometry) and not in the contractile properties (tensiography) were observed.

The results obtained in the mechanosensitivity assessment indicates no statistically significant differences in the mechanosensitivity applied to the different points assessed. These results are consistent with a recent systematic review that included

three studies examining changes in lower extremity pain in healthy subjects undergoing IASTM [38]. Although our participants experienced muscle shortening, this condition is not associated with pain. As the baseline, baseline data showed very low values on the NRS scale it could explain the lack of improvements in mechanosensibility.

However, it should be noted that after the DF intervention, there was also no increase in tissue tenderness, as it has been reported previously in other IASTMs or manual therapy techniques aimed at normalizing the viscoelastic properties of tissue, such as deep transverse massage or dry needling [39].

Limitations

This study has some limitations that could affect the generalizability of our results. Firstly, even though the effects were assessed 30 min after the application of the technique, there was no long-term follow-up. Secondly, in order to avoid external contamination of the outcomes assessed, only the effect of a single DF session was evaluated. Thus, we cannot know the cumulative effect of the technique, as it is usually clinically applied. Therefore, it is possible that the changes observed are minimal. Furthermore, we did not take into account the training cycle of the athletes; including those who were in the same phase (out or middle season) would have allowed us to obtain a more homogeneous sample. Also, unlike other clinical trials, the technique has not been applied as simulated, so we were not able to control for the possible placebo effect compared to the control limb. The skin stimulation by simulated DF is more superficial but has shown some beneficial effects in patients. Although it was not the main objective of the study, it would be interesting to evaluate its effect in comparison with the real technique. Finally, being an intra subject study allows a greater homogeneity of the groups, but we cannot discard a central effect involving effects on both limbs.

5. Conclusions

A single session of diacutaneous fibrolysis produces immediate improvements in the viscoelastic muscle properties (stiffness and tone) of the biceps femoris and Gluteus maximus. There were also smart changes on the contractile properties of the gluteus maximus and biceps femoris. There were no changes on contractile properties on semitendinosus. No effect was found on the mechanosensitivity of the posterior chain muscles in athletes with hamstring shortening.

Author Contributions: A.C.-A. and C.L.-d.-C., Concept development, design, data collection/processing, literature search and writing; P.R.R.-R, design, supervision, literature search and critical review; J.R.-S. and L.L.-A., data collection and critical review; A.C.-A. and C.L.-d.-C., analysis/interpretation of the results and critical review; A.P.-B., supervision, writing and critical review; V.G.-R., supervision and critical review; All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Local Ethics Committee (FIS-2020-04). This study was registered in (www.clinicaltrials.gov, accessed on 3th march, 2021) under the reference code NCT04778293.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: “MDPI Research Data Policies” at <https://www.mdpi.com/ethics>.

Acknowledgments: Thanks to the Anatomy Laboratory of the Universitat Internacional de Catalunya, for providing the material necessary to carry out this study.

Conflicts of Interest: The authors declare that there is no conflict of interest.

References

1. Tricás, J.M.; Lucha, O.; Duby, P. *Fibrosis Diacutánea Según el Concepto de Kurt Ekman*; Asociación Española de Fibrosis Diacutánea: Zaragoza, Spain, 2010.
2. Barra, M.; López, C.; Fernández, G.; Murillo, E.; Villar, E.; Raya, L. The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. *Clin. Rehabilitation* **2011**, *25*, 339–348, doi:10.1177/0269215510385480.
3. Jiménez del Barrio, S.; Estébanez de Miguel, E.; Bueno Gracia, E.; Haddad Garay, M.; Tricás Moreno, J.M.; Hidalgo García, C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. *Clin. Rehabil.* **2018**, *32*, 1645–55.
4. Leite, W.B.; Oliveira, M.L.; Ferreira, I.C.; Anjos, C.F.; Barbosa, M.A.; Barbosa, A.C. Effects of 4-Week Diacutaneous Fibrolysis on Myalgia, Mouth Opening, and Level of Functional Severity in Women with Temporomandibular Disorders: A Randomized Controlled Trial. *J. Manip. Physiol. Ther.* **2020**, *43*, doi:10.1016/j.jmpt.2020.01.002.
5. Cadellans-Arróniz, A.; Llorca-Almuzara, L.; Campos-Laredo, B.; Cabanas-Valdés, R.; Garcia-Sutil, A.; López-De-Celis, C. The effectiveness of diacutaneous fibrolysis on pain, range of motion and functionality in musculoskeletal disorders: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Rehabil.* **2020**, doi:10.1177/0269215520968056.
6. Veszely, M.; Guissard, N.; Duchateau, J. Contribution à l'étude des effets de la fibrolyse diacutanée sur le triceps sural. *Ann. Kinésithérapie* **2000**, *2*, 54–59.
7. Pérez-bellmunt, A.; Llorca, L.; Simon, M.; Navarro, R.; Casasayas, O.; López-de-celis, C. Review Article Neuromuscular Response What is it and How to Measure it? *Phys. Med. Rehabil. J.* **2019**, *2*, 1–7.
8. Labata-Lezaun, N.; López-De-Celis, C.; Llorca-Almuzara, L.; González-Rueda, V.; Cadellans-Arróniz, A.; Pérez-Bellmunt, A. Correlation between maximal radial muscle displacement and stiffness in gastrocnemius muscle. *Physiol. Meas.* **2020**, *41*, 125013, doi:10.1088/1361-6579/abcf4.
9. López-De-Celis, C.; Pérez-Bellmunt, A.; Bueno-Gracia, E.; Fanlo-Mazas, P.; Zárte-Tejero, C.A.; Llorca-Almuzara, L.; Arróniz, A.C.; Rodríguez-Rubio, P.R. Effect of diacutaneous fibrolysis on the muscular properties of gastrocnemius muscle. *PLoS ONE* **2020**, *15*, e0243225, doi:10.1371/journal.pone.0243225.
10. Arner, J.W.; McClincy, M.P.; Bradley, J.P. Hamstring Injuries in Athletes. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2019**, *27*, 868–877, doi:10.5435/jaaos-d-18-00741.
11. Yıldırım, M.Ş.; Tuna, F.; Demirbağ Kabayel, D.; Süt, N. The Cut-off Values for the Diagnosis of Hamstring Shortness and Related Factors. *Balkan Med. J. Int.* **2018**, *35*, 388–393.
12. Kim, D.-H.; Lee, J.J.; You, J.; Sung, H. Effects of instrument-assisted soft tissue mobilization technique on strength, knee joint passive stiffness, and pain threshold in hamstring shortness. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **2018**, *31*, 1169–1176, doi:10.3233/bmr-170854.
13. Opar, D.A.; Williams, M.D.; Shield, A.J. Hamstring strain injuries: Factors that Lead to injury and re-Injury. *Sport Med.* **2012**, *42*, 209–26.
14. Akazawa, N.; Okawa, N.; Kishi, M.; Nakatani, K.; Nishikawa, K.; Tokumura, D.; Matsui, Y.; Moriyama, H. Effects of long-term self-massage at the musculotendinous junction on hamstring extensibility, stiffness, stretch tolerance, and structural indices: A randomized controlled trial. *Phys. Ther. Sport* **2016**, *21*, 38–45, doi:10.1016/j.ptsp.2016.01.003.

15. Albert, P.; Labata-lezaun, N.; Llurda-almuzara, L.; Rodr, J. Effects of a Massage Protocol in Tensiomyographic and Myotonometric Proprieties. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 3891.
16. Lucha López, M.; López De Celis, C.; Fanlo Mazas, P.; Barra López, M.; Hidalgo García, C.; Tricás Moreno, J. Efectos inmediatos de la fibrolisis diacutánea en deportistas con dolor anterior en la rodilla. *Cuest. Fisioter Rev. Univ. Inf. Investig. Fisioter* **2015**, *44*, 33–40.
17. Maniar, N.; Shield, A.; Williams, M.D.; Timmins, R.G.; Opar, D. Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: a systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 909–920, doi:10.1136/bjsports-2015-095311.
18. García-Pinillos, F.; Ruiz-Ariza, A.; Del Castillo, R.M.; Latorre-Román, P. Á. Impact of limited hamstring flexibility on vertical jump, kicking speed, sprint, and agility in young football players. *J. Sports Sci.* **2015**, *33*, 1293–1297, doi:10.1080/02640414.2015.1022577.
19. Wan, X.; Qu, F.; Garrett, W.E.; Liu, H.; Yu, B. Relationships among hamstring muscle optimal length and hamstring flexibility and strength. *J. Sport Heal. Sci.* **2017**, *6*, 275–282, doi:10.1016/j.jshs.2016.04.009.
20. Álvarez-Díaz, P.; Alentorn-Geli, E.; Ramon, S.; Marín, M.; Steinbacher, G.; Rius, M.; Seijas, R.; Ballester, J.; Cugat, R. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2014**, *23*, 3407–3413, doi:10.1007/s00167-014-3165-4.
21. Reurink, G.; Goudswaard, G.J.; Oomen, H.G.; Moen, M.H.; Tol, J.L.; Verhaar, J.A.; Weir, A. Reliability of the Active and Passive Knee Extension Test in Acute Hamstring Injuries. *Am. J. Sports Med.* **2013**, *41*, 1757–1761, doi:10.1177/0363546513490650.
22. Davidson, M.J.; Bryant, A.L.; Bower, W.F.; Frawley, H.C. Myotonometry Reliably Measures Muscle Stiffness in the Thelar and Perineal Muscles. *Physiother. Can.* **2017**, *69*, 104–112, doi:10.3138/ptc.2015-85.
23. Bizzini, M.; Mannion, A.F. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin. Biomech.* **2003**, *18*, 459–461, doi:10.1016/s0268-0033(03)00042-1.
24. Šimunič, B. Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2012**, *22*, 527–530, doi:10.1016/j.jelekin.2012.04.003.
25. Tous-Fajardo, J.; Moras, G.; Jiménez, S.R.; Usach, R.; Doutres, D.M.; Maffiuletti, N.A. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2010**, *20*, 761–766, doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008.
26. Pérez-Bellmunt, A.; Simon, M.; López-De-Celis, C.; Ortiz-Miguel, S.; González-Rueda, V.; Fernandez-De-Las-Peñas, C. Effects on Neuromuscular Function after Ischemic Compression in Latent Trigger Points in the Gastrocnemius Muscles: A Randomized Within-Participant Clinical Trial. *J. Manip. Physiol. Ther.* **2021**, doi:10.1016/j.jmpt.2020.07.015.
27. Mutlu, E.K.; Ozdinciler, A.R. Reliability and responsiveness of algometry for measuring pressure pain threshold in patients with knee osteoarthritis. *J. Phys. Ther. Sci.* **2015**, *27*, 1961–1965, doi:10.1589/jpts.27.1961.
28. Nussbaum, E.L.; Downes, L. Reliability of Clinical Pressure-Pain Algometric Measurements Obtained on Consecutive Days. *Phys. Ther.* **1998**, *78*, 160–169, doi:10.1093/ptj/78.2.160.
29. Marshall, P.W.; Lovell, R.; Siegler, J.C.; Siefler, J.C. Changes in Passive Tension of the Hamstring Muscles During a Simulated Soccer Match. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 594–601, doi:10.1123/ijsp.2015-0009.
30. Ho, C.-S.; Lee, M.-C.; Chang, C.-Y.; Chen, W.-C.; Huang, W.-C. Beneficial effects of a negative ion patch on eccentric exercise-induced muscle damage, inflammation, and exercise performance in badminton athletes. *Chin. J. Physiol.* **2020**, *63*, 35–42, doi:10.4103/CJP.CJP_33_19.
31. Ikeda, N.; Otsuka, S.; Kawanishi, Y.; Kawakami, Y. Effects of Instrument-assisted Soft Tissue Mobilization on Musculoskeletal Properties. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2019**, *51*, 2166–2172, doi:10.1249/mss.0000000000002035.
32. Leite, W.B.; De Oliveira, M.L.; Barbosa, M.A.; Ferreira, I.C.; Mesquita, G.; Baumgarth, H.; Barbosa, A.C. Muscle excitation, force response, and efficiency during explosive force production after diacutaneous fibrolysis on lateral gastrocnemius of recreational athletes. *J. Bodyw. Mov. Ther.* **2020**, *24*, 554–560, doi:10.1016/j.jbmt.2020.08.001.
33. MacGregor, L.J.; Fairweather, M.M.; Bennett, R.M.; Hunter, A.M. The Effect of Foam Rolling for Three Consecutive Days on Muscular Efficiency and Range of Motion. *Sports Med. Open* **2018**, *4*, 26, doi:10.1186/s40798-018-0141-4.
34. Sato, K.; Nimura, A.; Yamaguchi, K.; Akita, K. Anatomical study of the proximal origin of hamstring muscles. *J. Orthop. Sci.* **2012**, *17*, 614–618, doi:10.1007/s00776-012-0243-7.

35. O’Rahilly, R.; Müller, F.; Meyer, D.B. The human vertebral column at the end of the embryonic period proper. 4. The sacrococcygeal region. *J. Anat.* **1990**, *168*, 95–111.
36. Willard, F.H.; Vleeming, A.; Schuenke, M.D.; Danneels, L.; Schleip, R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J. Anat.* **2012**, *221*, 507–536, doi:10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x.
37. Pérez-Bellmunt, A.; Miguel-Pérez, M.; Brugué, M.B.; Cabús, J.B.; Casals, M.; Martinoli, C.; Kuisma, R. An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. *Man. Ther.* **2015**, *20*, 445–450, doi:10.1016/j.math.2014.11.005.
38. Seffrin, M.C.B.; Cattano, N.M.; Reed, M.A.; Gardiner-Shires, A.M. Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization: A Systematic Review and Effect-Size Analysis. *J. Athl. Train.* **2019**, *54*, 808–821, doi:10.4085/1062-6050-481-17.
39. Babatunde, O.O.; Jordan, J.L.; Van Der Windt, D.A.; Hill, J.C.; Foster, N.E.; Protheroe, J. Effective treatment options for musculoskeletal pain in primary care: A systematic overview of current evidence. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0178621, doi:10.1371/journal.pone.0178621.

9. Projecte 3. Assaig Clínic Aleatoritzat. Resposta Neuromuscular Activa

9.1. Hipòtesis

Hipòtesi general

Una sola aplicació de fibròlisi diacutània a la cadena muscular posterior de la cuixa, produeix canvis immediatament després de la seva aplicació, que es mantenen als 30 minuts, sobre els paràmetres actius de resposta neuromuscular, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Hipòtesis específiques

- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen 30 minuts després de la seva aplicació, sobre la longitud isquiosural, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen 30 minuts després de la seva aplicació, sobre la flexibilitat isquiosural i de la part baixa de l'esquena, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen 30 minuts després de la seva aplicació, sobre la força de contracció isomètrica voluntària màxima de la musculatura isquiosural i glútia, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen als 30 minuts després de la seva aplicació, sobre la l'activitat elèctrica durant el salt en contramoviment de la musculatura isquiosural i glútia, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola aplicació de fibròlisi diacutània produeix canvis immediats, que es mantenen als 30 minuts després de la seva aplicació, en el rendiment de les extremitats inferiors durant el salt en contramoviment, en esportistes amb escurçament isquiosural.

9.2. Objectius

Objectiu general

Avaluar els efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre els paràmetres actius de resposta neuromuscular de la musculatura isquiosural i del gluti major, en esportistes amb escurçament isquiosural.

Objectius específics

- Avaluar els efectes immediats, i al cap de 30 minuts, d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la longitud de la musculatura isquiosural i la flexibilitat de la part baixa de l'esquena, mitjançant el test d'extensió passiva del genoll i el Modified Back Saver sit and reach test, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats, i al cap de 30 minuts, d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la força de contracció isomètrica voluntària màxima de la musculatura isquiosural i del gluti major, mitjançant la dinamometria, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats, i al cap de 30 minuts, d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre la l'activitat elèctrica de la musculatura isquiosural i del gluti major durant el salt en contramoviment, mitjançant l'electromiografia de superfície, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Avaluar els efectes immediats, i al cap de 30 minuts, d'una sola sessió de fibròlisi diacutània sobre el rendiment de les extremitats inferiors durant el salt en contramoviment, en esportistes amb escurçament isquiosural.

9.3. Material i mètodes

Disseny. Assaig clínic aleatoritzat, entre participants, amb emmascarament simple (avaluador).

Com s'ha indicat anteriorment, el projecte 2 esdevé per l'interès en separar de manera temporal l'avaluació dels paràmetres passius de resposta neuromuscular dels actius, amb el propòsit d'evitar la interferència d'uns sobre els altres durant l'avaluació. Creiem que l'avaluació del component viscoelàstic precedit d'accions actives podria repercutir sobre els resultats, i a l'inrevés. Com s'ha informat anteriorment, es va proposar als participants del projecte 2 formar part del projecte 3 i, en cas afirmatiu es va establir una separació temporal de 15 dies addicionals, respecte la primera sessió.

Per aquest motiu les qüestions metodològiques referents a les característiques dels participants o els procediments de reclutament i aleatorització s'apliquen de la mateixa forma per aquest segon projecte. Així, en aquesta secció només s'ampliaran les qüestions relacionades amb el càlcul de la mida de la mostra, les variables dependents de l'estudi i els procediments de mesura corresponents.

Mida de la mostra

La mida de la mostra es va calcular mitjançant el programari GRANMO 7.12, per comparació de mitjanes entre dues mostres independents. Mitjançant un contrast bilateral, es va assumir un risc alfa de 0.05 i un risc beta de 0.20 i una raó de 1:1 entre numero de subjectes per grup. Es va fixar una desviació estàndard comú de 7.56 i una diferència mínima a detectar de 4 cm al test de flexio passiva de genoll, sobre la variable d'estudi de la longitud isquiosural. Tenint en compte el disseny de l'estudi entre participants, el resultat del càlcul de la mida mostral ens va indicar un total de 66 extremitats inferiors per grup (66 intervingudes i 66 control), pel que el nombre de subjectes a reclutar també va ser de N=66.

Variables dependents

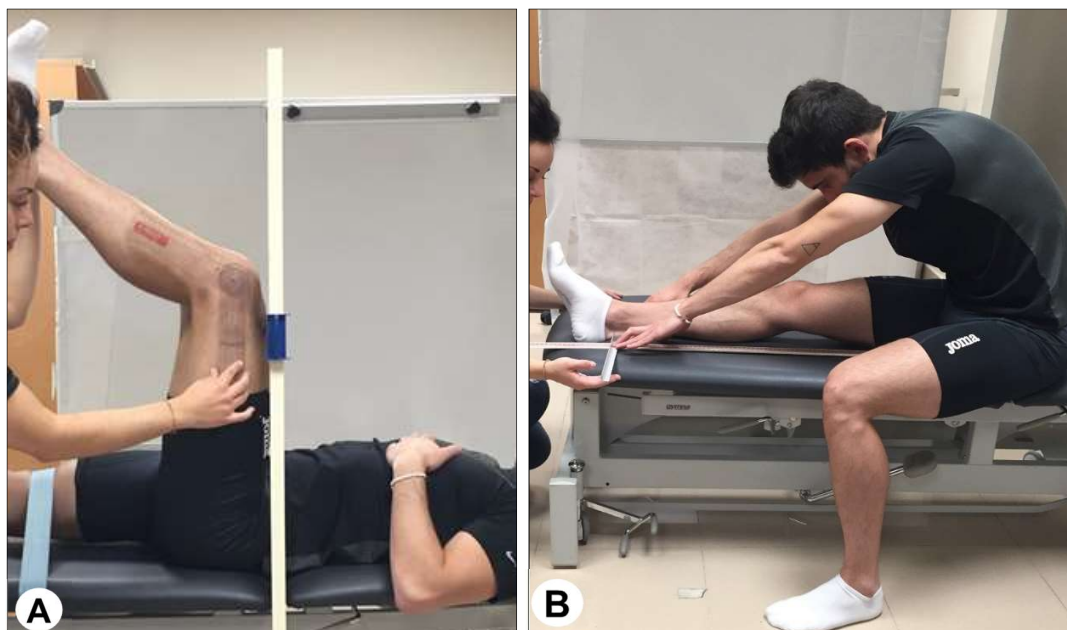
Totes les mesures descrites a continuació van ser registrades per un investigador extern aliè a l'assignació de grups i es descriuen en ordre cronològic segons el procediment establert. Els instruments de mesura emprats son objectius i independents a la influència de l'avaluador i han estat descrits als capítols precedents dins al marc conceptual.

Longitud isquiosural

Després d'informar al participant del procediment d'avaluació a realitzar es procedia a l'avaluació de la longitud isquiosural bilateralment (PKE test (231,232)), mitjançant un goniòmetre universal. El participant estava en decúbit supí sobre la llitera, amb la cama no avaluada estabilitzada per evitar compensacions. Un avaluador, que sempre va ser el mateix, assistia a la flexió de maluc de 90 graus de la cama avaluada (controlada amb un dispositiu específic) i a continuació s'iniciava l'extensió de genoll fins a assolir el punt de sensació terminal del rang de moviment (Imatge 16 A).

Flexibilitat isquiosural i part baixa de l'esquena

Per a l'avaluació de la flexibilitat isquiosural i part baixa de l'esquena es va utilitzar la prova MBSSR (30,187,233). El participants s'asseien a la llitera amb l'extremitat avaluada estirada al seu llarg. L'extremitat inferior contrària estava flexionada amb el peu en contacte amb el terra, amb una flexió de genoll de 90 graus, aproximadament (Imatge 16 B). Es va col·locar un llistó de fusta amb una cinta mètrica adherida al damunt de la llitera, paral·lelament a les extremitats. Mitjançant una regla metàl·lica, s'alineava el taló del peu dels participants amb una marca situada als 100 cm de la cinta, de manera perpendicular. A continuació, es demanava al participant que realitzés una flexió anterior de tronc i que anés a tocar el més lluny possible amb les seves mans, mentre mantenia els genolls i els colzes en màxima extensió. La puntuació es va registrar com el punt més llunyà de la cinta mètrica al que eren capaços d'arribar, restant-lo del valor inicial (100 cm).

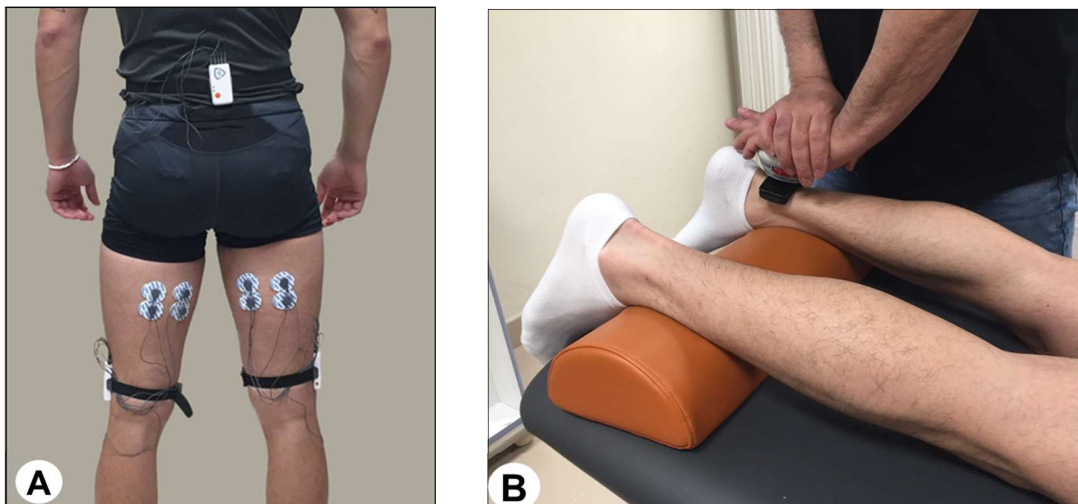


Imatge 16. A) Avaluació de la longitud isquiosural mitjançant el test d'extensió passiva de genoll. B) Avaluació de flexibilitat isquiosural i part baixa de l'esquena mitjançant el BSSRT.

Força muscular isquiosural i glútia

A continuació, es demanava al participant que s'estirés a la llitera en decúbit pro i, seguint recomanacions Europees SENIAM (193), se situaven els elèctrodes a la musculatura avaluada (bíceps femoral, semitendinós i semitendinós) (Imatge 17 A). Després del registre de les mesures basals, a fi de facilitar l'abordatge de la zona, es retiraven els elèctrodes de l'extremitat experimental. Abans però, per realitzar les mesures posteriors al mateix punt es va marcar a la pell la seva localització amb un retolador dermogràfic.

Després es van normalitzar les dades que s'enregistrarien amb l'EMGs (mDurance®) en relació als valors de referència propis per a cada subjecte, mitjançant la CVM isomètrica. A més, per a cada contracció, mitjançant un dinamòmetre manual (MicroFET2, Hoggan Scientific, Salt Lake City, Utah), s'enregistrava la magnitud de la força en Newtons. Es van realitzar tres repeticions de 5 segons, amb un descans de 5 segons entre elles per a la musculatura isquiosural i glútia, de manera simultània amb el registre de l'EMGs. Per a l'avaluació de la força isquiosural, el peu del subjecte es va col·locar sobre un coixí sota el turmell, situant el genoll entre 20-25 graus de flexió (234). La resistència es va realitzar amb una fixació manual estable a la part posterior dels mal·lèols, col·locant-hi el dinamòmetre (Imatge 17 B). Per a l'avaluació de la força del gluti major, es va sol·licitar una extensió de maluc amb 90 graus de flexió de genoll, aplicant una resistència a la zona posterior i distal del fèmur, on se situava el dinamòmetre. Per aquest fi, es requerien dos avaluadors, un que s'encarregués del dispositiu per a la EMGs i un altre per la CVM.



Imatge 17. A) Col·locació dels elèctrodes per a l'avaluació de l'activitat elèctrica muscular. B) Avaluació de la força isquiosural d'acord amb (CVM isomètrica) mitjançant dinamometria.

Activitat elèctrica i salt en contramoviment

Finalment es realitzava l'avaluació de l'activitat elèctrica del múscul mitjançant l'EMGs (mDurance®) durant una acció dinàmica, a través del salt en contramoviment (196) (Imatge 18). Aquest salt es va monitoritzar amb l'aplicació My Jump 2, seguint la metodologia de Balsalobre et al. (204), proporcionant paràmetres del salt relacionats amb el rendiment de les extremitats inferiors. Per aquest fi també es requeria la presència de dos avaluadors, un que gestionava el dispositiu mDurance® (EMGs) i un segon avaluador encarregat de gravar i processar les dades enregistrades durant el salt (My Jump 2) .



Imatge 18. Salt en contramoviment per a l'avaluació de l'activitat elèctrica en acció muscular dinàmica.

Cadascuna de les variables va mesurar en tres moments diferents T0 (dades basals), T1 (immediatament després de la intervenció) i T2 (30 minuts després de la intervenció).

Protocol d'intervenció

Igual que al projecte 2, després del registre de les dades basals es va realitzar la intervenció sobre la cama aleatoritzada, seguint el mateix protocol i duració (veure secció *Intervention*, annex 10). De manera immediata a la finalització del tractament i al cap de 30 minuts s'avaluaven les variables descrites.

Anàlisi de dades

Per a l'anàlisi estadístic es va utilitzar el programari IBM SPSS Statistics 26.0. En primer lloc es va realitzar un anàlisi descriptiu de les característiques de la mostra. Per a les variables quantitatives es van calcular les mitjanes i la desviació estàndard i les freqüències per las qualitatives. Es va utilitzar un model lineal mixt per comparar els canvis entre i intra grup durant els tres períodes de mesura.

Normalitat. La comprovació de distribució gaussiana de les variables es a realitzar segons la prova de Kolmogorov-Smirnov.

Anàlisi estadístic

Es va aplicar el model lineal mixt, on el membre experimental o control era el factor entre subjectes i el temps era el factor intra subjectes, per a cada variable depenent. Si no es complia el supòsit d'esfericitat, s'utilitzava la correcció de Greenhouse-Geisser per a la interpretació. Quan s'observava un efecte estadísticament significatiu, es realitzava un anàlisi post-hoc i la correcció de Bonferroni per l'ajust de les comparacions múltiples. Tots els participants de l'estudi van ser inclosos a l'anàlisi. La mida de l'efecte es va calcular mitjançant la eta al quadrat (η^2). Es considera que una mida de l'efecte $>0,14$ es gran; entorn de $0,06$ es mig; i $<0,01$ es petit. El nivell de significació es va fixar a $p<0.05$.

9.4. Resultats

9.4.1 Troballes destacades

A continuació es resumeixen els resultats obtinguts per al tercer projecte. A l'annex 10 es poden consultar els resultats detallats a l'última versió del manuscrit de l'article enviat per a la seva publicació.

Les característiques generals de la mostra es poden observar a la taula 1 de l'annex 10 i han estat descrites al capítol anterior de manera més ampla en el capítol anterior. Malgrat no hi va haver pèrdues de seguiment, a causa de problemes tècnics durant l'enregistrament, es van perdre dades de tres participants sobre l'activitat elèctrica muscular pels músculs bíceps femoral i semitendinós.

A continuació es resumeixen els resultats estadísticament significatius per a cada variable, detall dels quals es pot ampliar a la taules 2,3,4,5 de l'Annex 10.

Longitud isquiosural

Anàlisi entre grups. 30 minuts després de l'aplicació de la tècnica es va trobar un augment de la longitud muscular, augmentant l'angle d'extensió de genoll 3.33 graus de mitjana del grup experimental, en comparació amb el grup control.

Anàlisi intragrup experimental. Es va veure un augment de l'angle d'extensió de genoll immediatament després del tractament (3.53 graus de mitjana) i a cap de 30 minuts (3.86 graus de mitjana).

Anàlisi intragrup control. No hi va haver diferències estadísticament significatives.

Flexibilitat isquiosural i part baixa de l'esquena

Anàlisi entre grups. No hi va haver diferències estadísticament significatives.

Anàlisi intragrup. Es van observar millores de la flexibilitat estadísticament significatives als dos grups, en ambdós punts temporals post intervenció, en comparació amb els seus valors basals. No obstant, immediatament després, les extremitats experimentals van tenir una major millora mitjana de la flexibilitat que les controls (2.60 cm i 1.92 cm més, respectivament). En canvi, al cap de 30 minuts va ser a l'inrevés. Les extremitats control van obtenir millors valors mitjans respecte la flexibilitat, en comparació amb les experimentals (3.63 cm i 2.83 cm, respectivament).

Força muscular isquiosural

Anàlisi entre grups. No es van trobar diferències estadísticament significatives.

Anàlisi intragrup. Els dos grups van augmentar la força al cap de 30 minuts en comparació amb els valors basals. El grup experimental va obtenir valors de força més alts, en comparació al control (mitjana de millora de 36.74 N i 30.61 N, respectivament).

Força muscular gluti

Anàlisi entre grups. Es van trobar millores de la força a favor del grup experimental immediatament després i al cap de 30 minuts de la intervenció.

Anàlisi intragrup. Es van trobar una millora de la força estadísticament significativa per al grup experimental, immediatament després de la intervenció i al cap de 30 minuts, respecte els valors basals.

Activitat elèctrica muscular

Anàlisi entre grups. No es van trobar diferències estadísticament significatives sobre l'activitat elèctrica de cap dels músculs avaluats.

Anàlisi intragrup. Només es va trobar una disminució de l'activitat elèctrica estadísticament significativa al grup experimental per al múscul bíceps femoral immediatament després del tractament, en comparació amb el seu valor basal.

Rendiment de les extremitats inferiors.

No es van trobar diferències estadísticament significatives a l'anàlisi inter grup ni intra grup.

10. Discussió

Durant les últimes dècades la FD s'ha popularitzat en diferents àmbits per abordar de les alteracions del sistema musculoesquelètic. S'han publicat diversos estudis amb l'objectiu d'avaluar l'efectivitat de la FD en diferents contextos clínics, donant suport empíric a la seva popularitat. Per aquest motiu, la primera fase de la present Tesi Doctoral ha consistit en l'avaluació qualitativa de la literatura existent, així com l'anàlisi quantitatiu dels efectes de la tècnica sobre diferents alteracions del sistema musculoesquelètic. La revisió sistemàtica i metanàlisi (RSMA) ha posat en relleu l'efectivitat de la FD en la disminució del dolor i la millora de la funció, quedant incert el seu efecte sobre el ROM. Posteriorment, mitjançant els dos ACAs, s'han avaluat diferents paràmetres de RNM, que podrien explicar les respostes clíniques observades (dolor, ROM i funció), desemmascarant així part dels mecanismes primaris subjacents.

Per tal d'interpretar els resultats d'aquesta Tesi Doctoral des d'una perspectiva clínica, la discussió s'ha organitzat entorn a les variables d'interès clínic estudiades en el projecte 1 (dolor, ROM i funció). Per a cadascuna d'elles, s'han seleccionat les variables de RNM corresponents (projectes 2 i 3) i s'han interpretat conjuntament. D'aquesta forma, la discussió queda estructurada d'acord amb els següents punts:

- Discussió qualitativa general de la Revisió sistemàtica.
- Discussió dels resultats relatius a la variable Dolor del projecte 1 (RSMA).
 - Discussió de la variable corresponent: Mecanosensibilitat (Projecte 2, ACA).
- Discussió dels resultats relatius a la variable Rang de moviment del projecte 1 (RSMA).
 - Discussió de la variable de resposta neuromuscular corresponent: propietats viscoelàstiques i contràctils del projecte 2 (ACA), la longitud i la flexibilitat muscular (projecte 3, ACA).
- Discussió dels resultats relatius a la variable Funció del projecte 1 (RSMA).
 - Discussió de la variable de resposta neuromuscular corresponent: Força muscular, activitat elèctrica del múscul i rendiment de les extremitats inferiors (projecte 3,ACA).

10.1. Discussió qualitativa general de la Revisió sistemàtica

D'acord a les seves aplicacions clíniques, la RSMA es va formular amb l'objectiu d'avaluar els efectes de la tècnica sobre el dolor, el ROM i la funció, en patologies musculoesquelètiques. Els resultats obtinguts apunten que l'ús de la FD com a tècnica complementaria al tractament de fisioteràpia és efectiva per a la reducció del dolor i la millora de la funció a curt i llarg termini, mentre que els seus efectes sobre el ROM són incerts.

Qualitat metodològica

De manera inherent, la revisió sistemàtica (RS) pretenia determinar la qualitat metodològica dels estudis publicats. Per tant, abans d'entrar detalladament amb la interpretació i discussió dels resultats de la RS sobre les variables de resposta clíniques, es posaran en relleu les troballes relacionades amb les característiques qualitatives dels estudis inclosos, que repercuteixen sobre la validesa dels resultats obtinguts al metanàlisi, i que han donat una més base sòlida per a la construcció dels subsegüents projectes.

La qualitat metodològica dels estudis primaris inclosos a la RS ha estat alta. A diferència de la RS de Goris et al. (101), els quals van obtenir un alt risc de biaix per a la majoria de dominis, per a la present RS ha estat baix per a tots excepte per la falta d'emascament per part del terapeuta, una qüestió difícilment salvable als estudis d'intervenció mitjançant tècniques manuals o instrumentals, i que també ha estat reportada en altres RS (235,236). No obstant això, contràriament a la RS de Seffrin et al. (235), que incloïa tècniques de MTTAI, en tots els estudis avaluats a la nostra RS els participants, els avaluadors i els processos d'assignació dels subjectes es van fer de forma emmascarada. En conseqüència s'ha obtingut una puntuació mitjana de 9.3/11 a l'escala PEDro, en contrast amb la puntuació mitjana de 5.86/11 o 5.53 de RS mencionades anteriorment (101,235). Aquesta diferència representa una millora notable sobre la validesa dels resultats.

Heterogeneïtat

Malgrat que l'alta qualitat metodològica dels estudis primaris reforça els resultats relacionats amb les variables de resposta estudiades, també cal parar atenció sobre la seva heterogeneïtat, la qual permetrà una correcta interpretació i contextualització dels propers apartats discutits. Els resultats del metanàlisi van mostrar una alta heterogeneïtat estadística, que es pot explicar per la diversitat clínica representada a la mostra d'estudi.

En primer lloc, existeix una falta de consens quant a la definició de “desordres musculoesquelètics” i, sovint, s’hi inclouen patologies de diferent naturalesa, implicant enfocaments terapèutics particulars per a cadascuna d’elles. Els estudis primaris d’aquesta revisió inclouen sis trastorns musculoesquelètics diferents, cadascun d’ells amb el seu propi protocol (abordatge, numero i temps de sessions), fent que la comparació entre ells sigui especialment heterogènia. De fet, es va incloure un estudi que realitza una única sessió de tractament, però també estudis que apliquen la tècnica diàriament, durant tres setmanes, o tres sessions repartides en un total de deu dies, incloent dies de descans entre sessions. Aquesta heterogeneïtat concorda amb altres revisions de tècniques de MTTAI, que també apunten la necessitat d’homogeneïtzar els protocols d’intervenció (instrument, dosi, temps de tractament), així com la generació d’estudis primaris que es puguin agrupar per patologies, regions o tipus de teixits (76,79,101,235).

Així, tenint en compte les característiques de mostra estudiada i posant en relleu la qualitat metodològica dels estudis primaris inclosos, a continuació es discutiran els resultats obtinguts respecte les variables clíniques de la RSMA que es connectaran amb els resultats de les variables de resposta dels ACA corresponents, per a cada una d’elles.

10.2. Discussió dels resultats sobre el Dolor

Variable intensitat del dolor (Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi)

Els resultats obtinguts al metanàlisi (MA) indiquen una disminució de la intensitat del dolor estadísticament significativa immediatament després del tractament i a llarg termini, a favor del grup intervingut amb FD, quan aquesta s’associa al tractament convencional. La majoria dels estudis primaris inclosos comprenen patologies relacionades amb el membre superior com espatlla dolorosa, síndrome subacromial, l’epicondilàlgia lateral crònica (ELC) (8) i el síndrome del túnel carpia (STC) (5). També s’hi inclou un estudi sobre la cefalea tensional crònica (102) i un altre sobre alteracions d’articulació temporomandibular (114), però no s’ha trobat cap ACA centrat en l’extremitat inferior. Destaquem que la intensitat del dolor a llarg termini va ser avaluada en 4 estudis inclosos a la revisió, incloent una mostra de 243 participants i que, aquests seguiments, van ser d’entre un (5,102) i tres mesos (8,27) després de la intervenció.

Aquest resultat difereix amb els resultats obtinguts a la RSMA de Goris et al. (101). Els autors van avaluar els efectes de diferents tècniques de MTTAI sobre la intensitat del dolor en esportistes, persones sanes, o amb algun tipus d’alteració del sistema musculoesquelètic. Van analitzar un total de 20 estudis que aplicaven tècniques

instrumentals com ara la tècnica Gaston, Astym o Gavilan, encara que cap d'ells utilitzava la FD. D'aquests, nou estudis comparaven les tècniques MTTAI associades a un altre tractament, en comparació amb un tractament control i sis avaluaven la intensitat del dolor mitjançant l'EVA, NRPS i/o l'algometria immediatament després del tractament i amb seguiments de 4 fins a 12 mesos. No es van trobar diferències estadísticament significatives, ni immediatament després de la tècnica, ni al llarg termini a favor del grup intervenció, per a la millora del dolor en patologies com ara el ELC i el STC síndrome del túnel carpià, a diferència del present MA. A més, contrastant els estudis primaris d'ambdues revisions, destaquem que aquestes millores es van produir aplicant un nombre de sessions inferior i en períodes de temps més curts amb la FD, en comparació amb les altres tècniques de MTTAI. En concret, per la ELC López-de-Celis et al. (8) van aplicar 6 sessions de FD durant 3 setmanes, mentre que Sevier et al. (237) van aplicar 8 sessions d'Astym i Blanchette et al. (238) 10 sessions de Graston, durant 4 i 5 setmanes, respectivament. Igualment, per al STC Jiménez-del-Barrio et al. (5) van aplicar 5 sessions de FD en dues setmanes i mitja, mentre Burke et al. (239) en va aplicar 8 durant 4 setmanes. Goris et al. tampoc van trobar canvis sobre altres patologies com el dolor lumbar crònic, inestabilitat crònica de turmell o tendinopatia aquília. A la vista dels resultats, suggerim que la FD podria ser una tècnica indicada per a la reducció del dolor en els contextos clínics estudiats, per davant d'altres tècniques de MTTAI, i comparativament més eficient. A més, aquesta reducció en el temps d'aplicació del tractament no només podria ser beneficiosa pel pacient sinó també pel terapeuta. Estudis anteriors han reportat l'ús de tècniques de mobilització de teixit manual com el principal factor de risc de lesions de canell i mà del terapeuta, recomanant l'ús d'instruments per tal de reduir l'estrès mecànic imposat a les seves mans (240).

Per altra banda, Seffrin et al. (235) van realitzar una revisió sistemàtica per determinar l'efectivitat de les tècniques de MTTAI i a més, donada la variabilitat d'intervencions i de mesures de resultats publicats, van avaluar la magnitud del tractament i dels resultats mitjançant l'anàlisi de la mida de l'efecte. Es van incloure un total de 13 estudis. Sis incloïen participants no lesionats, dos dels quals avaluaven el dolor, i 7 estudis incloïen participants lesionats amb diversos desordres musculoesquelètics, 6 dels quals avaluaven el dolor. Els estudis sobre participants lesionats coincideixen amb els estudis inclosos a la revisió de Goirs et al. (101), atès que les seves publicacions van coincidir en el temps. Per falta de dades en un dels estudis, van analitzar la mida de l'efecte de 5 estudis i 4 d'ells van indicar disminucions sobre el dolor de moderades a grans, en comparació amb el grup control als

dos punts temporals. Així, contràriament a la RS Goris et al. (101), els resultats de l'estudi de Seffrin et al. (235) recolzen l'ús de les tècniques de MTTAI per a la disminució de la intensitat del dolor en pacients simptomatològics, tan a curt com a llarg termini.

Creiem que les diferències dels resultats es poden deure a l'enfocament metodològic emprat en ambdues revisions. A la primera, per a l'anàlisi quantitatiu es dissenya un metanàlisi i els seus resultats tenen en compte aspectes com el biaix de publicació. A més, per a cada estudi i variable calculen la diferència de mitjanes estandarditzada, presentant els resultats segons el model d'efectes aleatoris, tal i com hem fet al nostre MA. En canvi, Seffrin et al. (235) únicament calculen la mida de l'efecte, mitjançant la *d* de Cohen i, a més, els seus resultats responen a les diferències pre-post tractament i no a les diferències entre el grup experimental i control. Així, segons criteris de disseny metodològic, considerem que els nostres resultats son comparables amb els de la revisió de Goris et al. (101) i que aquesta comparació podria situar la FD per davant d'altres tècniques de MTTAI a l'hora de reduir el dolor.

Encara que els resultats de la bibliografia existent sobre l'efectivitat de les tècniques de MTTAI no son concloents, sembla que la mobilització del teixit tou en sí podria tenir efectes positius sobre el dolor. Bervoets et al. (241) revisen estudis de mobilització de teixit manuals englobades dins el massatge. S'inclouen estudis on el grup experimental rebia únicament massatge, sense associar-se a cap altre tractament, i el grup control podria rebre qualsevol tipus d'intervenció. Els participants presentaven desordres musculoesquelètics com ara dolor d'espatlla, fibromiàlgia, osteoartritis de genoll, tendinopatia Patel·lar o STC, i s'avaluaven la intensitat del dolor segons EVA o NRPS, i el lliandar de dolor a la pressió, mitjançant l'algometria. En aquest estudi, s'observen diferències estadísticament significatives sobre la millora del dolor a curt termini, però en canvi indiquen que els efectes no perduren al seguiment a llarg termini, contràriament als resultats del nostre MA. Destaquen que la falta d'informació respecte als protocols d'intervenció (temps, duració o tipus de massatge) o l'alta heterogeneïtat entre aquells protocols que sí han estat detallats de manera explícita fa difícil la interpretació i extrapolació dels resultats. Com s'ha apuntat anteriorment, altres revisions publicades sobre tècniques MTTAI també coincideixen en aquest punt, atès que els protocols inclosos presenten una variabilitat prou rellevant d'intervencions així com d'instruments emprats. A més, tots ells, declaren la falta de qualitat metodològica i l'alt risc de biaix dels estudis inclosos com a una de les principals limitacions.

Malgrat la controvèrsia respecte les millores del dolor, existeix un consens ampli sobre el fet que l'estimulació mecànica no nociceptiva dels mecanoreceptors (ja siguin cutanis, tendinosos o musculars) generada durant la mobilització de teixit, podria explicar els canvis sobre la percepció dolorosa. El model de Bialosky et al. (242) postula que un estímul mecànic generat a través de la teràpia manual iniciaria una cadena de reaccions neurofisiològiques que generarien un efecte clínic hipoalgèsic, en el tractament del dolor musculoesquelètic. Creiem que aquest mecanisme podria ser extrapolable a la FD. Aquestes reaccions tindrien un origen perifèric i central. En aquest sentit, estudis anteriors han relacionat l'aplicació de tècniques manuals amb una disminució significativa de citocines en sang i canvis als nivells de beta-endorfines i serotonina que serien els responsables de generar una hipoalgesia endògena (243). Sembla ser, però, que aquests efectes neurofisiològics dependrien del tipus d'estímul així com del temps d'aplicació i de la quantitat de mecanoreceptors presents a la zona tractada. Pel que fa al sistema nerviós central, estudis en models animals han demostrat una disminució de l'activitat del feix posterior de la medulla espinal com a resposta a estímuls tàctils. També han determinat que hi ha una modulació de l'entrada aferent per activació espinal, recolzant-se en la teoria del control de la del dolor de Melzak y Wall (244).

No obstant, d'acord amb les troballes i la bibliografia disponible, l'efecte de les tècniques de MTTAI sobre el dolor segueix sense està clar. No només creiem que calen més estudis en aquesta línia, sinó que els esforços també s'han de centrar en desenvolupar estudis d'alta qualitat. Els resultats d'aquesta RSMA suggereixen que la FD podia tenir efectes beneficiosos en la disminució del dolor en desordres musculoesquelètics, en comparació amb d'altres tècniques de MTTAI o manuals. Malgrat que la validesa dels resultats està avalada per la alta qualitat metodològica dels estudis primaris, l'escàs nombre de publicacions i l'alta heterogeneïtat entre elles deixa palesa la necessitat de realitzar estudis enfocats en l'efecte de la FD sobre el dolor i el seu comportament al llarg del temps per poder arribar a conclusions més sòlides.

Per altra banda, cal recordar que es desconeix quin és el mecanisme d'acció subjacent de la FD. Diferents estudis apunten a una acció mecànica, com a conseqüència de l'estimulació dels mecanoreceptors del teixit tractat, descrita en línies superiors. En aquest sentit, considerem interessant l'ús d'instruments d'avaluació que no només se centrin en els canvis sobre la percepció general del dolor, sinó en els canvis sobre la mecanosensibilitat de la zona tractada. Si bé la majoria d'estudis inclosos en aquesta RSMA

avaluen els canvis en la percepció dolorosa mitjançant l'EVA o el NRPS, López-de-Celis et al. (15) i Cabanillas Barea (102) també utilitzen el llinzar del dolor a la pressió mecànica dels punts gallet corresponents mitjançant l'algometria, de forma complementaria als autoregistres citats anteriorment.

Mecanosensibilitat (Projecte 2, ACA)

El llinzar del dolor a la pressió ha estat utilitzat per estudiar els canvis d'intensitat de dolor en diferents alteracions del sistema musculoesquelètic i s'ha plantejat com a una opció fiable per a l'avaluació de la mecanosensibilitat. Així, un dels objectius del projecte 2 de la present tesi doctoral va ser avaluar els efectes immediats, i al cap de 30 minuts, d'una sola sessió de FD sobre la mecanosensibilitat de la musculatura isquiosural i del gluti major mitjançant l'algometria, en esportistes amb escurçament IS.

Els resultats indiquen que no hi va haver diferències estadísticament significatives sobre cap dels punts avaluats de la musculatura estudiada. Aquest resultat concorden amb els de G. Nunes et al. (245), els quals van aplicar un massatge post competició al quàdriceps en triatletes de llarga distància i el van comparar amb un grup control sense intervenció. Els autors van avaluar la percepció del dolor amb l'EVA i la mecanosensibilitat (llinzar de dolor a la pressió) amb algometria abans i just després del massatge. Si bé el grup experimental va mostrar millores estadísticament significatives a les puntuacions de l'EVA, no van trobar canvis respecte la mecanosensibilitat, coincidint amb les nostres troballes. Els autors apunten que els efectes del massatge no es poden atribuir a respostes neurològiques centrades en la teoria del control de la porta, sinó que podrien estar relacionats amb respostes fisiològiques (l'alliberació d'endorfines o l'eliminació de catabòlits a causa del massatge) o psicològiques derivades del contacte manual (245). En la mateixa línia, P. Bender et al. (246), van aplicar un massatge post competició de quàdriceps a atletes, després de realitzar la seva pràctica habitual, amb un seguiment a llarg termini. Encara que van trobar diferències estadísticament significatives sobre el dolor (NRPS) a favor del grup experimental, aquestes estaven per sota del canvi mínim clínicament rellevant que havien determinat. Igualment, atribueixen aquestes millores a les teories indicades anteriorment.

Encara que estudis anteriors han associat la sobrecàrrega i l'augment de to o rigidesa muscular amb una hiperalgesia local (169,227–229) creiem que en el cas dels nostres participants amb escurçament de la musculatura isquiosural no ha estat així. De fet, durant les avaluacions inicials els subjectes d'estudi reportaven puntuacions molt baixes de NRPS en resposta a l'estímul mecànic aplicat, la qual cosa explicaria la falta de diferències. Volem

realçar que la mecanosensibilitat no va disminuir però tampoc es va veure augmentada després del tractament. Aquests resultats reforcen les troballes de Barra et al. (6), els quals van avaluar la comoditat percebuda per part del pacient durant i després de l'aplicació de la FD. Els seus resultats indiquen que els participants es van sentir còmodes i sense presentar una hiperalgesia posterior a l'aplicació de la tècnica, com s'havia informat anteriorment. És plausible que aquesta resposta es degui a l'abordatge centrípet emprat en el procediment d'intervenció, que implica una aproximació de manera progressiva a la zona tractada. Segons aquest abordatge, es comença per les zones més allunyades del focus de dolor o teixit diana, d'acord amb les relacions inter musculars, fascials i tendinoses de la zona a tractar. Sembla que aquesta aproximació ordenada i gradual aniria preparant i acomodant el teixit adjacent, i que al mateix temps tindria un efecte positiu indirecte sobre el teixit diana.

En resum, per una banda i d'acord amb els resultats de la RSMA, podem recomanar l'ús de la FD en contextos clínics per a la millora del dolor immediata i a llarg termini. Aquestes recomanacions s'han de prendre amb cautela perquè l'alta heterogeneïtat procedimental i diversitat clínica podrien esbiaixar aquestes afirmacions si la tècnica s'aplica en desordres musculoesquelètics diferents als avaluats a la RS. Per això, realcem la necessitat de generar estudis primaris que permetin agrupacions clíniques homogènies i que compleixin amb els requeriments metodològics adients. Per altra banda, encara que conceptualment la bibliografia apunta que l'efecte hipoalgesic de la FD estaria relacionat amb els canvis de la sensibilitat mecànica sobre el teixit, els resultats del nostre ACA indiquen que la FD no genera canvis sobre la mecanosensibilitat immediatament, ni al cap de 30 minuts sobre la musculatura IS i glútia en esportistes amb escurçament IS.

10.3. Discussió dels resultats sobre el Rang de moviment

Rang de moviment (Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi)

Malgrat que quatre dels sis estudis inclosos a la RS van avaluar el ROM, donada la variabilitat de les articulacions estudiades i les seves respectives amplituds de moviment, no es va poder realitzar l'anàlisi quantitatiu per a aquesta variable. No obstant, destaquem que els estudis primaris inclosos informen sobre millores estadísticament significatives, tan a curt com a llarg termini, en diverses alteracions musculoesquelètiques.

Barra et al. va realitzar un estudi on aplicava una única sessió de FD a pacients amb espatlla dolorosa, obtenint millores estadísticament significatives sobre el moviment de flexió, abducció i la rotació interna d'espalla (6). En un altre estudi també es van obtenir millores estadísticament significatives en pacients amb síndrome subacromial per al moviment d'extensió i rotació externa d'espalla, immediatament després del tractament però no al seguiment a llarg termini (tres setmanes i tres mesos) (27). A l'estudi de Jiménez del Barrio et al. van aplicar 5 sessions de 20 minuts de FD a pacients que tenien síndrome del túnel carpí i van trobar millores estadísticament significatives sobre la mobilitat de l'extremitat superior avaluada amb el qüestionari DASH que es van mantenir al cap de un mes (5). De la mateixa manera, la mobilitat cervical també es va veure augmentada de manera significativa immediatament després del tractament, en tots els moviments de la columna cervical, sobre pacients amb cefalea tensional i al seguiment al cap d'un mes per a la flexió i la inclinació cervical esquerra (102). Així, si bé els estudis primaris reporten millores al ROM, els resultats a llarg termini difereixen entre si.

Cheatham et al. (75) van realitzar una RS avaluant l'eficàcia de les tècniques de MTTAI i el seu efecte sobre el ROM. Tots els estudis inclosos utilitzaven la tècnica Graston sobre diferents condicions musculoesquelètiques i dos d'ells avaluaven el ROM, obtenint millores estadísticament significatives. Només un dels dos estudis va fer-ne el seguiment (24 hores). A diferència dels estudis inclosos a la nostra RS, es reporten inconsistències procedimentals i metodològiques que posen en entredit la validesa externa dels resultats. A la RS de Seffrin et al. no hi va haver diferències del ROM sobre el STC (100).

Els estudis de FD apunten que els mecanismes subjacents en les millores observades sobre el ROM són incerts. Els autors indiquen que podrien respondre a les hipòtesis plantejades anteriorment: l'acció mecànica produïda durant la tècnica podria trencar les adhesions tissulars afavorint el lliscament entre septes i l'aplicació transversal de la tècnica

podria reorientar la posició de les fibres musculars (1,10,11). Sembla ser que la FD permetria un abordatge més profund que altres tècniques MTTAI, gràcies a l'ús del ganxo. No obstant, tots ells apunten a la necessitat d'estudiar el mecanisme d'acció en profunditat.

Les propietats arquitectòniques del múscul són un element rellevant per a la capacitat funcional, ja que desenvolupen un paper determinant en la transmissió de forces i ajuden a mantenir l'estabilitat articular o postural. Els paràmetres de resposta neuromuscular implicats en la capacitat d'amplitud de moviment articular semblen estar relacionats amb les propietats viscoelàstiques del teixit confrontant. Així, una disminució del to i la rigidesa o un augment de la relaxació i la flexibilitat muscular podrien disminuir les carregues de tensió de la unitat miotendinosa, proporcionant un major ROM. Pensem que aquests canvis sobre les propietats mecàniques del teixit podrien explicar les millores del ROM observades als estudis clínics (121).

Propietats Viscoelàstiques

Sota la hipòtesi anterior, un dels objectius del projecte 2 de la Tesi Doctoral va ser l'estudi dels efectes immediats i a curt termini de la FD sobre les propietats viscoelàstiques de la musculatura IS i glútia en esportistes amb escurçament IS. Els resultats suggereixen que una sola sessió de FD genera canvis en les propietats viscoelàstiques del teixit immediatament després i al cap de 30 minuts de la seva aplicació.

En aquest estudi, vam observar una disminució de la rigidesa i del to muscular en el bíceps femoral per al grup experimental immediatament després del tractament amb FD en comparació amb l'extremitat control. A més, vam determinar una millora de la relaxació del bíceps femoral immediatament després del tractament, que es va mantenir 30 minuts després de l'aplicació de la tècnica. Així mateix, la rigidesa en el múscul gluti major va millorar immediatament.

Aquests resultats coincideixen amb els d'un estudi descriptiu-analític que també va avaluar els canvis sobre les propietats viscoelàstiques mitjançant MTM d'una única sessió de FD en el múscul gastrocnemi. D'acord amb els nostres resultats, es va trobar una disminució sobre els valors de rigidesa i un augment de la relaxació muscular (116). No obstant, la intervenció se centrava en subjectes sans, mentre que al present estudi els participants presentaven un escurçament de la musculatura IS. Diversos estudis han associat l'augment de rigidesa muscular amb canvis sobre la biomecànica i funció muscular, en poblacions atlètiques, que poden suposar un factor de risc per a la musculatura IS (59,63,215,224,225).

En aquest sentit, l'ús de la FD es podria suggerir com a tractament preventiu gracies la normalització de les propietats viscoelàstiques del teixit.

Ikeda et al. (247) van avaluar els efectes de la tècnica Graston sobre les propietats viscoelàstiques del flexors plantars i el tendó d'Aquil·les de l'articulació del turmell mitjançant elastosonograma. En contrast amb els nostres resultats, encara que va millorar el ROM, no van trobar canvis en la rigidesa muscular passiva després de la tècnica. Creiem que aquestes diferències es poden deure a les característiques de la tècnica i de l'instrument emprat. La tècnica Graston produeix una tensió compressiva, associada un moviment de cisallament, al voltant de les vores de l'instrument (que té forma d'arc), resultant en una tracció longitudinal del teixit implicat. És possible que amb Graston s'abasteixin plans més superficials que amb la FD i que els ganxos permetin arribar a zones més profundes i precises que seran mobilitzades transversalment. De fet, Krause et al. (248) van trobar uns resultats similars amb l'ús de foam roller (FR) sobre el quàdriceps. Si bé el FR no ha estat considerada una tècnica de MTTAI, també es basa en l'aplicació de tensions compressives dels músculs i del teixit fascial, que pretén replicar els efectes de tècniques de teràpia manual. Després d'avaluar els canvis sobre les propietats viscoelàstiques del teixit també van trobar millores en el ROM actiu i passiu, però no hi va haver canvis sobre la rigidesa passiva. No obstant, ambdós estudis van mesurar la rigidesa passiva en resposta a una força d'estirament, mentre que al present estudi es va fer mitjançant una força compressiva (MTM).

Així, és possible que l'abordatge més profund i transversal de la FD expliqui les troballes favorables al present estudi, en comparació amb les tècniques MTTAI basades en compressions i friccions longitudinals. De fet, els nostres resultats s'alineen amb els reportats en altres estudis sobre poblacions similars que han aplicat tècniques de mobilització de teixit tou manual (59,108,215,249). Destaquem un assaig clínic quasi experimental centrat en el massatge pre competitiu en atletes al múscul tríceps sural, on es va trobar una reducció estadísticament significativa del to i la rigidesa en el grup experimental, avaluats també amb mesures compressives (MTM) (250). En canvi, Pui et al. (130) van aplicar un massatge post entrenament per avaluar els seus efectes sobre la rigidesa passiva diferents músculs de l'extremitat inferior (MTM). Sorprenentment, van veure que la rigidesa del múscul havia augmentat 24 h després de l'exercici i que no va recuperar els valors basals fins al cap de 96 hores. A més, el grup experimental no va reportar millores sobre la recuperació rigidesa muscular en comparació amb el grup control.

Els autors expliquen que és possible que el massatge suec aplicat fos massa superficial com per arribar a provocar canvis sobre la mecànica muscular, comparat amb altres tècniques més profundes. Sembla ser doncs, que la tècnica aplicada i la seva profunditat generen respostes diferents sobre les propietats viscoelàstiques. Per això, caldrien futurs estudis que comparin la diferència d'efecte entre diferents tècniques.

Finalment, cal destacar que existeixen diversos mètodes per avaluar les propietats viscoelàstiques del teixit. Com hem vist anteriorment la MTM genera una deformació tissular, en resposta a un impuls mecànic extern, aplicat de manera transversal, mentre el subjecte resta en estat de repòs (134). Així, els valors obtinguts correspondrien a la capacitat de deformació transversal del múscul, explicant també les característiques del component elàstic en paral·lel. Per altra banda, existeixen els mètodes d'avaluació indirecta, com les mesures angulars. Son proves àmpliament utilitzades que expliquen la capacitat del teixit per augmentar la seva longitud, ja sigui de manera passiva o auto-assistida per part del pacient. Les proves se centren en la tracció longitudinal de les fibres musculars, a través del moviment articular, enfocant-se sobre les característiques mecàniques del component contràctil i el component elàstic en sèrie. La combinació d'ambdós mètodes d'avaluació (en repòs i en moviment) podria aproximar-nos a una visió més global del efectes de la FD sobre les propietats viscoelàstiques del teixit.

Longitud isquiosural i Flexibilitat isquiosural - part baixa de l'esquena

El projecte 3 també tenia per objectiu avaluar els efectes de la FD sobre la longitud IS (PKE) i la flexibilitat IS conjuntament amb part baixa de l'esquena (MBSSR). Els nostres resultats suggereixen que una única sessió de FD genera canvis en la longitud IS de manera analítica 30 minuts després del tractament. En canvi, no vam trobar canvis sobre la flexibilitat global IS amb la part baixa de l'esquena.

A diferència dels estudis citats anteriorment, els nostres resultats apunten que l'aplicació del la FD no només generaria canvis sobre la rigidesa i el to muscular en repòs (MTM), sinó que també ho faria sobre la longitud IS (PKE), un paràmetre considerat com a mesura indirecta del ROM. Així, es possible que els canvis detectats als estudis clínics sobre el ROM amb l'ús de la FD es relacionin amb els canvis sobre aquestes propietats. Creiem que el disseny metodològic de la tesi, separada per projectes, és un dels punts forts per a la validesa d'aquests resultats. Gràcies a la separació temporal segons variables, hem pogut detectar canvis sobre les propietats viscoelàstiques quan aquestes s'han avaluat de manera

transversal al teixit i en repòs (MTM) o de manera longitudinal i activa (PKE, MBSSR) sense que unes proves interferissin sobre les altres.

S'ha descrit àmpliament que l'escurçament de la musculatura IS és un dels principals factors de risc per a la distensió muscular, proposant també que un augment de la seva longitud permet una millora de la RNM (59,63,215,224,225). Encara que caldria estudiar els efectes a llarg termini, d'acord amb els resultats obtinguts, suggerim l'ús de la FD per a la recuperació de la longitud IS en esportistes que presentin un escurçament.

Aquestes millores observades coincideixen amb altres estudis sobre tècniques MTTAI o manuals aplicades a la mateixa musculatura. Markovic et al. (86) van comparar els efectes immediats de la tècnica d'abradió fascial en comparació amb FR sobre el ROM de maluc i genoll en els jugadors de futbol, observant millores estadísticament significatives comparació amb el grup de control. Aquestes millores es van mantenir 24 hores després del tractament. Segons les seves conclusions, J. Gunn et al. (91) també informen que IASTM és una tècnica eficaç específicament per millorar la flexibilitat IS. No obstant això, la seva intervenció es va combinar amb una tècnica d'estirament, a diferència de la nostra, que es va aïllar.

La majoria d'estudis publicats sobre tècniques instrumentals que avaluen paràmetres de flexibilitat o longitud muscular utilitzen instruments amb superfícies llises o rugoses aplicant un raspall de la pell i el teixit subjacent. El seu objectiu és trencar teixit cicatricial o alliberar restriccions fascials que, secundàriament, milloraran la flexibilitat del teixit. En canvi, la FD, treballa sobre l'alliberament de les restriccions fascials entre septes, alhora que mobilitza el múscul. Per això, ambdós abordatges no sempre són comparables. La mobilització manual de teixit, com és el massatge, es podria acostar més a l'objectiu de la FD. En aquest sentit, Hopper et al. (231), a diferència dels nostres resultats van trobar millores immediates sobre la longitud IS (PKE) en aplicar un massatge a esportistes. Encara que aquests efectes no es van mantenir a llarg termini (24h), creiem que aquestes diferències immediates es poden deure a l'augment de temperatura del teixit, microperfusió i circulació que generen les tècniques de massatge.

Els canvis obtinguts sobre la longitud muscular al present estudi es podrien explicar per la fisiologia darrere d'altres tècniques de mobilització de teixits tous per estimulació dels mecanoreceptors. Barnes et al. (251) va assenyalar que la disminució del to de les fibres musculars estriades es produeix com a resposta del sistema nerviós central a la pressió del teixit. Així, els sarcòmers escurçats podrien modificar la seva longitud gràcies a les

compressions isquèmiques mecàniques involucrades en FD. De manera indirecta, podem confirmar aquesta hipòtesi d'acord amb els resultats obtinguts mitjançant el PKE sobre la longitud IS. A més, respecte la FD, Veszely et al. (71) van observar una disminució dels reflexes miotendinosos del tríceps sural associats a un augment del ROM de turmell. Lévénez et al. (109) també van observar un increment de la longitud dels fascicles musculars i una disminució de l'angle de pennació que suggerien una modificació de l'elasticitat miotendinosa a través d'una adaptació mecànica. Destaquem que les millores sobre la longitud muscular que hem observat corresponen a 30 minuts després de la intervenció. No obstant això, diferents estudis han observat com les millores sobre la longitud recuperen els seus valors basals 24 hores després en intervencions com massatge o altres tècniques com els estiraments. Per això, en futurs estudis seria interessant realitzar un seguiment a més llarg termini.

Finalment, val la pena destacar que no vam observar diferències estadísticament significatives entre les extremitats per a la flexibilitat global IS i de la part baixa de l'esquena. Encara que diferents estudis proven la fiabilitat de la prova MBSSR, sovint existeix controvèrsia sobre el seu ús. El fet d'implicar diferents estructures articulars dificulta la seva interpretació per a la flexibilitat IS, sota la influència del tronc i la columna lumbar baixa. Creiem que la diferència de resultats obtinguts entre ambdues proves es podria explicar perquè la quantitat de temps emprat pel tractament a la zona lumbar baixa va ser proporcionalment inferior al de la zona IS. Així, a la vista dels resultats, i segons el protocol aplicat, la FD no genera canvis sobre la flexibilitat global IS i lumbar baixa. A més, encara que vam veure diferències estadísticament significatives (immediates i al cap de 30 minuts) en l'anàlisi intragrup en comparació amb les dades basals, creiem que aquests canvis es deuen a l'efecte d'estirament repetitiu implícit en la prova, tal i com s'ha reportat en estudis anteriors (61,252,253).

Propietats contràctils

Dins el marc del projecte 2 també es van avaluar els canvis geomètrics del múscul en resposta a un estímul elèctric extern mitjançant la TMG. Aquest instrument ens permetia no només conèixer els canvis morfològics durant la contracció muscular sinó també les seves característiques. Els nostres resultats indiquen que no va haver-hi diferències estadísticament significatives entre l'extremitat experimental i la de control després del tractament amb FD.

Aquesta troballa difereix d'altres estudis en els quals s'utilitzen tècniques de mobilització de teixits tous. Pérez-Bellmunt et al. (250) van aplicar un massatge pre competitiu en atletes i van trobar un augment significatiu del temps de contracció (TMG). En aquest sentit, el massatge podria disminuir l'activació de les fibres tipus II, augmentant el risc de lesió en els esports d'alta velocitat. Aquestes diferències poden deure's al fet que el massatge es dirigeix directament al ventre muscular, mentre que la FD s'enfoca als septes intermusculars, mobilitzant el teixit de manera transversal. Però, calen més estudis per arribar a conclusions sòlides. D'acord amb els resultats de Leite et al. (115), l'ús de la FD milloraria les propietats contràctils, en comparació amb el grup de control (FD simulada) de la musculatura dels gastrocnemis en esportistes recreatius. Malgrat els instruments d'avaluació emprats son diferents, els seus resultats es contraposen als nostres. Ells suggereixen que el suposat trencament de les adherències generaria una major excitabilitat i producció de força del múscul, la qual cosa suposaria una millora del rendiment, mentre que per a nosaltres no tindria cap efecte.

Macgregor et al. (23) no van veure canvis sobre les propietats contràctils (TMG) del quàdriceps amb l'ús de FR en homes esportistes, mentre que van observar una disminució de la rigidesa del ventre lateral fins a tres dies després. Un altre estudi va avaluar els efectes de la FD en el gastrocnemi en joves sans i només va trobar diferències estadísticament significatives en l'augment del Dm (TMG) (116). Aquest resultat estaria d'acord amb les nostres troballes relacionades amb les propietats viscoelàstiques (MTM), donat que un augment del Dm es relaciona directament amb una disminució de to i rigidesa muscular. Sorprenentment, no vam trobar diferències després de la nostra intervenció sobre aquest paràmetre. No obstant això, donada la variabilitat de resultats obtinguts a la literatura utilitzant la TMG, suggerim investigar les propietats contràctils amb altres instruments específics per aquest fi. Altres autors han plantejat dubtes respecte la TMG, indicant que sovint existeix variabilitat de resultats, sobre tot per aquells músculs sobre els quals no es té suficient experiència en TMG o quan l'utilitza un avaluador poc experimentat (155). De la mateixa manera, existeix controvèrsia sobre els estudis de validesa i fiabilitat de la TMG realitzats fins al moment. Mentre que la fiabilitat de l'aparell per alguns dels seus paràmetres com ara el desplaçament radial del múscul o el temps de contracció ha estat excel·lent (15,24,153,154) alguns autors indiquen que els estudis no tenen prou qualitat (14). Així, encara que els resultats no poden confirmar-se de manera concloent, a diferència d'altres tècniques, sembla que una sola sessió de FD no genera canvis en les propietats contràctils de la musculatura IS o glútia. Per tant, segons els canvis observats sobre el to, la rigidesa,

la relaxació i la longitud muscular, la FD podria ser una opció terapèutica per davant d'altres tècniques manuals o instrumentals en contextos esportius que tinguin per objectiu millorar les propietats viscoelàstiques de la musculatura IS, sense que això afecti de manera negativa al rendiment.

Recordem que en el present estudi es va trobar una reducció significativa dels paràmetres viscoelàstics en el bíceps femoral, seguit del múscul gluti major, mentre que no ho va fer per al múscul semitendinos. Aquests resultats podrien tenir una causa anatòmica. S'ha descrit que el cap llarg del bíceps femoral té una continuïtat anatòmica amb el lligament sacrotuberos (254) i aquest lligament és contigu a la capa medial de la fàscia toracolumbar. També existeix una continuïtat entre la capa externa de la fàscia toracolumbar i el múscul gluti major (255), existint una connexió fascial entre el gluti major i l'extrem proximal del bíceps femoral (220). Així, es possible que l'abordatge sobre el múscul bíceps femoral pugui repercutir indirectament sobre el gluti major. El fet que aquestes connexions existeixen a través del teixit fascial i no pel múscul podria explicar per què només es van observar canvis en els paràmetres viscoelàstics i no en les propietats contràctils.

10.4. Discussió dels resultats sobre la Funció

Funció. (Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi)

L'efecte de FD sobre la funció es va estudiar en tres estudis inclosos en la RS inicial. Els resultats del MA indiquen un efecte positiu a favor del grup experimental, tant immediatament després del tractament com en el seguiment a llarg termini. Els estudis primaris inclouen pacients amb síndrome subacromial, ELC i STC. Donat que la mida de la mostra inclosa per al metanàlisi va ser molt petita (n=151), aquests resultats han de ser interpretats amb cautela. Així, malgrat els resultats favorables, creiem que calen més estudis per poder arribar afirmacions concloents sobre l'efecte de la FD en la funció.

Les troballes sobre la funció de la present RS difereixen respecte les RS de tècniques de MTAAl disponibles. Seffrin et al. (100) reporten millores sobre aquesta variable als estudis inclosos centrats en tendinopaties (patel·lar, de colze i aquília) però, a diferència de la present RS, no van trobar diferències en la ELC en dos dels estudis inclosos. Igualment Nazari et al. (101) indiquen que no hi va haver diferències sobre la funció al seu MA. Tampoc van observar diferències als estudis primaris inclosos sobre l'ELC, ni immediates, ni al seguiment (4 i 8 setmanes i 12 mesos). Contràriament, a l'estudi de López-de-Celis et al. (8) inclòs a la present RS, es van trobar millores a les tres setmanes (quan van acabar el

tractament) fins als tres mesos de seguiment al grup FD, en comparació amb el grup placebo i el grup control. Cap dels estudis inclosos a les RS anteriors incloïa la FD com a tractament.

Barra et al. (27) van trobar diferències estadísticament significatives immediates en la millora de la funció a favor del grup FD per al síndrome subacromial però no a llarg termini. En canvi, per al STC es van reportar millores fins al seguiment a un mes. No obstant, aquests resultats no poden ser comparats amb altres revisions, perquè en elles no es va examinar la funció. Els estudis primaris de la present RS apunten que aquestes millores funcionals podrien estar relacionades amb els efectes mecànics de la FD descrits anteriorment, o bé com a conseqüència de la disminució de la intensitat del dolor o per la combinació d'ambdós factors. En general, no s'han trobat estudis que facin referència als efectes que podria tenir la FD sobre la força o capacitat contràctil com a conseqüència del canvis mecànics del teixit. Dels estudis inclosos a la present RS, només López-de-Celis et al. (8) va avaluar la força de pressió sense dolor sobre la ELC, obtenint millores significatives al final del tractament i al cap de tres mesos. Només s'ha trobat un estudi sobre esportistes que avaluï l'efecte de la FD sobre paràmetres relacionats amb la força muscular. Leite et al. (115) van trobar millores sobre la força, l'excitabilitat muscular i la eficiència neuromuscular al múscul gastrocnemi medial durant la flexió plantar. No obstant, el seu estudi presentava una mostra petita i carències metodològiques com ara la falta d'aleatorització de la mostra o de criteris de selecció de participants heterogenis. D'acord amb els resultats obtinguts sobre la funció, creiem que és interessant avaluar si els possibles canvis mecànics produïts sobre el teixit repercuteixen sobre la resposta muscular activa del múscul.

Força isquiosural i gluti major

Un dels objectius del projecte 3 de la tesi era avaluar la força i l'activitat elèctrica durant el salt de la musculatura IS i del gluti major. Els nostres resultats indiquen que la FD no millora significativament els paràmetres de RNM actius estudiats.

Pel que fa a la musculatura IS, vam trobar lleugeres millores sobre la de força de les extremitats experimentals però no van ser estadísticament significatives. Sorprenentment, sí ho van ser per al gluti major del grup experimental. En una RS que inclou diferents tipus de tècniques de mobilització de teixit, d'un total de 12 estudis, 9 reportaven que, o bé no hi havia hagut diferències de força o bé aquesta havia disminuït després de la intervenció, en comparació amb el grup control. La resta d'estudis mostraven un augment de la força.

Després del MA, els autors indiquen que no hi havia un efecte positiu global sobre la variable i conclouen que no hi ha prou evidència com per justificar l'ús d'aquest tipus de tècniques per millorar la força o el rendiment esportiu (256).

Amb els nostres resultats, els efectes de la FD sobre la força muscular segueixen sent incerts. Si bé no vam observar cap efecte sobre la musculatura IS, la millora de la força del gluti major coincideix amb els resultats de Leite et al. (115) i López de Celis et al. (8) comentats anteriorment. Aquests autors atribueixen aquests efectes al trencament d'adhesions que eliminaria la resistència entre septes, recuperant així el lliscament tissular i generant una millor funció neuromuscular. Malgrat que els resultats a la present tesi doctoral posen en evidència les millores sobre les propietats viscoelàstiques, no s'ha estudiat de manera empírica l'efecte sobre el lliscament entre septes musculars, com sí s'ha fet amb altres tècniques. Krause et al. van avaluar l'efecte del FR sobre el lliscament entre fascies mitjançant ecografia observant com augmentava la mobilitat entre teixits (248). Donat que la FD se centra en l'abordatge dels septes inter musculars per a la seva mobilització, futurs estudis enfocats en el lliscament i mobilitat entre músculs donarien llum al mecanisme d'acció inherent. Una altra explicació citada en altres tècniques de mobilització de teixit és que la hiperèmia reactiva, milloraria el subministrament d'oxigen local i, en conseqüència, la producció de força (257). Encara que els resultats del nostre estudi son ambigus en aquest sentit, creiem que una intervenció més llarga, amb major nombre de sessions o més temps per sessió, podria proporcionar resultats més conclouents. Destaquem també que, diferència d'altres estudis, la producció de força muscular no es va veure disminuïda. D'acord als nostres resultats, podríem recomanar el protocol aplicat a la cadena posterior, en contextos esportius, proporcionant beneficis sobre les propietats viscoelàstiques sense alterar sense afectar negativament a la capacitat de força en el terreny de joc o en les sessions d'entrenament.

Activitat elèctrica i salt en contramoviment

Tampoc vam trobar canvis en l'activitat elèctrica muscular durant el CMJ després d'aplicar la tècnica. En general, encara que les diferències no eren estadísticament significatives, vam observar una disminució en el percentatge d'activació muscular després d'aplicar FD en ambdós grups, en comparació els valors basals. No podem descartar que aquesta tendència es pugui explicar pels canvis neurofisiològics produïts per tècniques de teràpia manual on, com s'ha informat anteriorment, es poden generar efectes allunyats de les zones

tractades (258,259). En canvi, els nostres resultats contrasten amb els de Leite et al. (115), que van trobar una major activitat muscular en el grup d'intervenció, atribuint les seves troballes a una millor transmissió de forces gracies als canvis en la rigidesa del teixit miofascial (260). Igualment, no es van observar canvis estadísticament significatius en els paràmetres de rendiment de les extremitats inferiors durant el CMJ. Vam observar una petita disminució de l'alçada i la força de salt immediatament després del tractament, i com aquests valors es van recuperar, millorant lleugerament, 30 minuts després del tractament en comparació amb els valors basals. Cap estudi anterior havia avaluat l'efecte de la FD sobre el rendiment de les extremitats inferiors però els nostres resultats coincideixen amb els publicats sobre altres tècniques de mobilització de teixit (261). Zhang et al. van avaluar l'efecte immediat de l'autoalliberament miofascial de la cadena muscular posterior sense trobar diferències estadísticament significatives sobre el CMJ (262). Heon Lim et al. van veure que el rendiment del salt vertical s'incrementava, tant al grup experimental (sessió de FR de 5 minuts) com al control, però aquestes diferències tampoc van ser estadísticament significatives (263). Segons les millores observades a la longitud muscular, els autors atribueixen aquests resultats a una disminució temporal de la capacitat de generar potencia muscular, per l'augment de la tolerància a l'estirament. En la mateixa línia, una RSMA indica que les tècniques de mobilització de teixit manual incloses, en 5 estudis, no presenten un efecte general favorable per al rendiment del salt (256).

Aquests resultats contrasten amb altres intervencions com els estiraments, els quals, si bé augmenten la longitud muscular, reporten disminucions en el rendiment de les extremitats inferiors quan es realitza un CMJ. Behm et al. (264) van dur a terme un estudi per avaluar l'efecte de diferents estiraments estàtics IS sobre el rendiment de salt, observant deterioraments significatius en l'alçada del salt, independentment de l'estirament aplicat. En lloc d'això, encara que hem trobat un augment de longitud IS (PKE) després de la FD, els nostres resultats no mostren un impacte negatiu del rendiment del salt en CM.

Malgrat aquestes diferències, creiem que els nostres resultats s'han d'interpretar amb prudència. El CMJ és una acció bilateral i la nostra intervenció es va dur a terme només en una extremitat. A més a més, com s'havia informat anteriorment, encara que és cert que la musculatura IS està estretament implicada en la biomecànica del CMJ, també es requereix l'acció simultània d'altres grups musculars, que podrien estar influint en el salt.

11. Limitacions generals

Malgrat que les limitacions específiques s'han indicat als corresponents estudis publicats, a continuació es descriuran aquells aspectes generals que poden repercutir sobre la generalització dels resultats.

Per qüestions de viabilitat en el reclutament de la mostra, si bé els participants eren esportistes que presentaven un escurçament IS, no vam tenir en compte qüestions relacionades amb el seu cicle d'entrenament. Agrupar-los segons la fase de la temporada en la que estaven ens hauria permès obtenir una mostra més homogènia. Per altra banda, encara que el disseny intra subjecte pot compensar aquesta heterogeneïtat, no podem descartar un efecte del sistema nerviós central que hagi provocat canvis en ambdues extremitats. De ser així, és possible que les troballes a l'extremitat experimental s'hagin vist minimitzades. A més, a diferència d'altres estudis, no vam aplicar la tècnica de manera simulada, pel que tampoc podem descartar un possible efecte placebo en comparació amb l'extremitat control per aquelles variables que requerien la participació activa per part del pacient. Volem remarcar que les troballes obtingudes corresponen als efectes de la FD a curt termini (30 minuts). A més, aquests efectes corresponen a una sola sessió de deu minuts de la tècnica. És possible que els canvis observats siguin inferiors als que es podrien observar en un context clínic, en el qual el nombre de sessions sol ser major, la qual cosa pot generar un efecte acumulatiu de la tècnica. Malgrat l'escurçament IS, els nostres participants eren sans, pel que no podem afirmar que les millores reportades siguin extrapolables per a altres situacions clíniques. Finalment, encara que el disseny per projectes va permetre registrar de manera independent les variables amb participació activa de les de participació passiva, és possible que l'ordre en el que van ser registrades hagi interferit amb els resultats obtinguts.

12. Futures línies d'investigació

Per mantenir l'adherència dels subjectes reclutats a l'estudi, els resultats obtinguts corresponen als efectes immediats i al cap de 30 minuts d'una sola sessió de FD. Seria interessant poder fer un seguiment a més llarg termini i/o amb un major nombre de sessions poder determinar els seus efectes i la duració d'aquests al llarg del temps.

Nombrosos estudis apunten que l'escurçament IS així com les alteracions de les propietats viscoelàstiques del teixit suposen un factor de risc important de la lesió per distensió muscular. Els resultats de la present tesi doctoral indiquen millores sobre la rigidesa, el to, la relaxació i longitud muscular amb el protocol aplicat, mentre que no es veuen afectades la capacitat contràctil, la força i activitat elèctrica muscular. D'acord amb això, es podria considerar com a futura línia d'investigació l'ús de FD com a complement terapèutic des d'un punt de vista preventiu en l'àmbit de l'esport.

A la llum de les millores sobre les propietats mecàniques observades, creiem interessant desenvolupar futurs estudis que comparin l'efecte de la FD amb altres tècniques, ja siguin instrumentals o manuals, que comparteixin el mateix objectiu, per tal de determinar quina d'elles pot ser més eficaç en contextos clínics. A més, en el supòsit que la mida de l'efecte de la FD sigui equiparable a altres tècniques, seria rellevant comparar l'impacte de la FD sobre l'estrès imposat a les mans del fisioterapeuta, en comparació amb altres tècniques de mobilització de teixit manual.

Tradicionalment, s'havia hipotetitzat que l'efecte mecànic podria ser el mecanisme d'acció principal de la FD. Així, la mobilització instrumentalitzada del teixit modificaria les propietats mecàniques del múscul i, per altra banda, aconseguiria trencar les adhesions tissulars (gràcies a la profunditat abastada pel ganxo), proporcionant una millora del lliscament entre septes musculars. Si bé els nostres resultats recolzen els canvis en les propietats mecàniques, futurs estudis s'haurien de centrar en provar si existeixen canvis sobre el lliscament inter muscular.

13. Conclusions

- La fibròlisi diacutània combinada amb el tractament convencional de fisioteràpia és una tècnica efectiva per a la disminució del dolor i la millora de la funció, immediatament després de la seva aplicació i al seguiment a llarg termini, per als desordres musculoesquelètics inclosos a la revisió.
- Els assaigs clínics aleatoritzats publicats sobre l'efectivitat de la fibròlisi diacutània presenten una qualitat metodològica alta.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, genera canvis sobre les propietats viscoelàstiques musculars, la longitud isquiosural i la força del gluti major, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, no afecta a la sensibilitat mecànica de la musculatura isquiosural ni del gluti major, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, disminueix la rigidesa i el to muscular del bíceps femoral immediatament després del tractament, i augmenta la seva relaxació, que es manté al cap de 30 minuts, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural. Aquesta tècnica també genera una millora immediata de la rigidesa en el múscul gluti major.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, no genera canvis sobre les propietats contràctils en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.

- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, augmenta la longitud muscular isquiosural 30 minuts després de la seva aplicació, mentre que no millora la flexibilitat isquiosural i de la part baixa de l'esquena, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, genera canvis sobre la força isomètrica del gluti major immediatament i al cap de 30 minuts després de la seva aplicació, mentre que no ho fa per a la musculatura IS, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, no genera canvis sobre l'activitat elèctrica de la musculatura isquiosural ni del gluti major durant el salt en contramoviment, en comparació amb l'extremitat control, en esportistes amb escurçament isquiosural.
- Una sola sessió de fibròlisi diacutània, d'acord amb el protocol aplicat a la cadena posterior de la extremitat inferior, no genera canvis sobre el rendiment de les extremitats inferiors durant el salt en contramoviment, en esportistes amb escurçament isquiosural.

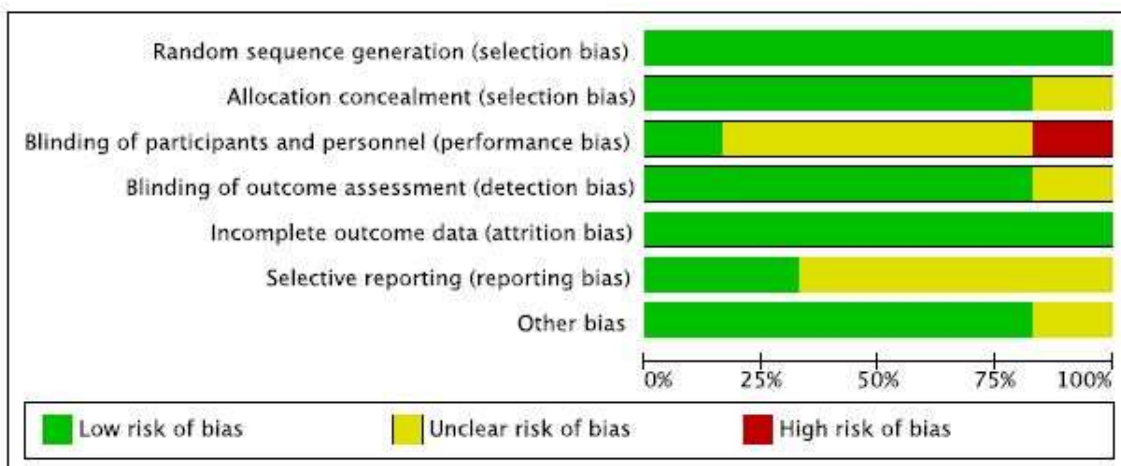
14. Annexes

Projecte 1. Revisió sistemàtica i metanàlisi

Annex 1. Figure 2. Risk of Bias summary

| | Random sequence generation (selection bias) | Allocation concealment (selection bias) | Blinding of participants and personnel (performance bias) | Blinding of outcome assessment (detection bias) | Incomplete outcome data (attrition bias) | Selective reporting (reporting bias) | Other bias |
|---------------------|---|---|---|---|--|--------------------------------------|------------|
| Barra 2011 | + | + | ? | + | + | ? | ? |
| Barra 2013 | + | + | ? | + | + | ? | + |
| Cabanillas 2019 | + | ? | + | + | + | + | + |
| Jimenez 2018 | + | + | ? | + | + | ? | + |
| Leite 2020 | + | + | + | ? | + | + | + |
| López-De-Celis 2017 | + | + | ? | + | + | ? | + |

Annex 2. Figure 3. Risk of Bias graph



Annex 3. Table 1. Keywords used for search strategy

Table 1. Keywords used for search strategy

| Population | Intervention | Control | Outcomes |
|---------------------------|-------------------------|-----------|----------------------------|
| Musculoskeletal disorders | Diacutaneous fibrolysis | Placebo | Range of motion |
| Musculoskeletal disease | | Sham | Range of movement |
| Musculoskeletal syndrome | | Simulated | Movement |
| Musculoskeletal injury | | | Mobility |
| | | | Pain |
| | | | Painful |
| | | | Sensibility |
| | | | Subjective pain perception |
| | | | Pressure pain threshold |
| | | | Function |
| | | | Functionality |
| | | | Ability |
| | | | Disability |

Annex 4. Table 3. PEDro scale

PEDro scale

| PEDro score | Item 1 | Item 2 | Item 3 | Item 4 | Item 5 | Item 6 | Item 7 | Item 8 | Item 9 | Item 10 | Item 11 | Total |
|--------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|---------|-------|
| Cabanillas 2019 | Yes | Yes | No | Yes | No | No | Yes | No | Yes | Yes | Yes | 7 |
| Jimenez 2018 | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | No | Yes | No | Yes | Yes | Yes | 9 |
| Barra 2013 | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | No | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | 10 |
| Barra 2011 | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | No | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | 10 |
| López-deCelis 2017 | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | No | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | 10 |
| Leite 2020 | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | No | Yes | Yes | Yes | Yes | Yes | 10 |
| Average | | | | | | | | | | | | 9,33 |

Annex 5. Search Strategies

Search Strategies

| Database | Search strategy |
|------------------|--|
| PubMed | (((((("musculoskeletal"[Title/Abstract] OR "syndrome"[Title/Abstract])) OR "injur*"[Title/Abstract] OR "pain*"[Title/Abstract] OR "diseas*"[Title/Abstract]) AND (("diacutaneous"[Title/Abstract] OR "fibrolysis"[Title/Abstract] OR "croche*"[Title/Abstract])) AND ((((((("movement"[Title/Abstract] OR "motion"[Title/Abstract] OR "mobility"[Title/Abstract] OR "pain"[Title/Abstract] OR "sensitivity"[Title/Abstract] OR "functio*"[Title/Abstract] OR "ability"[Title/Abstract] OR "disability"[Title/Abstract])). |
| Cochrane Library | (musculoskeletal OR syndrome OR *algia OR injur* OR pain* OR diseas* in Title Abstract Keyword AND diacutaneos OR fibrolysis OR croche* in Title Abstract Keyword AND movement OR mobility OR motion OR pain OR sensibility OR functio* OR ability OR disability in Title Abstract Keyword - (Word variations have been searched) |
| Web Of Science | TS=(musculoskeletal OR syndrome OR *algia OR injur* OR pain* OR diseas*) TS= (diacutaneos OR fibrolysis OR croche*) TS=(movement OR mobility OR motion OR pain OR sensibility OR functio* OR ability OR disability) |

Annex 6. Usual physiotherapy treatment

| Study | Usual treatment |
|-----------------------------|---|
| Barra 2011 (6) | Not described |
| Barra 2013 (27) | Five sessions per week of a protocolised treatment based on therapeutic exercises, analgesic electrotherapy and cryotherapy. |
| López-de-Celis 2018 (8) | <p>Daily sessions (from Monday to Friday) during three weeks.</p> <p>The ultrasound (Enraf-Nonius device Sonopuls 490®) applied with a 5 cm² effective radiation area transducer, at 3 MHz frequency, pulse at 80%, 0.90 W/cm² intensity, for 5 minutes.</p> <p>Transcutaneous electrical nerve stimulation (Enraf-Nonius Stim 4®), one electrode placed on the most painful point and the other placed 5 cm away. Asymmetric offset current at 100 Hz frequency and 150 microseconds duration pulse, for 20 minutes. The intensity was adjusted according to the patient's tolerance.</p> <p>Stretching on the extensor muscles of the carpus (wrist flexion, elbow extension and pronation adjustment) and the flexor carpi (wrist extension, elbow extension and supination adjustment). Applied 10 times for 8–10 seconds each.</p> |
| Jiménez Del Barrio 2018 (5) | Not described |
| Cabanillas 2018 (35) | Pharmacological treatment guideline for Primary Care or Neurology. |
| Leite 2020 (114) | Not described |

Projecte 2 i 3. Assaigs clínics aleatoritzats

Annex 7. Carta d'aprovació del Comitè d'Ètica de Recerca

Universitat Internacional
de Catalunya

Comitè d'Ètica
de Recerca

UIC
barcelona

APROVACIÓ PROJECTE PEL CER/ APROBACIÓN PROYECTO POR EL CER

Codi de l'estudi / *Código del estudio*: FIS-2020-04
Versió del protocol / *Versión del protocolo*: 1.0
Data de la versió / *Fecha de la versión*: 28/05/20

Sant Cugat del Vallès, 11 de desembre de 2020

Doctorand/o: Aida Cadellans Arroniz
Directors/es de Tesi: Dr. Carlos López de Celis, Dr. Pere Ramón Rodríguez Rubio
Títol de l'estudi / *Título del estudio*: Efectes de la fibròlisi diacutània en la resposta neuromuscular, la flexibilitat, la força, i la mecanosensibilitat sobre els músculs de la cadena posterior de l'extremitat inferior en esportistes

Benvolgut/da,

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, tracte ètic per als animals ni atempta contra el medi ambient, ni té implicacions econòmiques ni conflicte d'interessos, no s'han valorat els aspectes metodològics sense implicacions ètiques del projecte de recerca, degut a que tal anàlisi correspon a d'altres instàncies

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que, si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,

Apreciado/a,

Valorado el proyecto presentado, el CER de la Universidad Internacional de Catalunya, considera que, el contenido de la investigación, no implica ningún inconveniente relacionado con la dignidad humana, trato ético para los animales, ni atenta contra el medio ambiente, ni tiene implicaciones económicas ni conflicto de intereses, pero no se han valorado aspectos metodológicos sin implicaciones éticas del proyecto de investigación, debido a que tal análisis corresponde a otras instancias

Por estos motivos, el Comité d'Ètica de Recerca, RESUELVE FAVORABLEMENTE, emitir este CERTIFICADO DE APROBACIÓN, para que pueda ser presentado a las instancias que así lo requieran.

Me permito recordarle que, si el proceso de ejecución se produjera algún cambio significativo en sus planteamientos, debería ser sometido nuevamente a la revisión y aprobación del CER.

Atentamente,

Secretaria CER-UIC

**NOGALES
GADEA
NOELIA -
53288914F**

Firmado
digitalmente por
NOGALES GADEA
NOELIA -
53288914F
Fecha: 2020.12.11
16:33:45 +01'00'

Annex 8. Informació al participant

DOCUMENT D'INFORMACIÓ AL SUBJECTE PARTICIPANT DE L'ESTUDI D'INVESTIGACIÓ

Codi de l'estudi:

Versió del protocol: 1

Data de la versió: 18/02/2020

Data de presentació: 18/03/2020

Títol del Projecte: **Efectes de la fibròlisi diacutània en la resposta neuromuscular i la mecanosensibilitat sobre la cadena muscular posterior de l'extremitat inferior en esportistes amb escurçament isquiosural.**

Tesis doctoral: Aida Cadellans Arróniz

Directors: Dr. Carlos López de Celis, Dr. Pere Ramón Rodríguez Rubio

Departament: Departament de Fisioteràpia

Hem sol·licitat la seva participació en un estudi d'investigació. Abans de decidir si hi accepten participar, és important que compreguin els motius pels quals es duu a terme la investigació: com s'utilitzarà la seva informació, en què consistirà l'estudi i els possibles beneficis, riscos i molèsties que pugui comportar.

En cas que participin en algun altre estudi, ho hauran de comunicar al responsable per a valorar si poden participar en aquest.

QUINS SÓN ELS ANTECEDENTS I L'OBJECTIU D'AQUEST ESTUDI?

L'objectiu del present estudi és valorar els resultats produïts per la fibròlisi diacutània sobre les propietats musculars contràctils (to muscular, lliandar de dolor a la pressió, estabilitat, flexibilitat, força i activitat muscular) de la cadena posterior de l'extremitat inferior, en esportistes. La fibròlisi diacutània és una tècnica d'ús freqüent, però fins a la data, cap estudi ha comprovat els seus efectes sobre resposta neuromuscular a la musculatura de la cara posterior de la cama.

TINC L'OBLIGACIÓ DE PARTICIPAR-HI?

La decisió sobre participar o no en la investigació els correspon a vostès. En el cas de no voler participar o bé el volen abandonar, no hi ha cap problema i no es produirà cap perjudici

cap a la seva persona. Si hi decideixen participar, els lliurarem el formulari de consentiment informat per tal que el signin.

QUINES SÓN LES MEVES OBLIGACIONS?

Haurà d'assistir a dues sessions al llarg de l'estudi. Cada una durarà 90 minuts aproximadament i un fisioterapeuta aplicarà la valoració i intervenció detallada a continuació:

Durant la sessió 1 s'avaluarà:

- El to muscular de la zona posterior de la cuixa que durarà 15 minuts. Aquest mesura es realitzarà mitjançant un aparell anomenat tensomiògraf i Myoton que no son ni dolorosos, ni invasius.
- El llinar de dolor a la pressió sobre uns punts específics de la musculatura de la cara posterior de la cuixa. Es realitzarà a través d'un algòmetre de pressió.

A continuació, es realitzarà una intervenció fisioterapèutica de 10 minuts mitjançant la fibròlisi diacutània. Aquesta tècnica és indolora, es realitza a la part posterior de la cama i és similar a un massatge però s'aplica amb un instrument metàl·lic.

Immediatament després de la intervenció es tornarà a realitzar la valoració anterior. Finalment, passats 30 minuts, es mesuraran de nou.

Sessió 2:

Passats 15 dies de la primera sessió serà citat de nou per repetir el mateix procediment però aquesta vegada s'avaluaran paràmetres diferents, descrits a continuació:

- La flexibilitat de la musculatura posterior de la cuixa, a través d'un test anomenat Back Sever Sit and Reach.
- La força muscular a través d'un dinamòmetre i una aplicació anomenada "My jump".
- L'activitat muscular a través d'un aparell d'electromiografia de superfície. Es col·locaran uns elèctrodes a la musculatura estudiada i aquests registraran valors com l'activitat contràctil.

Aquests valors es prendran abans, immediatament després i al cap de 30 minuts d'aplicar la fibròlisi diacutània.

QUINS SÓN ELS POSSIBLES EFECTES SECUNDARIS, RISCOS I MOLÈSTIES ASSOCIATS A LA PARTICIPACIÓ?

Cap dels procediments que utilitzarem son perjudicials a les persones que se'ls aplica.

QUINS SÓN ELS POSSIBLES BENEFICIS DE PARTICIPAR-HI?

Amb la seva participació, vostè ajudarà a millor l'estat de coneixement sobre aquest tema. És a dir, la seva ajuda permetrà conèixer millor els efectes de la fibrolisis diacutànea, millorant d'aquesta manera els programes de rehabilitació i fisioteràpia.

COM S'UTILITZARAN LES MEVES DADES DE L'ESTUDI?

El tractament, la comunicació i la cessió de les dades de caràcter personal dels subjectes participants en l'assaig s'ajusten al que disposa la Llei orgànica 3/2018, de 5 de desembre, de Protecció de Dades de Caràcter Personal y garantia dels drets digitals.

Aquestes dades, no inclouen ni el seu nom ni la seva adreça, sinó que se li assignarà un número de codi. Únicament l'equip investigador, tindrà accés a la clau del codi que permet associar les dades de l'estudi amb vostès. No obstant això, les autoritats reguladores, el comitè d'ètica independent o altres entitats de supervisió podran revisar les seves dades personals. L'objectiu de les revisions esmentades és garantir la direcció adequada de l'estudi o la qualitat de les dades de l'estudi.

Si en retiren el consentiment d'utilitzar les seves dades de l'estudi, no podran continuar participant en la investigació. Han de tenir en compte que els resultats de l'estudi poden aparèixer publicats en la bibliografia, si bé la seva identitat no serà revelada.

COM PUC ESTABLIR CONTACTE SI NECESSITO OBTENIR MÉS INFORMACIÓ O AJUDA?

1. Mitjançant la signatura d'aquest formulari, assenteixen que han estat informats de les característiques de l'estudi, han entès la informació i se'ls ha clarificat tots els seus dubtes.
2. En cas de patir un dany relacionat amb l'estudi o per obtenir resposta a qualsevol pregunta que pugui sorgir durant la investigació, contactin amb:

Aida Cadellans Arróniz

Tel: 935 042 000. Extensió.5732

acadellans @uic.es

Universitat Internacional de Catalunya

Adreça: C/ Josep Trueta, s/n, 08195, Sant Cugat del Vallès

Annex 9. Consentiment informat.

CONSENTIMENT INFORMAT

Codi de l'estudi:

Versió del protocol: 1

Data de la versió: 18/02/2020

Data de presentació: 18/03/2020

Títol del Projecte: **Efectes de la fibròlisi diacutània en la resposta neuromuscular i la mecanosensibilitat sobre la cadena muscular posterior de l'extremitat inferior en esportistes amb escurçament isquiosural.**

Tesi doctoral: Aida Cadellans Arróniz

Director/s: Dr. Carlos López de Celis, Dr. Pere Ramón Rodríguez Rubio

Departament: Departament de Fisioteràpia

Jo, el Sr./la Sra.:.....

- He rebut informació verbal sobre l'estudi i he llegit la informació escrita que s'hi adjunta, de la qual m'ha estat lliurada una còpia.
- He comprès el que se m'ha explicat, i els possibles riscos o beneficis pel fet de participar en l'estudi.
- He pogut comentar l'estudi i fer preguntes al professional responsable.
- Dóno el meu consentiment per prendre part en l'estudi i assumeixo que la meua participació és totalment voluntària.
- Entenc que em podré retirar en qualsevol moment.

Mitjançant la signatura d'aquest formulari de consentiment informat, dono el meu consentiment perquè les meves dades es puguin utilitzar com s'ha descrit en aquest formulari de consentiment, sent la meua participació anònima, ajustant-se al que disposa la Llei orgànica 3/2018, de 5 de desembre, de Protecció de Dades de Caràcter Personal y garantia dels drets digitals.

Entenc que rebré una còpia d'aquest formulari de consentiment informat.

Signatura del Participant

Data de la signatura

Núm. de DNI

Signatura de l'Investigador/a

Data de la signatura

Annex 10. Article 3. Versió enviada.

Títol: IMMEDIATE EFFECTS OF DIACUTANEOUS FIBROLYSIS IN ATHLETES WITH HAMSTRING SHORTENING. A RANDOMIZED WITHIN-PARTICIPANT CLINICAL TRIAL.

Cita:

Factor d'impacte: 3,24

Quartil: Q2

Contribucions de la doctoranda: Plantejament metodològic estudi, Cerca bibliogràfica, Anàlisi resultats, redacció manuscrit.

1
2 Full title: **Immediate Effects of Diacutaneous Fibrolysis in Athletes with Hamstring**
3 **Shortening. A Randomized Within-Participant Clinical Trial.**

4 Short title: **Diacutaneous fibrolysis and hamstring**

5 Aida Cadellans-Arróniz ^{1,3,†}

6 Carlos López-de-Celis ^{1,2,3,†,*}

7 Jacobo Rodríguez-Sanz ^{1,3}

8 Albert Pérez-Bellmunt ^{1,3},

9 Noé Labata-Lezáun^{1,3}

10 Vanessa González-Rueda ^{1,2,3}

11 Luis Llurda-Almuzara ^{1,3}

12 Pere Ramón Rodríguez-Rubio ¹.

13

14 ¹ Faculty of Medicine and Health Sciences, Universitat Internacional de Catalunya, Carrer de Josep
15 Trueta, 08195 Sant Cugat del Vallès, Barcelona, Spain; acadellans@uic.es (A.C.-A); carlesldc@uic.es
16 (C.L.-d.-C.); jrodriguez@uic.es (J.R.-S.); aperez@uic.es (A.P.-B.); nlabataic.es (N.L – L);
17 (vgonzalez@uic.es (V.G.-R.); llurda@uic.es (L.LL.-A); prodriguez@uic.es (P.R.R.-R.)

18 ²Fundació Institut Universitari per a la recerca a l'Atenció Primària de Salut Jordi Gol i Gurina, 08007
19 Barcelona, Spain

20 ³ACTIUM Functional Anatomy Group, Carrer de Josep Trueta, 08195 Sant Cugat del Vallès,
21 Barcelona, Spain

22

23 † These authors contributed equally to this work

24

25 *Corresponding author:

26 carlesldc@uic.es (C.L.-d.-C.);

27

28 ABSTRACT

29 **Background:** Diacutaneous fibrolysis is a non-invasive instrumental physiotherapeutic technique,
30 used to treat mechanical or inflammatory pain and normalize function in the musculoskeletal system.
31 Different studies have reported positive effects on range of motion, strength or function in
32 musculoskeletal disorders, mainly in the upper extremity. The incidence and recurrence rates of
33 hamstring injuries are high in many sports. However, there are no studies assessing these parameters
34 in the hamstring and gluteus maximus in athletes. Objective. To evaluate the immediate and 30
35 minutes post-treatment effects of a single diacutaneous fibrolysis session on hamstring length,
36 flexibility, muscle strength, myoelectrical activity and lower limb performance in athletes with
37 hamstring shortening.

38 **Methods:** A randomized within-participant clinical trial. Sixty-six athletes with hamstring shortening
39 were recruited. A single session of diacutaneous fibrolysis was applied following the centripetal
40 protocol to the gluteus maximus, biceps femoris and semitendinosus of for the experimental lower
41 limb, whereas the control limb was not treated. Hamstring length (Passive knee extension test),
42 hamstring and low back flexibility (Modified back saver sit and reach test), hamstring and gluteus
43 maximus strength and electrical activity (dynamometry and surface electromyography, respectively)
44 and lower limb performance (Countermovement Jump) were tested before treatment (T0), after
45 treatment (T1), and 30 minutes post-treatment (T2).

46 **Results:** We only found a statistically significant difference between T0-T2 for the hamstring length
47 favouring the experimental limbs ($p < 0.001$). There were no statistically significant changes for
48 hamstring and lower back flexibility, strength and electrical activity outcomes between groups. In the
49 countermovement jump, we found a decrease of 0.58 cm in the high jump and a decrease of 9.19 N in
50 the power jump at T1. These values recovered and improved at T2. However, these changes were not
51 statistically significant ($p > 0.05$). **Conclusions:** A single session of diacutaneous fibrolysis in athletes
52 with hamstring shortening, following the centripetal protocol for the posterior part of the thigh,
53 produces improvements in hamstring length 30 minutes after, and in gluteus maximus strength
54 immediately and 30 minutes after the treatment. It seems to have no effects on the overall hamstring
55 and lower back flexibility or myoelectric activity. Importantly, the lower limb performance was not
56 impaired after the treatment.

57 **Keywords:** diacutaneous fibrolysis; hamstring shortening; hamstring length; flexibility;
58 myoelectric activity; strength; athletes

59

60 1. INTRODUCTION

61 Diacutaneous fibrolysis (DF) is a non-invasive instrumental physiotherapeutic
62 technique developed following cyriax deep friction massage principles (1). It is used to
63 treat mechanical or inflammatory pain and normalize function in the musculoskeletal
64 system(2). This technique uses metal hooks that seem to allow a deeper and more precise

65 application than the manual approach. It is characterized by cetrIPTal application,
66 involving the treatment of surrounding tissues related to the target musculature (3,4).
67 Different DF studies have reported improvements in range of motion (ROM) for
68 musculoskeletal disorders such as subacromial impingement syndrome (5), painful
69 shoulder (6) or temporomandibular disorders (7). After DF, greater strength and function
70 has also been reported (4,8). It is hypothesized that after DF, normal muscle mechanics
71 could be recovered to improve muscle performance (8). This statement is supported by
72 the improvements in muscle plasticity, sarcomerogenesis and extracellular matrix
73 remodelling observed after the application of myofascial release techniques (9). In
74 addition, previous studies also show significant muscle strength and excitability
75 improvements in the gastrocnemius after being treated with DF, compared to a sham DF
76 group, as well as a higher neuromuscular efficiency during explosive force production
77 (8). However, no studies have been found that evaluate muscle flexibility changes that
78 could explain the ROM improvements.

79 The relationship between hamstring flexibility and injury has been documented.
80 More specifically, the lack of hamstring flexibility has been pointed out as a risk factor
81 for hamstring strains and load alterations in the biomechanics of the lower limbs (10,11).
82 Specifically, it has been described that the landing after vertical jumping would cause
83 hamstring injuries when athletes suffer muscular stiffness conditions (12). Hamstring
84 shortening is further characterized by altered muscle recruitment patterns, as well as
85 decreased strength. (13). It has been shown that, when hamstring flexibility is improved,
86 the maximum concentric and eccentric strength are also increased (14). And, in this sense,
87 improvements in muscle strength are recommended to prepare the athletes to sustain the
88 high work rates throughout training and matches and mitigate their injury risk (15).

89 The incidence and recurrence rates of hamstring injury are high in many sports
90 (16). It is estimated that almost 30% of lower limb injuries are attributable to the
91 hamstrings (17). These injuries range from mild alterations to complete loss of fiber
92 organization, being the hamstring strain injury the most common one (11). In professional
93 athletes, a prolonged recovery time and a higher reinjury rate has been associated with an
94 involvement of the intramuscular tendon (18). Within the hamstrings, the biceps femoris
95 has the highest injury rate (84%) followed by semimembranosus (12%) and the
96 semitendinosus (4%) (13). Specifically, the biceps femoris has shown 54% risk of re-
97 injury, with 86% of subsequent injuries of equal or greater severity (18). It is described
98 that muscular stiffness and overload may alter the performance during sports activities,

99 causing pain or affecting the normal muscle mechanics, and thus impairing strength and
100 motor coordination (13).

101 The use of soft-tissue release techniques seems to prevent those dysfunctions
102 without strength impairment (9,19). Different soft tissue mobilizations techniques have
103 been studied before in order to evaluate athletic performance effects in athletes
104 (12,14,15). It has also been reported that manual techniques could increase blood flow
105 and temperature but also normalize muscle activity. DF is widely used in sports for
106 therapeutic and preventive purposes. We have only found one DF study on anterior knee
107 pain in athletes, but changes in muscular strength and performance were not assessed. To
108 the best of our knowledge, no study evaluated DF effects in athletes with hamstring
109 shortening on myoelectric activity while performing a vertical countermovement jump, a
110 test commonly used to monitor strength performance and conditioning in lower limbs.
111 Thus, this study aims to evaluate the immediate and 30 minutes post-treatment effects of
112 a single DF session on hamstring length and flexibility as well as muscle strength,
113 electrical activity and lower limb performance in athletes with hamstring shortening.

114

115 **2. METHODS**

116 **2.1. Study design**

117 A randomized within-participant, longitudinal, single blinded (evaluator) controlled clinical
118 trial was conducted at the Universitat Internacional de Catalunya research laboratory. The study was
119 registered at www.clinicaltrials.gov (NCT04827082). The local ethics committee of Universitat
120 Internacional de Catalunya – CER (Comitè Ètic de Recerca) approved the study protocol (study Code:
121 FIS-2020-04). The study procedures were conducted following the declaration of Helsinki (World
122 Medical Association, 2013). Informed consent was obtained from all participants. This article is
123 reported following CONSORT 2010 (20) and TIDier guidelines.

124 **2.2. Sample Size Calculation**

125 The sample size was calculated based on previous pilot work using the GRANMO
126 7.12 program. A two-sided test analysis (two independent means), assuming an α risk of
127 0.05 and a β risk of 0.20 (i.e., 80% power) was performed, for an expected improvement
128 of 4.0 cm (SD 7.56 cm) in the Passive knee extension test (PKE). Assuming an estimated
129 dropout rate of 15%, 66 participants (66 intervention limbs, 66 control limbs) were
130 required.

131 **2.3. Subjects**

132 Using different dissemination channels of the university, sixty-six athletes from
133 the Faculty of Medicine and Health Sciences of the Universitat Internacional de

134 Catalunya, were recruited from April 1st to May 19th 2021 to voluntarily participate in
135 the study, after signing the informed consent.

136 The inclusion criteria comprised 1) being athletes over 18 years old, 2) being
137 registered in a sport club or institution where they compete and practice sports on a
138 regular basis and 3) having a hamstring shortening PKE <160° (21). Exclusion criteria
139 were: any contraindication related to diacutaneous fibrolysis, such us poor skin or trophic
140 condition, taking anticoagulants, suffering from any inflammatory process or recent
141 musculoskeletal lower limb injury (< 6 month).

142 **2.4. Randomization and allocation**

143 The randomization was carried out at a limb level, regardless of the laterality. One
144 limb was randomly assigned for DF treatment, and the other limb was considered as
145 control (no intervention). For the randomization process, an external evaluator generated
146 a randomization list before recruiting the athletes with a computer programme
147 (www.random.org) that generated a list of randomized numbers (1 to 66). The evaluator
148 was unaware of the group assignment.

149 **2.5. Data collection.**

150 Two clinical researchers, who were blind to experimental/control limb assignment,
151 collected and recorded the measurements. All outcomes were measured at baseline (T0),
152 after the DF intervention (T1) and 30 minutes after the DF intervention (T2), on both
153 limbs.

154 **2.6. Outcomes**

155 The outcome assessment procedure had an average duration of 10 minutes approximately and was
156 carried out in the order that variables are shown in this section. Hamstring length was considered the
157 primary outcome, whereas flexibility, muscle strength, electrical activity and lower limb performance
158 were the secondary outcomes.

159 **2.6.1. Hamstring length.**

160 Hamstring length was assessed using the PKE test. It is based on the measurement
161 of the popliteal angle by means of a universal goniometer and has shown excellent
162 reliability (ICC=0.96-0.97) in previous studies. The participant was in the supine position
163 with the non-tested leg stabilized, to avoid any compensation of the contralateral hip. A
164 90° hip flexion was performed on the tested leg and, from this position, the knee was
165 passively extended to the point of firm resistance to movement. In order to ensure the
166 initial hip position at 90° flexion, a specific device was used Figure 1 (B) (22,23).

167 **2.6.2. Hamstring and low-back flexibility.**

168 The modified Back Saver Sit and reach test (BSSR) is a valid and reliable test
169 widely used to evaluate the overall flexibility of the hamstring and lower back muscles in
170 a unilateral way (24–26). To perform the test, subjects were sat with the tested limb
171 stretch on a bench. The untested leg was placed on the floor, with the knee at
172 approximately 90°. Hereafter, a measuring tape was placed on the bench. Subjects aligned
173 the sole foot of the tested leg with the 100-cm mark on the measuring tape. Then, subjects
174 were asked to reach forward as far as possible while maintaining the knees, arms, and
175 fingers extended. They must keep the two hands together with palms down, as shown in
176 Figure 1 (A). The score was recorded as the most distant point reach on the measuring
177 tape, subtracting it from the initial value (100 cm).

178

179 **2.6.3. Hamstring and gluteus maximus isometric strength**

180 To evaluate the muscular isometric strength of the hamstring and gluteus maximus, a manual
181 dynamometer (MicroFET2, Hoggan Scientific, Salt Lake City, Utah) was used. All measurements
182 were performed three trials per muscle, in a prone position, on a padded bench.

183 For the hamstrings strength assessment, the subject foot was placed on a foam pad under the ankle,
184 positioning the knee between 20-25 degrees of flexion (27). Resistance was performed with a stable
185 manual fixation on the back of the malleoli, placing there the dynamometer (28). Then, knee flexion
186 was requested with maximal progressive contraction for five seconds, without holding on to the
187 stretcher Figure 1 (C). For the gluteus maximus strength assessment, a hip extension was requested,
188 with 90 degrees of knee flexion. Resistance was exerted on the posterior and distal femur area, where
189 the dynamometer was placed Figure 1 (D). The mean of the three trials was considered in the analysis.
190 Data obtained were expressed in Newtons.

191 **2.6.4. Hamstring and gluteus maximus electrical activity.**

192 For electrical muscle activity a surface electromyograph (sEMG) (mDurance® Solutions SL, Granada,
193 Spain) (21) was used. It is a validated system to measure muscle activity signals that cause the muscle
194 to generate force and produce movement (29). The muscles tested were gluteus maximus, biceps
195 femoris and semitendinosus.

196 The mDurance® system consists of a Shimmer3 EMG unit (Realtime Technologies Ltd,
197 Dublin, Ireland), which is a bipolar sEMG sensor for the acquisition of superficial muscle activity.
198 Each Shimmer sensor is composed of two sEMG channels (sampling rate at 1,024 Hz, a bandwidth of
199 8.4 kHz, a signal resolution of 24 bits and overall amplification of 100–10,000 V/V). We used two
200 sensors for each leg. The electrodes used were pre-gelled Ag/AgCl with a diameter of 10 mm, placed
201 following the SENIAM recommendations. For the gluteus maximus record, electrodes were placed at
202 50% on the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter. For biceps femoris at 50% on

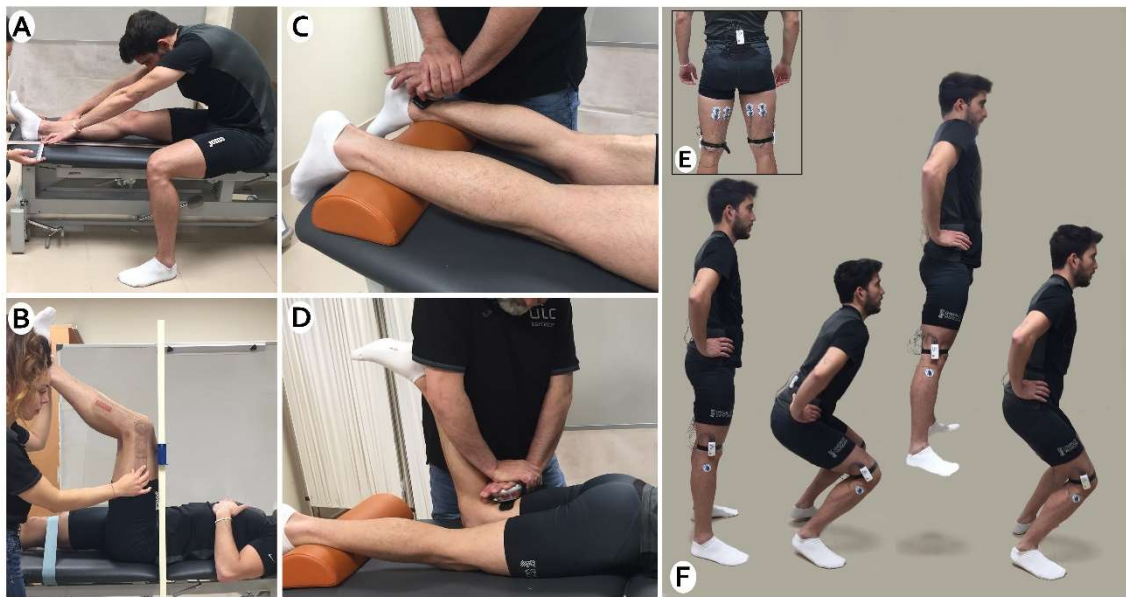
203 the line between the ischial tuberosity and the tibia's lateral epicondyle and at 50% on the line between
204 the ischial tuberosity and the tibia's medial epicondyle for semitendinosus. The reference electrodes
205 were placed on the fibular head and sacral bone.

206 Then with the mDurance (Android) mobile application, the data from the Shimmer unit is
207 send to a online storage service, where the sEMG signals are stored and analyzed. EMGs data obtained
208 for this study was the % root mean square of muscular activation.

209 Participants performed a maximum voluntary isometric contraction as a common method
210 used to normalize EMGs signals (29). This test was performed using the same procedure described
211 above for hamstring and gluteus maximus strength and recorded to mDurance device. The electric
212 activity data (sEMG) was simultaneously recorded on both limbs, while performing a
213 Countermovement jump (CMJ) test explained bellow. Data obtained for this variable was the mean
214 muscle activity during CMJ, as a percentage of maximum voluntary isometric contraction test.

215 **2.6.5. Lower limb performance.**

216 Countermovement jump is a vertical jump test widely used to evaluate lower limb
217 muscle strength. It is characterized by an initial countermovement before the toe-off
218 phase and provides information about the reactive strength and performance of the lower
219 limbs Figure 1 (F) (30). For this propose, we used the My jump 2, a mobile application
220 that employs the device's camera to perform a frame-by-frame analysis in order to
221 calculate different parameters related to the jump (31). High reliability and accuracy
222 of My Jump 2 compared to the gold standard (force plate) has been reported (32).
223 Following the methodology used by Balsalobre et al., the subject had to perform a
224 maximum vertical jump without using the upper limbs. The applied force (Newtons) and
225 jump height (cm) were measured with the My Jump 2 application (33). The sEMG data
226 recording and CMJ were synchronized to obtain muscle recruitment between the jump's
227 exact start and endpoint.



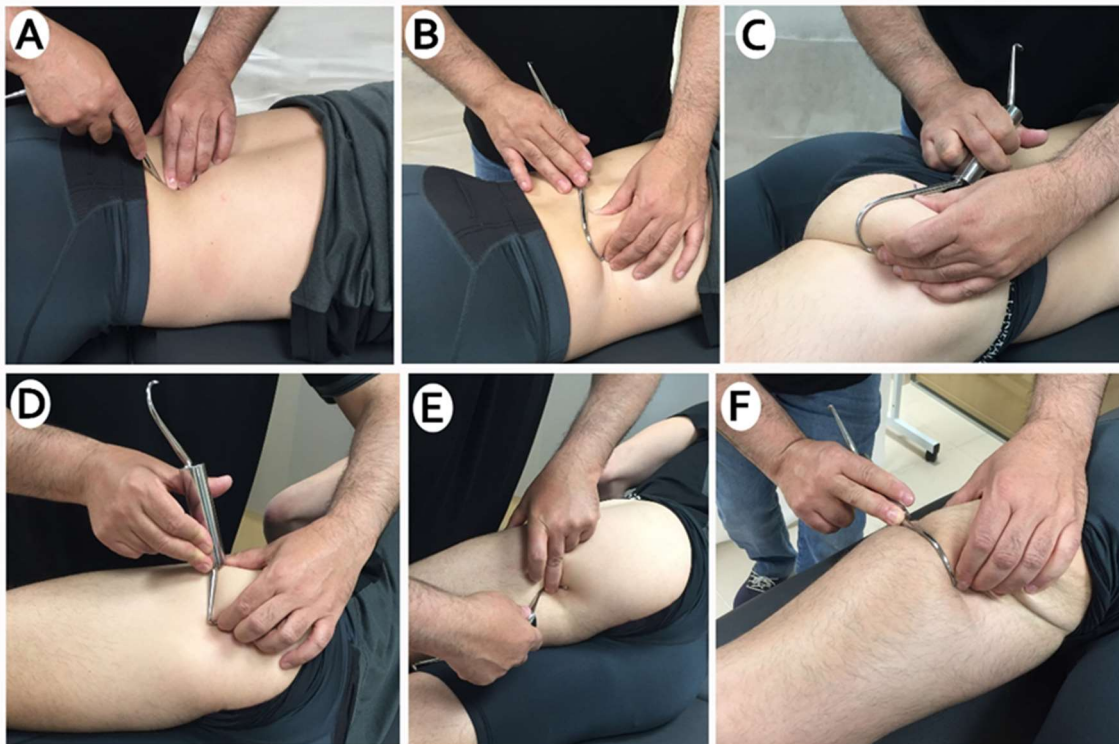
229 **Figure 1.** A) Modified Back Saver Sit and reach test. B) Passive Knee Extension Test. C) Hamstring
 230 strength. D) Gluteus strength. E) Surface electromyography. F) Countermovement jump.

231 2.7. Intervention

232 The study was conducted at the Anatomical Laboratory of the Universitat
 233 Internacional de Catalunya between April and May 2021. A clinical researcher with more
 234 than fourteen years of experience with DF applied the protocol and was blind to the data
 235 collection process.

236 DF technique was applied with the necessary pressure to encompass the structure to be
 237 moved. Brief rapid traction was applied in a transverse direction with the hook fixed to
 238 the skin and underlying soft tissues.

239 According to the cetriptal protocol, the following musculature and intermuscular
 240 septa received DF treatment on the experimental limb: quadratus lumbar, gluteus
 241 maximus, biceps femoris and semitendinosus. Participant was lying in the prone position.
 242 The application began with scraping and longitudinal strokes with the hook curve in the
 243 lumbar paravertebral region, quadratus lumborum and iliac crest. It was continued on the
 244 gluteal and trochanteric region with the classic technique. Then the protocol was followed
 245 by the posterior part of the tensor fascialis and vastus externus. And finally by the
 246 intermuscular septa between the vastus externus and biceps, biceps femoris and
 247 semitendinosus Figure 2. The time required for each diacutaneous session was about 10
 248 minutes. The control limb was untreated. Room temperature was controlled between
 249 22°C-23°C to avoid any alteration of the muscle properties (34).



251 **Figure 2.** A-B) Diacutaneous fibrolysis to quadratus lumborum C) Diacutaneous fibrolysis to gluteal
 252 area, D) Diacutaneous fibrolysis between vastus externus and biceps femoris E-F) Di-acutaneous
 253 fibrolysis hamstring area.

254

255 **2.8. Data analysis.**

256 For statistical analysis IBM SPSS Statistic 26.0 software was used to assess group differences
 257 in Hamstring length, flexibility, muscle strength, electrical activity and lower limb performance
 258 of success at each time interval. Descriptive analysis was carried out. Mean and standard
 259 deviation were calculated for quantitative variables. Frequencies were calculated for demographic
 260 and anthropologic qualitative variables. The Kolmogorov-Smirnov test was used to determine
 261 non-normal distribution of quantitative data ($p > 0.05$).

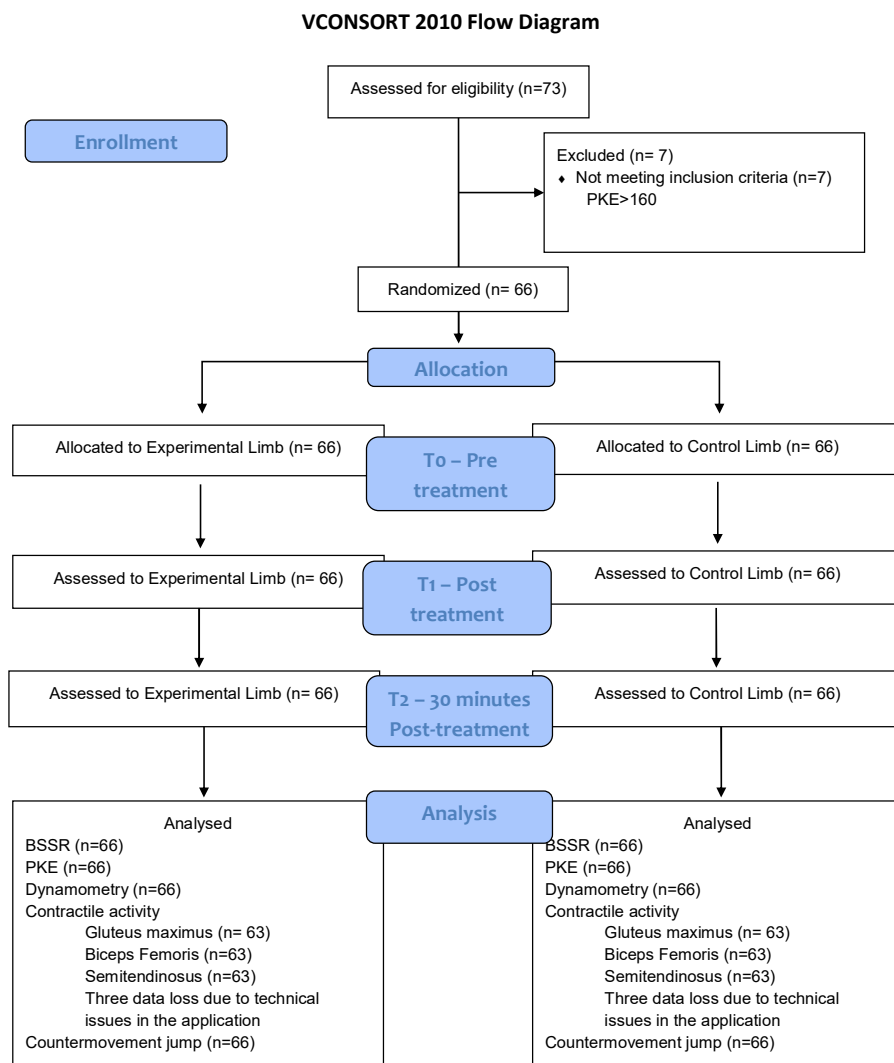
262 The linear mixed model was used to compare between-group and within-group changes over
 263 the three measurement periods with covariance type III. This model was performed for each
 264 dependent variable where the experimental/control limb was the between-subjects factor, and time
 265 was the within-subjects factor. If the assumption of sphericity was violated, the Greenhouse-
 266 Geisser correction was utilized for interpretation. When a statistically significant effect was noted,
 267 a post-hoc analysis was performed and the Bonferroni correction was used to adjust for multiple
 268 comparisons. All subjects originally enrolled were included in the final analysis as planned. Effect
 269 sizes (ES) were calculated using eta squared (η^2). Considering an effect size >0.14 as large; around
 270 0.06 are medium; and <0.01 small. Losses and exclusions after randomization are explained in
 271 Figure3. The statistical analysis was performed on an intention-to-treat basis (Little's missing

272 completely at random test and expectation maximization). The level of significance was set at p
 273 < 0.05.

274

275 **3. RESULTS**

276 Seventy-three volunteers (Forty-six males and twenty-seven females) were recruited
 277 between April and May 2021 (involving 132 limbs). Seven female athletes did not meet
 278 the exclusion criteria (PKE>160°). The sample finally consisted of 66 athletes (66
 279 experimental limbs and 66 control limbs). The mean age was 21.7 years (SD 3.5). There
 280 were no losses for the 30 minutes after treatment measurements (Figure 3). However, due
 281 to unknown technical issues in the recording of participants' measurements, we had
 282 missing data for the muscle electrical activity outcomes in three subjects for the biceps
 283 femoris and semitendinosus muscles.



284

285 **Figure 3.** CONSORT flow diagram.

286 The sample's demographic characteristics are summarized in Table 1. Football (14
 287 athletes, 21.2%) followed by rugby with (8 athletes, 12.1%) were the most representative
 288 sports across the twenty registered disciplines. In relation to the dominance limb, the
 289 proportions were similar (50%). There were no adverse events with the treatments
 290 performed in the study. The comparative analysis of the study can be found in tables 2-
 291 5).

292 **Table 1.** Characteristics of participants.

| | |
|--------------------------|--------------|
| Sex: | |
| Men | 46 (69.7%) |
| Women | 20 (30.3%) |
| Age (years) | 21.7 ± 3.5 |
| Height (cm) | 175.5 ± 8.34 |
| Weight (kg) | 70 ± 11.89 |
| BMI (kg/m ²) | 22.71 ± 2.86 |

293 Descriptive results are shown as total number (percentage) and mean (±SD). Abbreviations: SD, Standard
 294 Deviation; n, number, %, percentage; cm, centimeters; kg, kilograms; m, meters.
 295

296 **3.1. Hamstring length.**

297 There were significant main effects in specific hamstring length for time: $F=3.399$
 298 ($p<0.036$) and for group: $F=20.687$ ($p<0.001$). There was also significant interaction
 299 between group and time: $F=5.111$ ($p<0.007$). These effects indicated that control group
 300 did not change over time whereas experimental group increased specific hamstring length
 301 over time (Table 2), and compared to the control group in the two moments of the study
 302 (Table 3).

303 For specific hamstring length, in the intergroup analysis there was a statistically
 304 significant difference favoring the experimental limbs with an improve of 3.86 degrees
 305 compared to the control limbs ($p<0.001$) only between T0 and T2 (Table 3).

306 In the intragroup analysis we only found statistically significant differences in the
 307 experimental limbs with an increase of 3.53 degrees at T1 ($p<0.025$; ES: 0.05) and 3.86
 308 degrees ($p<0.001$; ES: 0.06) at T2. In the control limbs, the increase in T1 was 1.33
 309 degrees ($p<0.908$; ES: 0.01) and 0.53 degrees in T2 ($p<1.000$; ES: 0.00) (Table 2).

310 **3.2. Hamstring and low-back flexibility.**

311 There were significant main effects in hamstring and low-back flexibility for time:
 312 $F=17.071$ ($p<0.001$) but not for group: $F=0.528$ ($p<0.470$). There was no significant
 313 interaction between group and time: $F=0.977$ ($p<0.379$).

314 **3.3. Hamstring and gluteus maximus strength.**

315 There were significant main effects in hamstring strength for time: $F=6.918$
316 ($p<0.001$) but not for group: $F=1.142$ ($p<0.289$). There was no significant interaction
317 between group and time: $F=0.985$ ($p<0.376$).

318 In gluteus maximus strength, there were significant main effects for time:
319 $F=10.281$ ($p<0.001$) and for group: $F=6.778$ ($p<0.011$). There was a significant
320 interaction between group and time: $F=6.809$ ($p<0.002$). These effects indicated that
321 control group did not change over time whereas experimental group increased gluteus
322 maximus strength over time (Table 2), and compared to the control group in the two
323 moments of the study (Table 3).

324 For gluteus maximus strength, in the intergroup analysis we found a statistically significant
325 difference favouring the experimental limbs with a strength improve of 47.54 N ($p<0.008$), compared
326 to control limbs between T0 and T1, and an increase of 86.62 N ($p<0.002$) between T0-T2 (Table 3).
327 In the intragroup analysis, only the experimental limbs reached a statistically significant difference in
328 both post treatment measurements. At T1 we found a strength mean increase of 47.57N ($p<0.014$, ES:
329 0.01) and of 86.62 N at T2 ($p<0.001$; ES: 0.04) (Table 2).

330 **3.4. Hamstring and gluteus maximus electrical activity.**

331 There were no significant main effects in hamstring electrical activity for time:
332 Biceps femoris: $F=2.710$ ($p<0.088$); Semitendinosus: $F=2.149$ ($p<0.121$) but there were
333 significant main effects for group, only for the Biceps femoris: Biceps femoris $F=5.006$
334 ($p<0.029$); Semitendinosus: $F=0.498$ ($p<0.483$). There were no significant interaction
335 between group and time: Biceps femoris: $F=1.164$ ($p<0.314$); Semitendinosus: $F=0.209$
336 ($p<0.812$). In gluteus maximus electrical activity, there were significant main effects for
337 time: $F=1.782$ ($p<0.172$) and for group: $F=0.035$ ($p<0.852$). There was significant
338 interaction between group and time: $F=2.272$ ($p<0.107$).

339
340

341
342
343

Table 2. Intra-group analysis

| Variables | T0 | T1 | | | | | T2 | | | | |
|---------------------------|-----------------|-------------------|----------------------------|--------------------|-------|----------------|-------------------|----------------------------|--------------------|-------|----------------|
| | Mean ± SD | Mean ± SD | Differences of means T0-T1 | 95% CI | p | ES(η^2) | Mean ± SD | Differences of means T0-T2 | 95% CI | p | ES(η^2) |
| Experimental Limbs | | | | | | | | | | | |
| Length (degrees) | 143.26 ± 6.47 | 146.79 ± 9.24 | 3.53 | [0.350 ; 6.711] | 0.025 | 0.05 | 147.12 ± 8.46 | 3.86 | [1.406 ; 6.321] | 0.001 | 0.06 |
| Flexibility (cm) | 100.53 ± 9.66 | 103.13 ± 9.46 | 2.60 | [1.596; 3.601] | 0.001 | 0.02 | 103.36 ± 13.02 | 2.83 | [0.043 ; 5.620] | 0.045 | 0.02 |
| Hamstring strength (N) | 531.27 ± 146.61 | 549.15 ± 152.02 | 17.87 | [-5.212 ; 40.957] | 0.185 | 0.00 | 568.02 ± 161.90 | 36.74 | [7.092 ; 66.392] | 0.010 | 0.01 |
| Gluteus max strength (N) | 648.19 ± 187.81 | 695.73 ± 206.20 | 47.54 | [7.552 ; 87.527] | 0.014 | 0.01 | 734.81 ± 233.35 | 86.62 | [43.023 ; 130.215] | 0.001 | 0.04 |
| Control Limbs | | | | | | | | | | | |
| Length (degrees) | 142.88 ± 7.29 | 144.21 ± 9.30 | 1.33 | [-1.821 ; 4.487] | 0.908 | 0.01 | 143.41 ± 8.56 | 0.53 | [-1.800 ; 2.860] | 1.000 | 0.00 |
| Flexibility (cm) | 100.95 ± 10.30 | 102.87 ± 10.07 | 1.92 | [0.847 ; 3.001] | 0.001 | 0.01 | 104.58 ± 11.78 | 3.63 | [1.835 ; 5.423] | 0.001 | 0.03 |
| Hamstring strength (N) | 531.45 ± 130.17 | 535.35 ± 145.38 | 3.91 | [-16.052 ; 23.862] | 1.000 | 0.00 | 562.05 ± 160.26 | 30.61 | [6.297 ; 54.915] | 0.009 | 0.01 |
| Gluteus max strength (N) | 657.50 ± 196.60 | 663.88 ± 208.07 | 6.38 | [-32.511 ; 45.279] | 1.000 | 0.00 | 689.60 ± 212.53 | 32.10 | [-3.194 ; 67.394] | 0.087 | 0.01 |
| Bilateral Test | | | | | | | | | | | |
| CMJ height (cm) | 31.18 ± 9.13 | 30.60 ± 9.29 | -0.58 | [-2.125 ; 0.963] | 1.000 | 0.00 | 31.59 ± 9.22 | 0.41 | [-1.229 ; 2.053] | 1.000 | 0.00 |
| CMJ Force (N) | 1650 ± 2403.69 | 1640.86 ± 2300.18 | -9.19 | [-64.526 ; 46.151] | 1.000 | 0.00 | 1680.41 ± 2509.80 | 30.36 | [-19.621 ; 80.340] | 0.421 | 0.00 |

344
345

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; p, p-value; ES(η^2), Effect size eta square; cm, centimeters; N, Newtons; CMJ, Countermovement jump.

346 **Table 3.** Inter-group analysis.

| Variable | Difference T0-T1 | | | Difference T0-T2 | | |
|--------------------------|--------------------|---------------|-------|--------------------|----------------|-------|
| | Experimental Limbs | Control Limbs | p | Experimental Limbs | Control Limbs | p |
| | Mean ± SD | Mean ± SD | | Mean ± SD | Mean ± SD | |
| Length (degrees) | 3.53 ± 10.51 | 1.33 ± 10.43 | 0.077 | 3.86 ± 8.12 | 0.53 ± 7.70 | 0.001 |
| Flexibility (cm) | 2.60 ± 3.31 | 1.92 ± 3.56 | 0.162 | 2.83 ± 9.22 | 3.63 ± 5.93 | 0.544 |
| Hamstring strength (N) | 17.87 ± 76.31 | 3.90 ± 65.97 | 0.144 | 36.74 ± 98.02 | 30.61 ± 80.36 | 0.569 |
| Gluteus max strength (N) | 47.54 ± 132.19 | 6.38 ± 128.58 | 0.008 | 86.62 ± 144.12 | 32.10 ± 116.67 | 0.002 |

Abbreviations: SD, Standard Deviation; p, p-value; cm, centimeters; N, Newtons

348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374

375 **Table 4.** Intra-group electrical activity analysis.

376

377

| T0 | | | T1 | | | | | T2 | | | | |
|--------------------|------|---------------|---------------|----------------------------|--------------------|-------|----------------|---------------|----------------------------|-------------------|-------|----------------|
| Mean ± SD | | | Mean ± SD | Differences of means T0-T1 | 95% CI | p | ES(η^2) | Mean ± SD | Differences of means T0-T2 | 95% CI | p | ES(η^2) |
| Experimental Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus max | MA % | 16.85 ± 14.10 | 15.53 ± 12.54 | -1.32 | [-4.397 ; 1.755] | 0.272 | 0.00 | 19.37 ± 24.16 | 2.52 | [-2.300 ; 7.344] | 0.610 | 0.00 |
| Biceps femoris | MA % | 14.79 ± 15.97 | 8.23 ± 10.70 | -6.55 | [-11.003 ; -2.100] | 0.002 | 0.06 | 12.33 ± 25.24 | -2.46 | [-8.237 ; 3.323] | 0.900 | 0.00 |
| Semitendinosus | MA % | 11.48 ± 14.12 | 7.96 ± 18.09 | -3.51 | [-10.014 ; 2.98] | 0.565 | 0.01 | 11.22 ± 20.26 | -0.25 | [-7.080 ; 6.577] | 1.000 | 0.00 |
| Control Limbs | | | | | | | | | | | | |
| Gluteus max | MA % | 20.67 ± 37.32 | 15.94 ± 15.47 | -4.73 | [-12.178 ; 2.726] | 0.372 | 0.01 | 15.96 ± 24.20 | -4.71 | [-12.006 ; 2.585] | 0.352 | 0.01 |
| Biceps femoris | MA % | 14.74 ± 18.46 | 12.02 ± 13.12 | -3.72 | [-8.449 ; 1.011] | 0.173 | 0.01 | 14.40 ± 28.31 | -1.33 | [-7.182 ; 4.513] | 1.000 | 0.00 |
| Semitendinosus | MA % | 12.84 ± 14.50 | 9.54 ± 13.06 | -3.30 | [-8.973 ; 2.371] | 0.472 | 0.01 | 10.90 ± 15.06 | -1.94 | [-5.413 ; 1.523] | 0.519 | 0.00 |

378

379

Abbreviations: SD, Standard Deviation; CI, Confidence interval; p, p-value; ES (η^2), Effect size eta square; MA %, muscular activation percentage.

380 **3.5. Lower limbs performance.**

381 In the countermovement jump, we found a decrease of 0.58 cm in height jump and of
 382 9.19 N in force jump at T1. However, at T2 the values of height and force jump slightly
 383 improved regarding to T0 (0.41 cm and 30.36 N, respectively) without statistical
 384 significance (Table 5).

385 **Table 5.** Inter-group electrical activity analysis.

| | | Difference T0-T1 | | | Difference T0-T2 | | |
|----------------|------|--------------------|---------------|-------|--------------------|---------------|-------|
| | | Experimental Limbs | Control Limbs | | Experimental Limbs | Control Limbs | |
| | | Mean ± SD | Mean ± SD | p | Mean ± SD | Mean ± SD | p |
| Gluteus max | MA % | -1.32 ± 10.17 | -4.73 ± 24.63 | 0.252 | 2.52 ± 15.94 | -4.71 ± 24.11 | 0.100 |
| Biceps femoris | MA % | -6.55 ± 14.71 | -3.72 ± 15.64 | 0.170 | -2.46 ± 19.10 | -1.33 ± 19.32 | 0.550 |
| Semitendinosus | MA % | -3.51 ± 21.48 | -3.30 ± 18.75 | 0.954 | -0.25 ± 22.57 | -1.94 ± 11.46 | 0.571 |

386 Abbreviations: p, p-value; MA %, muscle activation percentage; SD, Standard Deviation.

387
 388 **4. DISCUSSION**

389 This study aims to evaluate the immediate and 30 minutes post-treatment effects
 390 of a single DF session, on hamstring length and flexibility as well as muscle strength,
 391 electrical activity and lower limb performance in athletes with hamstring shortening. Our
 392 results suggest that a single session of DF generates changes in hamstring length 30
 393 minutes after the treatment, but does not affect lower back and hamstring flexibility,
 394 strength, muscle electrical activity and lower limb performance.

395 This is the first study evaluating the effects of DF on hamstring length, flexibility
 396 and active neuromuscular responses in athletes. Our results suggest a possible, non-
 397 significant, immediate increase in hamstring length and a significant increase 30 minutes
 398 after the treatment. Our results are in line with other clinical studies using DF. Barra et
 399 al.(6) found improvements in the ROM of flexion, abduction and internal rotation of the
 400 shoulder joint in patients with painful shoulder compared to a placebo group, after
 401 applying a single session of DF. However, they only evaluated its immediate effects.
 402 Further on, they conducted another randomized trial in patients with subacromial
 403 impingement syndrome with a three months follow up, where they found no significant
 404 differences between the groups (5). The statistically improvements observed correspond
 405 to a length increase of 3.86 cm and, even this value is below the clinically relevant value
 406 established (4.00 cm), this difference is very small. This could be explained by the short
 407 intervention time. Thus it is possible that a longer intervention could achieve the clinically
 408 relevant changes. On the other hand, this improvements are related to 30 minutes after
 409 the intervention; it would be interesting to evaluate a longer-term follow-up in future

410 research. It has been widely described how alterations on hamstring length can be a risk
411 factor for hamstring strain injuries. It has been proposed that a greater muscle length may
412 reduce the risk of muscle strain injuries, by allowing muscles to absorb more energy
413 during lengthening (35,36). In that sense, other instrument assisted soft tissue
414 mobilization (IASTM) techniques clinical trials have been performed on hamstring
415 muscles. Markovic et al. (37) compared the acute effects of foam roller and fascial
416 abrasion technique IASTM on hip and knee range of motion in football players, and they
417 found a statistically significant increase in ROM compared to the control group. These
418 improvements were kept 24 hours after the treatment. According to their findings, J.
419 Gunn et al. (10) reported that IASTM is an effective technique specifically for treating
420 tight and for improving ROM in hamstring muscles. Nevertheless, their intervention was
421 combined with a stretching technique, unlike ours which was isolated. Therefore, our
422 results suggest that the application of DF could be used as a therapeutic choice for
423 preventive purposes to normalize the hamstring length in athletes with hamstring
424 shortening. Changes on muscle length may be explained by the physiology behind other
425 mobilization soft tissue techniques where mechanoreceptors are stimulated. Barnes et al.
426 (38) pointed out that the tone decrease of striated muscle fibers is likely a central nervous
427 system response to the tissue pressure. Although the changes observed in muscle length
428 are in line with those obtained by other tissue mobilization techniques, more studies on
429 DF are needed to accurately discuss our results, since the action mechanism of DF
430 remains unclear.

431 Instead, we did not observe statistically significant differences between
432 experimental and control limbs for global flexibility of the hamstrings and lower back.
433 We believe that the fact of improving hamstring length but not the overall flexibility may
434 be due to the use of the BSSR for the assessment. This test involves the structures of the
435 lumbar region, and the treatment time was slightly less in the lower back than for the
436 hamstrings. Nevertheless, there were statistically significant differences in the intra-group
437 analysis immediately and 30 minutes after the application of DF, compared to the baseline
438 data. We believe that these changes may also be due to the repetitive stretching effect
439 implicit in the test itself.

440 Regarding the hamstring strength assessment, we found slight increases in the
441 experimental limbs muscles, compared to control limbs, that were not statistically
442 significant. Nevertheless gluteus maximus was the only one that reached statistically
443 significant differences. This results could be in line with López de Celis et al. (4) study,

444 where they observed a higher handgrip muscle strength when combined DF with
445 physiotherapy treatment for patients with chronic lateral epicondylalgia (4). However,
446 they applied six treatment sessions while in the present study only one 10-minute session
447 was applied. Although it has not been studied in depth, we hypothesize that DF technique
448 could produce strength improvements due to its mechanical effect. As suggested before,
449 DF may allow to recover the normal slide of the different fascial layers, thus generating
450 a better neuromuscular function, by eliminating the resistance between muscular septum
451 (8). Other manual therapy techniques have shown to improve strength. A possible
452 explanation for this is that the shortened sarcomeres may be lengthened by the mechanical
453 ischemic compressions involved in those techniques and that the reactive hyperemia may
454 lead to improve oxygen supply and consequently better strength production (19).
455 Although our hypothesis has not been proved in our study we believe that a longer
456 intervention, including more sessions or time per session, could provide more conclusive
457 results.

458 On the other hand, as other studies of IASTM pointed before, we also highlight
459 that DF technique has shown to improve the hamstring length with no concomitant
460 detrimental effects on neuromuscular strength production (9). This makes DF a technique
461 applicable in sports contexts to address hamstring shortening without affecting
462 performance capacity on the playing field or in training sessions.

463 We have not found conclusive results related to muscle electrical activity after
464 applying the technique. Generally, although the differences were not statistically
465 significant, we observed a decrease in the muscle activation percentage, after applying
466 DF in the experimental limbs, but also in the control limbs, compared with the baseline
467 data. We cannot rule out that the trend observed in the two groups of limbs can be
468 explained by neurophysiological changes produced by manual therapy techniques, where
469 effects can appear distally to the areas directly treated (39,40). However, our results differ
470 from Leite et al. (8). They evaluated the immediate effect of DF compared to placebo
471 (sham-DF) on neuromuscular efficiency during an explosive force in plantar flexion, on
472 lateral gastrocnemius, in athletes. They found a higher neuromuscular efficiency on the
473 intervention group, which they attribute to myofascial tissue stiffness changes. They
474 indicate that changes on viscoelasticity have an influence on force transmission,
475 increasing resulting muscular strength (8).

476 Finally, no statistically significant changes were observed in the lower limb
477 performance parameters during the CMJ. Nevertheless, we observed a small decrease in

478 height and force jump immediately after DF treatment, and how these values were
479 recovered, and even improved slightly, 30 minutes after the treatment when compared to
480 baseline. Decreases in CMJ performance seems to be related to the application of
481 flexibility improvements techniques, as reported before. Behm et al. (41) conducted a
482 study in order to assess how different hamstring static stretching could affect to de jump
483 performance. They found that independently of the static stretch applied resulted in
484 significant impairments in jump height. Instead, although we have found hamstring length
485 changes after DF, our results appear not to show an impact on the deterioration of jump
486 performance. On the other hand, our results are in accordance with Zhang et al. (42). They
487 assessed the immediate effect of myofascial self-release of posterior muscle chain in
488 recreationally active subjects and neither found effects on jump performance. As well as,
489 Heon Lim et al. found that the vertical jump performance was increased in both groups,
490 with no significant differences after a 5 minutes foam roller session on hamstring muscles
491 (43). Even so, we believe that we cannot draw conclusive results related to the lower limb
492 performance. CMJ is a bilateral action and our intervention was performed on single limb
493 only. Furthermore, as previously reported, while it is certain that the hamstrings are
494 closely involved in CMJ, it requires instantaneous power of several muscular groups, thus
495 it can be influenced by other muscle conditions besides the hamstrings.

496 According to the results of our study, it seems that the use of DF improve
497 hamstring length. These findings are consistent with other studies that point to tissue
498 viscoelasticity improvements using other manual or instrumental tissue mobilization
499 techniques (44,45). Nevertheless, in contrast to them, it seems that FD has no relevant
500 effect on active neuromuscular response parameters such as strength, muscle activity or
501 countermovement jump.

502

503 **5. LIMITATIONS**

504 The present study has some limitations. We cannot assure that the recording order
505 of the outcomes studied did no interfered with the results obtained. In addition, we have
506 only evaluated the strength isometrically. Taking into account the possible release of
507 adhesion between the different sliding planes, changes in the concentric or eccentric path
508 could be obtained, which we suggest to be evaluated in future research. Furthermore, we
509 did not apply a sham DF in the non-intervention group, as it was done in previous clinical
510 trials, and the experimental group only received a single DF session. Also, the results
511 refer to the immediate effects. Finally, the intra-subject design of our study ensures

512 greater homogeneity of the groups, although we cannot rule out a central neurovegetative
513 effect affecting both limbs. Thus, we recommend further research to address these points
514 in the future.

515

516 **6. CONCLUSION**

517 A single session of diacutaneous fibrolysis in athletes with hamstring shortening,
518 following the centripetal protocol for the posterior part of the thigh, produces
519 improvements in hamstring length 30 minutes after, and in gluteus maximus strength
520 immediately and 30 minutes after the treatment. It seems to have no effects on the overall
521 hamstring and lower back flexibility or myoelectric activity. Importantly, the lower limb
522 performance was not impaired after the treatment.

523 **Acknowledgements**

524 Thanks to the Anatomy Laboratory of the Universitat Internacional de Catalunya for
525 providing the material necessary to carry out this study.

526

527 **REFERENCES**

- 528 1. Jiménez del Barrio S, Estébanez de Miguel E, Bueno Gracia E, Haddad Garay M, Tricás
529 Moreno JM, Hidalgo García C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to
530 moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.*
531 2018;32(12):1645–55.
- 532 2. Fanlo-Mazas P, Bueno-Gracia E, de Escudero-Zapico AR, Tricás-Moreno JM, Lucha-López
533 MO. The Effect of Diacutaneous Fibrolysis on Patellar Position Measured Using Ultrasound
534 Scanning in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Sport Rehabil.* 2018;28(6):564–
535 9.
- 536 3. Vandewalle J-Y. Évolution De La Technique De Crochetage Et Nouvelles Techniques
537 Associées. *Professionkiné.* 2011;30:14–8.
- 538 4. López-de-Celis C, Barra-López M-E, González-Rueda V, Bueno-Gracia E, Rodríguez-Rubio
539 P-R, Tricás-Moreno J-M. Effectiveness of diacutaneous fibrolysis for the treatment of
540 chronic lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. *Clin Rehabil* [Internet]. 2018 May
541 31;32(5):644–53. Available from:
542 <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215517738114>
- 543 5. Barra López ME, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López
544 MO, Tricás Moreno JM. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of
545 subacromial impingement syndrome: A randomised controlled trial. *Man Ther* [Internet].

- 546 2013;18(5):418–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2013.02.006>
- 547 6. Barra ME, López C, Fernández G, Murillo E, Villar E, Raya L. The immediate effects of
548 diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a
549 randomized placebo-controlled pilot study. *Clin Rehabil* [Internet]. 2011 Apr 15;25(4):339–
550 48. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215510385480>
- 551 7. Leite WB, Oliveira ML, Ferreira IC, Anjos CF, Barbosa MA, Barbosa AC. Effects of 4-
552 Week Diacutaneous Fibrolysis on Myalgia, Mouth Opening, and Level of Functional
553 Severity in Women With Temporomandibular Disorders: A Randomized Controlled Trial. *J*
554 *Manipulative Physiol Ther* [Internet]. 2020 Sep; Available from:
555 <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2020.01.002>
- 556 8. Leite WB, Lima de Oliveira M, Barbosa MA, Ferreira IC, Mesquita G, Baumgarth H, et al.
557 Muscle excitation, force response, and efficiency during explosive force production after
558 diacutaneous fibrolysis on lateral gastrocnemius of recreational athletes. *J Bodyw Mov Ther*
559 [Internet]. 2020 Oct;24(4):554–60. Available from:
560 <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.08.001>
- 561 9. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG BD. An
562 acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a sub-sequent
563 decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res*. 2013;27(3):812–21.
- 564 10. Gunn LJ, Stewart JC, Morgan B, Metts ST, Magnuson JM, Iglowski NJ, et al. Instrument-
565 assisted soft tissue mobilization and proprioceptive neuromuscular facilitation techniques
566 improve hamstring flexibility better than static stretching alone: a randomized clinical trial. *J*
567 *Man Manip Ther* [Internet]. 2019;27(1):15–23. Available from:
568 <https://doi.org/10.1080/10669817.2018.1475693>
- 569 11. Arner JW, McClincy MP, Bradley JP. Hamstring Injuries in Athletes. *J Am Acad Orthop*
570 *Surg* [Internet]. 2019 Dec;27(23):868–77. Available from:
571 <http://journals.lww.com/00124635-201912010-00002>
- 572 12. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting Hamstring Injury in Elite Athletes. *Med Sci*
573 *Sports Exerc*. 2004;36(3):379–87.
- 574 13. Kim DH, Lee JJ, You JSH. Effects of instrument-assisted soft tissue mobilization technique
575 on strength, knee joint passive stiffness, and pain threshold in hamstring shortness. *J Back*
576 *Musculoskelet Rehabil*. 2018;31(6):1169–76.
- 577 14. Ahmed S, Akter R. The immediate effects of foam roller with vibration on hamstring
578 flexibility and jump performance in healthy adults. *J Exerc Rehabil*. 2019;15(4):636–7.
- 579 15. Green B, Bourne MN, Pizzari T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive
580 validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-

- 581 analysis. *Br J Sports Med.* 2018;52(5):329–36.
- 582 16. Tokutake G, Kuramochi R, Murata Y, Enoki S, Koto Y, Shimizu T. The risk factors of
583 hamstring strain injury induced by high-speed running. *J Sport Sci Med.* 2018;17(4):650–5.
- 584 17. García-Pinillos F, Ruiz-Ariza A, Moreno del Castillo R, Latorre-Román P. Impact of limited
585 hamstring flexibility on vertical jump, kicking speed, sprint, and agility in young football
586 players. *J Sports Sci.* 2015;33(12):1293–7.
- 587 18. Shamji R, James SLJ, Botchu R, Khurniawan KA, Bhogal G, Rushton A. Association of the
588 British Athletic Muscle Injury Classification and anatomic location with return to full
589 training and reinjury following hamstring injury in elite football. 2021;
- 590 19. Kalichman L, Ben David C. Effect of self-myofascial release on myofascial pain, muscle
591 flexibility, and strength: A narrative review. *J Bodyw Mov Ther [Internet].* 2017;21(2):446–
592 51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.11.006>
- 593 20. Needleman I. Consort. *Br Dent J [Internet].* 1999 Mar 13;186(5):1–1. Available from:
594 <http://www.nature.com/articles/4800065>
- 595 21. Reurink G, Goudswaard GJ, Oomen HG, Moen MH, Tol JL, Verhaar JAN, et al. Reliability
596 of the active and passive knee extension test in acute hamstring injuries. *Am J Sports Med.*
597 2013;41(8):1757–61.
- 598 22. Hopper D, Conneely M, Chromiak F, Canini E, Berggren J, Briffa K. Evaluation of the effect
599 of two massage techniques on hamstring muscle length in competitive female hockey
600 players. *Phys Ther Sport [Internet].* 2005 Aug;6(3):137–45. Available from:
601 <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X05000623>
- 602 23. White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome.
603 *Physiotherapy [Internet].* 2009 Mar;95(1):24–8. Available from:
604 <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031940608000746>
- 605 24. Hui SS, Yuen PY. Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: a comparison with
606 other protocols. *Med Sci Sports Exerc [Internet].* 2000 Sep [cited 2019 Oct 25];32(9):1655–
607 9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10994920>
- 608 25. López-Miñarro PA, Andújar PS de B, Rodríguez-García PL. A comparison of the sit-and-
609 reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. *J Sport Sci Med.*
610 2009;8(1):116–22.
- 611 26. Mayorga-Vega D, Merino-Marban R, Viciano J. Criterion-related validity of sit-and-reach
612 tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: A meta-analysis. *J Sport Sci Med.*
613 2014;13(1):1–14.
- 614 27. Docherty CL, Moore JH, Arnold BL. Effects of strength training on strength development
615 and joint position sense in functionally unstable ankles. *J Athl Train.* 1998;33(4):310–4.

- 616 28. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of
617 lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability
618 and validity study. *PLoS One*. 2015;10(10):1–18.
- 619 29. Molina-Molina A, Ruiz-Malagón EJ, Carrillo-Pérez F, Roche-Seruendo LE, Damas M,
620 Banos O, et al. Validation of mDurance, A Wearable Surface Electromyography System for
621 Muscle Activity Assessment. *Front Physiol*. 2020;11(November).
- 622 30. Petrigna L, Karsten B, Marcolin G, Paoli A, D’Antona G, Palma A, et al. A Review of
623 Countermovement and Squat Jump Testing Methods in the Context of Public Health
624 Examination in Adolescence: Reliability and Feasibility of Current Testing Procedures. *Front*
625 *Physiol*. 2019;10(November):1–19.
- 626 31. Yingling VR, Castro DA, Duong JT, Malpartida FJ, Usher JR, O J. The reliability of vertical
627 jump tests between the Vertec and My Jump phone application. *PeerJ [Internet]*. 2018 [cited
628 2020 Jun 8];6. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5912202/>
- 629 32. Balsalobre-Fernández, Carlos; Glaister, Mark and Lockey RA. THE VALIDITY AND
630 RELIABILITY OF AN iPHONE APP FOR MEASURING VERTICAL JUMP
631 PERFORMANCE Running. *J Sports Sci [Internet]*. 2017 Dec;58(12):7250–7. Available
632 from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25246403>
- 633 33. Gallardo-Fuentes F, Gallardo-Fuentes J, Ramírez-Campillo R, Balsalobre-Fernández C,
634 Martínez C, Caniuqueo A, et al. Intersession and intrasession reliability and validity of the
635 my jump app for measuring different jump actions in trained male and female athletes. *J*
636 *Strength Cond Res*. 2016;30(7):2049–56.
- 637 34. Albert P, Labata-lezaun N, Llurda-almuzara L, Rodr J. Effects of a Massage Protocol in
638 Tensiomyographic and Myotonometric Proprieties. 2021;
- 639 35. Mianfang R, Li L, Chen C, Wu X. STRETCH COULD REDUCE HAMSTRING INJURY
640 RISK DURING SPRINTING BY RIGHT SHIFTING THE LENGTH- TORQUE CURVE.
641 2018;00(00):1–9.
- 642 36. Wan X, Qu F, Garrett WE, Liu H, Yu B. Relationships among hamstring muscle optimal
643 length and hamstring flexibility and strength. *J Sport Heal Sci [Internet]*. 2017;6(3):275–82.
644 Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.04.009>
- 645 37. Markovic G. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on
646 knee and hip range of motion in soccer players. *J Bodyw Mov Ther [Internet]*.
647 2015;19(4):690–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.04.010>
- 648 38. Barnes MF. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective
649 tissue. *J Bodyw Mov Ther*. 1997;1(4):231–8.
- 650 39. Moss P, Sluka K, Wright A. The initial effects of knee joint mobilization on osteoarthritic

- 651 hyperalgesia. *Man Ther.* 2007;12(2):109–18.
- 652 40. Fanlo-Mazas P, Bueno-Gracia E, Ruiz de Escudero-Zapico A, López-de-Celis C, Hidalgo-
653 García C, Rodríguez-Sanz J, et al. The Effect of Diacutaneous Fibrolysis on Local and
654 Widespread Hyperalgesia and Muscle Length in Patients With Patellofemoral Pain
655 Syndrome: Secondary Analysis of a Pretest–Posttest Clinical Trial. *J Sport Rehabil.*
656 2021;7:1–8.
- 657 41. Behm DG, Kibele A. Effects of differing intensities of static stretching on jump
658 performance. *Eur J Appl Physiol.* 2007;101(5):587–94.
- 659 42. Zhang Q, Trama R, Fouré A, Hautier CA. The Immediate Effects of Self-Myofacial Release
660 on Flexibility, Jump Performance and Dynamic Balance Ability. *J Hum Kinet.*
661 2020;75(1):139–48.
- 662 43. Lim J-H, Park C-B. The immediate effects of foam roller with vibration on hamstring
663 flexibility and jump performance in healthy adults. *J Exerc Rehabil* [Internet]. 2019 Aug
664 28;15(4):636–7. Available from: <http://e-jer.org/journal/view.php?number=2013600735>
- 665 44. Bervoets DC, Luijsterburg PAJ, Alessie JJN, Buijs MJ, Verhagen AP. Massage therapy has
666 short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no
667 treatment: A systematic review. *J Physiother* [Internet]. 2015;61(3):106–16. Available from:
668 <http://dx.doi.org/10.1016/j.jphys.2015.05.018>
- 669 45. Nazari G, Bobos P, MacDermid JC, Birmingham T. The Effectiveness of Instrument-
670 Assisted Soft Tissue Mobilization in Athletes, Participants Without Extremity or Spinal
671 Conditions, and Individuals with Upper Extremity, Lower Extremity, and Spinal Conditions:
672 A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2019;100(9):1726–51. Available
673 from: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.01.017>
- 674

15. Bibliografía.

1. Tricás JM, Lucha O DP. Fibrolisis Diacutánea según el concepto de Kurt Ekman. Zaragoza: Asociación Española de Fibrolisis Diacutánea; 2010.
2. Barra López ME. Efectividad del tratamiento específico del músculo redondo mayor en pacientes con síndrome subacromial. Tesis Doctoral. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 2016.
3. Cyriax James. Tratamiento por manipulación, masaje e inyección. Medicina Ortopédica 1º ed. MARBAN. 2000.
4. López de Celis C. Efectividad de la Fibrolisis Diacutánea según Kurt Ekman en la Epicondilitis Lateral Crónica. Tesis Doctoral. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 2015.
5. Jiménez del Barrio S, Estébanez de Miguel E, Bueno Gracia E, Haddad Garay M, Tricás Moreno JM, Hidalgo García C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. Clin Rehabil. 2018;32(12):1645–55.
6. Barra ME, López C, Fernández G, Murillo E, Villar E, Raya L. The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. Clin Rehabil. 2011 Apr 15;25(4):339–48.
7. Fanlo-Mazas P, Bueno-Gracia E, de Escudero-Zapico AR, Tricás-Moreno JM, Lucha-López MO. The Effect of Diacutaneous Fibrolysis on Patellar Position Measured Using Ultrasound Scanning in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome. J Sport Rehabil. 2018;28(6):564–9.
8. López-de-Celis C, Barra-López M-E, González-Rueda V, Bueno-Gracia E, Rodríguez-Rubio P-R, Tricás-Moreno J-M. Effectiveness of diacutaneous fibrolysis for the treatment of chronic lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. Clin Rehabil. 2018 May 31;32(5):644–53.
9. Burnotte J, Duby P. Fibrolyse diacutanée et algies de l'appareil locomoteur. Kinésithérapie Scientifique 1988 ; vol. 271.
10. Jean-Yves Vandewalle. Effets et indications du crochetage. Profession kinésithérapeute. 2000;20:5-10.

11. Vandewalle J-Y. Évolution De La Technique De Crochetage Et Nouvelles Techniques Associées. *Profession kinésithérapeute*. 2011;30:14–8.
12. Van den Berg S, Busegnie Y, Somasse E, Clément S, Van Geyt B. Effet de la fibrolyse diacutanée sur l'amplitude en flexion dorsale passive de cheville. *Kinésithérapie, la Rev*. 2017 Jan;17(181):13–8.
13. Pérez-bellmunt A, Llurda L, Simon M, Navarro R, Casasayas O, López-de-celis C, et al. Review Article Neuromuscular Response. What is it and How to Measure it? *Scientific Literature*. 2019;2(1):1–7.
14. Martín-Rodríguez S, Alentorn-Geli E, Tous-Fajardo J, Samuelsson K, Marín M, Álvarez-Díaz P, et al. Is tensiomyography a useful assessment tool in sports medicine? *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2017;25(12):3980–1.
15. García-García O, Cuba-Dorado A, Álvarez-Yates T, Carballo-López J, Iglesias-Caamaño M. Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open Access J Sport Med*. 2019; Volume 10:49–69.
16. Segal Grinspan GA. Propiedades biomecánicas del músculo esquelético evaluadas mediante elastografía por ondas de superficie. Tesis Doctoral. Universidad de la Republica de Uruguay; 2019.
17. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004;51(4):396–409.
18. Hernández Díaz, C. Elastografía como Método de Evaluación de la Biomecánica Muscular. *Revista Chilena de Reumatología*. 2013;45:125-134
19. Cè E, Rampichini S, Agnello L, Limonta E, Veicsteinas A EF. Effects of temperature and fatigue on the electromechanical delay components. *Muscle Nerve*. 2013;47(4):566–76.
20. Huang J, Qin K, Tang C, Zhu Y, Klein CS, Zhang Z, et al. Assessment of Passive Stiffness of Medial and Lateral Heads of Gastrocnemius Muscle, Achilles Tendon, and Plantar Fascia at Different Ankle and Knee Positions Using the MyotonPRO. *Med Sci Monit*. 2018;24:7570–6.
21. Cè E, Longo S, Limonta E, Coratella G, Rampichini S, Esposito F. Peripheral fatigue: new mechanistic insights from recent technologies. *Eur J Appl Physiol*. 2020;120(1):17–39.

22. Simunič B. Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(4):527-530.
23. Macgregor LJ, Hunter AM, Orizio C, Fairweather MM, Ditroilo M. Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. *Sports Med.* 2018; 48(7):1607.
24. Lohr C, Schmidt T, Medina-Porqueres I, Braumann KM, Reer R, Porthun J. Diagnostic accuracy, validity, and reliability of Tensiomyography to assess muscle function and exercise-induced fatigue in healthy participants. A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2019;47(May):65–87.
25. Kim D-H, Lee JJ, (Sung) Hyun You J. Effects of instrument-assisted soft tissue mobilization technique on strength, knee joint passive stiffness, and pain threshold in hamstring shortness. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2018 Nov 28;31(6):1169–76.
26. Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H. Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers. *Scand J Med Sci Sport.* 2017;27(1):99–106.
27. Barra López ME, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López MO, Tricás Moreno JM. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: A randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013;18(5):418–24.
28. Sainz de Baranda Andújar M, Ayala Rodríguez F, Cejudo A, Santonja Renedo F. Descripción y análisis de la utilidad de las pruebas sit-and-reach para la estimación de la flexibilidad de la musculatura isquiosural. *Rev Española Educ Física y Deport REEFD.* 2012;(396):119–35.
29. Hui SSC, Yuen PY. Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: A comparison with other protocols. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(9):1655–9.
30. López-Miñarro PA, Andújar PS de B, Rodríguez-García PL. A comparison of the sit-and-reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. *J Sport Sci Med.* 2009;8(1):116–22.
31. Deeminoi A. the Correlation Between Four Clinical Trials for Measurement of Hamstring Muscle Flexibility. *Int J GEOMATE.* 2019;16(55):67–72.

32. Fredriksen H, Dagfinrud H, Jacobsen V, Maehlum S. Passive knee extension test to measure hamstring muscle tightness. *Scand J Med Sci Sports*. 1997;7(5):279-282.
33. Lucha López M, López De Celis C, Fanlo Mazas P, Barra López M, Hidalgo García C, Tricás Moreno J. Efectos inmediatos de la fibrolisis diacutánea en deportistas con dolor anterior en la rodilla. *Cuest Fisioter Rev Univ Inf e Investig en Fisioter*. 2015;44(1):33-40.
34. Mutlu EK, Ozdinciler AR. Reliability and responsiveness of algometry for measuring pressure pain threshold in patients with knee osteoarthritis. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(6):1961-5.
35. Cabanillas Barea, Sara. Fibrolisis Diacutanea, efectos en la Cefalea Tensional. Tesis Doctoral. Zaragoza. Universidad de Zaragoza;2018.
36. Linde LD, Kumbhare DA, Joshi M SJ. The Relationship between Rate of Algometer Application and Pain Pressure Threshold in the Assessment of Myofascial Trigger Point Sensitivity. *Pain Pract*. 2018;18(2):224-9.
37. Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L. Assessment of mechanisms in localized and widespread musculoskeletal pain. *Nat Rev Rheumatol*. 2010;6(10):599-606.
38. Nussbaum EL, Downes L. Reliability of clinical pressure-pain algometric measurements obtained on consecutive days. *Phys Ther*. 1998;78(2):160-9.
39. Hven L, Frost P, Bonde JPE. Evaluation of pressure pain threshold as a measure of perceived stress and high job strain. *PLoS One*. 2017;12(1):1-9.
40. Carolyn Kisner, Lynn Allen Colby. Ejercicio terapéutico. Fundamentos y técnicas. 1º ed, Paidotribo. 2005.
41. Piñero B. Fiabilidad De La Dinamometría Isocinética Para Obtener El Ángulo Óptimo De La Musculatura Extensora De La Rodilla Aplicado Al Ciclismo. Trabajo Postgrado. Universidad Miguel Hernández de Elche. 2016;0-12.
42. Martins J, da Silva JR, da Silva MRB, Bevilaqua-Grossi D. Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. *J Athl Train*. 2017 Sep;52(9):809-19.

43. Liberatori Junior RM, Netto WA, Carvalho GF, Zanca GG, Zatiti SCA, Mattiello SM. Concurrent validity of handheld dynamometer measurements for scapular protraction strength. *Brazilian J Phys Ther.* 2019; 23(3):228–35.
44. Kim SG LY. The intra- and inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand held dynamometer. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(6):799–801.
45. Conceição ANA, Parraca J, Marinho D, Costa M, Louro H, Silva A, et al. Assessment of isometric strength of the shoulder rotators in swimmers using a handheld dynamometer: A reliability study. *Acta Bioeng Biomech.* 2018;20(4):113–9.
46. Massó i Ortigosa N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa Tutusaus L, Germán A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunt Med l'esport.* 2010;45(166):8.
47. Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel).* 2013 Sep 17; 13(9):12431–66.
48. Shultz SJ, Perrin DH. Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics. *J Athl Train.* 1999;34(2):165–76.
49. Jang MH, Ahn SJ, Lee JW, Rhee M-H, Chae D, Kim J, et al. Validity and Reliability of the Newly Developed Surface Electromyography Device for Measuring Muscle Activity during Voluntary Isometric Contraction. *Comput Math Methods Med.* 2018 ; 2018:4068493.
50. Petrigna L, Karsten B, Marcolin G, Paoli A, D'Antona G, Palma A, et al. A Review of Countermovement and Squat Jump Testing Methods in the Context of Public Health Examination in Adolescence: Reliability and Feasibility of Current Testing Procedures. *Front Physiol.* 2019;10 (November):1–19.
51. Van Hooren B, Zolotarjova J. The Difference between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms with Practical Applications. *J Strength Cond Res.* 2017;31(7):2011–20.
52. Yingling VR, Castro DA, Duong JT, Malpartida FJ, Usher JR, O J. The reliability of vertical jump tests between the Vertec and My Jump phone application. *PeerJ.* 2018 ;6.

53. Cruvinel-Cabral RM, Oliveira-Silva I, Medeiros AR, Claudino JG, Jiménez-Reyes P, Boullosa DA. The validity and reliability of the "My Jump App" for measuring jump height of the elderly. *PeerJ*. 2018 Oct 15;6:e5804.
54. Tenelsen F, Brueckner D, Muehlbauer T, Hagen M. Validity and Reliability of an Electronic Contact Mat for Drop Jump Assessment in Physically Active Adults. *Sport (Basel, Switzerland)*. 2019 May 16;7(5).
55. Driller Matthew , Tavares Francisco MD. OS. Assessing a smartphone application to measure countermovement jumps in recreational athletes. *Int J Sports Sci Coach*. 2017;12:661–4.
56. Devereux F, O'Rourke B, Byrne PJ, Byrne D, Kinsella S. Effects of Myofascial Trigger Point Release on Power and Force Production in the Lower Limb Kinetic Chain. *J strength Cond Res*. 2019;33(9):2453–63.
57. Bender PU, Luz CM da, Feldkircher JM, Nunes GS. Massage therapy slightly decreased pain intensity after habitual running, but had no effect on fatigue, mood or physical performance: a randomised trial. *J Physiother*. 2019; 65(2):75–80.
58. Risberg MA, Steffen K, Nilstad A, Myklebust G, Kristianslund E, Moltubakk MM, et al. Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *J strength Cond Res*. 2018 Aug;32(8):2314–23.
59. Maniar N, Shield AJ, Williams MD, Timmins RG, Opar DA. Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(15):909–20.
60. Monajati A, Larumbe-Zabala E, Goss-Sampson M, Naclerio Naclerio F. The effectiveness of injury prevention programs to modify risk factors for non-contact anterior cruciate ligament and hamstring injuries in uninjured team sports athletes: A systematic review. *PLoS One*. 2016;11(5):1–15.
61. Iwata M, Yamamoto A, Matsuo S, Hatano G, Miyazaki M, Fukaya T, et al. Dynamic stretching has sustained effects on range of motion and passive stiffness of the hamstring muscles. *J Sport Sci Med*. 2019;18(1):13–20.

62. Green B, Bourne MN, Pizzari T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2018;52(5):329–36.
63. Wan X, Qu F, Garrett WE, Liu H, Yu B. Relationships among hamstring muscle optimal length and hamstring flexibility and strength. *J Sport Heal Sci.* 2017;6(3):275–82.
64. Shield AJ, Bourne MN. Hamstring Injury Prevention Practices in Elite Sport: Evidence for Eccentric Strength vs. Lumbo-Pelvic Training. *Sport Med.* 2018;48(3):513–24.
65. Sanz A, Pablos C, Ballester R, Sánchez-Alarcos JV, Huertas F. Range of Motion and Injury Occurrence in Elite Spanish Soccer Academies. Not Only a Hamstring Shortening—Related Problem. *J Strength Cond Res.* 2019;1.
66. Valle X, Malliaropoulos N, Párraga Botero JD, Bikos G, Pruna R, Mónaco M, et al. Hamstring and other thigh injuries in children and young athletes. *Scand J Med Sci Sport.* 2018;28(12):2630–7.
67. Espejo-Antúnez L, Carracedo-Rodríguez M, Ribeiro F, Venâncio J, De la Cruz-Torres B, Albornoz-Cabello M. Immediate effects and one-week follow-up after neuromuscular electric stimulation alone or combined with stretching on hamstrings extensibility in healthy football players with hamstring shortening. *J Bodyw Mov Ther.* 2019;23(1):16–22.
68. Vaquero-Cristóbal R, Molina-Castillo P, López-Miñarro PA, Albaladejo-Saura M, Esparza-Ros F. Hamstring extensibility differences among elite adolescent and young dancers of different dance styles and non-dancers. *PeerJ.* 2020;8:e9237.
69. Alshammari F, Alzoghbieh E, Abu Kabar M, Hawamdeh M. A novel approach to improve hamstring flexibility: A single-blinded randomised clinical trial. *South African J Physiother.* 2019;75(1):1–5.
70. Yıldırım MŞ, Tuna F, Demirbağ Kabayel D, Süt N. The Cut-off Values for the Diagnosis of Hamstring Shortness and Related Factors. *Balkan Med.* 2018 Sep 21;35(5):388–93.
71. Veszely M, Guissard N, Duchateau J. Contribution à l'étude des effets de la fibrolyse diacutanée sur le triceps sural. *Ann Kinésithérapie.* 2000;2:54–9.
72. Junker DH, Stöggel TL. The Foam Roll as a Tool to Improve Hamstring Flexibility. *J Strength Cond Res.* 2015;29(12):3480-3485. doi:10.1519/JSC.0000000000001007

73. Winkelmann ZK, Roberts EJ GK. Acute Effects and Perceptions of Deep Oscillation Therapy for Improving Hamstring Flexibility. *J Sport Rehabil.* 2018;27(6):570–6.
74. Akazawa N, Okawa N, Kishi M, Nakatani K, Nishikawa K, Tokumura D, et al. Effects of long-term self-massage at the musculotendinous junction on hamstring extensibility, stiffness, stretch tolerance, and structural indices: A randomized controlled trial. *Phys Ther Sport.* 2016;21:38–45.
75. Cheatham SW, Lee M, Cain M, Baker R. The efficacy of instrument assisted soft tissue mobilization: a systematic review. *J Can Chiropr Assoc.* 2016 Sep;60(3):200–11.
76. Lambert M, Hitchcock R, Lavallee K, Hayford E, Morazzini R, Wallace A, et al. The effects of instrument-assisted soft tissue mobilization compared to other interventions on pain and function: a systematic review. *Phys Ther Rev.* 2017 Mar 4;22(1–2):76–85.
77. Kim J, Sung DJ, Lee J. Therapeutic effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization for soft tissue injury: Mechanisms and practical application. *J Exerc Rehabil.* 2017;13(1):12–22.
78. Cheatham SW, Lee M, Cain M, Baker R. The efficacy of instrument assisted soft tissue mobilization: A systematic review. *J Can Chiropr Assoc.* 2016;60(3):200–11.
79. Cheatham SW, Baker R, Kreiswirth E. Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization: a Commentary on Clinical Practice Guidelines for Rehabilitation Professionals. *Int J Sports Phys Ther.* 2019;14(4):670–82.
80. MacDonald N, Baker R, Cheatham SW. the Effects of Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization on Lower Extremity Muscle Performance: a Randomized Controlled Trial. *Int J Sports Phys Ther.* 2016;11(7):1040–7.
81. Gulick DT. Instrument-assisted soft tissue mobilization increases myofascial trigger point pain threshold. *J Bodyw Mov Ther.* 2018;22(2):341–5.
82. Davidson CJ, Ganion LR, Gehlsen GM, Verhoestra B, Roepke JE ST. Rat tendon morphologic and functional changes resulting from soft tissue mobilization. *Med Sci Sport Exerc.* 1997;29(3):3313–9.
83. Loghmani MT, Warden SJ. Instrument-assisted cross-fiber massage accelerates knee ligament healing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(7):506–14.

84. Gehlsen GM, Ganion LR HR. Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. *Med Sci Sport Exerc.* 1999;4(531):5.
85. Loghmani MT WS. Instrument-assisted cross fiber massage increases tissue perfusion and alters microvascular morphology in the vicinity of healing knee ligaments. *BMC Complement Altern Med.* 2013;13(240).
86. Markovic G. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players. *J Bodyw Mov Ther.* 2015;19(4):690–6.
87. Braun M, Schwickert M, Nielsen A, Brunnhuber S, Dobos G, Musial F, et al. Effectiveness of Traditional Chinese “Gua Sha” Therapy in Patients with Chronic Neck Pain: A Randomized Controlled Trial. *Pain Med.* 2011;12(3):362–9.
88. Clive Witham. GUA SHA. Guia de autotratamiento completo. 2015. 1º e. Ed. Siro.
89. Min Y, Hongyan Z, Rongzhao Y, Qinchuan S, Yaoyao B. Gua Sha attenuates thermal hyperalgesia and decreases proinflammatory cytokine expression in serum in rats with lumbar disc herniation induced by autologous nucleus pulposus. *J Tradit Chinese Med.* 2018;38(5):698–704.
90. Lauche R, Cramer H, Häuser W, Dobos G, Langhorst J. A Systematic Overview of Reviews for Complementary and Alternative Therapies in the Treatment of the Fibromyalgia Syndrome. *Evidence-Based Complement Altern Med.* 2015 Jan; 2015:1–13.
91. Gunn LJ, Stewart JC, Morgan B, Metts ST, Magnuson JM, Iglowski NJ, et al. Instrument-assisted soft tissue mobilization and proprioceptive neuromuscular facilitation techniques improve hamstring flexibility better than static stretching alone: a randomized clinical trial. *J Man Manip Ther.* 2019;27(1):15–23.
92. Yuen JWM, Tsang WWN TS. The effects of Gua sha on symptoms and inflammatory biomarkers associated with chronic low back pain: A randomized active-controlled crossover pilot study in elderly. *Complement Ther Med.* 2017;32:25–32.
93. Stanek J, Sullivan T, Davis S. Comparison of compressive myofascial release and the graston technique for improving ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train.* 2018;53(2):160–7.

94. https://www.colfisio.org/guia_de_actos_fisioterapicos/5_GRUPO_4_TERAPIAS_MANUALES_MANIPULACIONES/27__A_MODELOS_M_TODOS_y_T_CNICAS/90_Graston_Hall.html.
95. Chughtai M, Newman JM, Sultan AA, Samuel LT, Rabin J, Khlopas A, et al. Astym® therapy: a systematic review. *Ann Transl Med.* 2019 Feb;7(4):70–70.
96. Lee J-H, Lee D-K, Oh J-S. The effect of Graston technique on the pain and range of motion in patients with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(6):1852–5.
97. Moon JH, Jung J-H, Won YS, Cho H-Y. Immediate effects of Graston Technique on hamstring muscle extensibility and pain intensity in patients with nonspecific low back pain. *J Phys Ther Sci.* 2017;29(2):224–7.
98. Crothers, A. L., French, S. D., Hebert, J. J., & Walker BF. Spinal manipulative therapy, Graston technique® and placebo for non-specific thoracic spine pain: a randomised controlled trial. *Chiropr Man Ther.* 2016;24(16).
99. <https://astym.com>
100. Seffrin CB, Cattano NM, Reed MA, Gardiner-Shires AM. Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization: A Systematic Review and Effect-Size Analysis. *J Athl Train.* 2019 Jul 1; 54(7):808–21.
101. Nazari G, Bobos P, MacDermid JC, Birmingham T. The Effectiveness of Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization in Athletes, Participants Without Extremity or Spinal Conditions, and Individuals with Upper Extremity, Lower Extremity, and Spinal Conditions: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2019;100(9):1726–51.
102. Cabanillas Barea S. Fibrolisis Diacutanea, efectos en la Cefalea Tensional. Universidad de Zaragoza; 2018.
103. Colombo-Ekman. La fibrolisis diacutánea: nuovo mezzo diagnostico e terapeutico in fisiatria. 1968.
104. Ekman K. Eine neue methode der Fibrolyse zur Unterstützung der manuellen therapie. 1972;29(3):313–9.
105. <http://crochetage-kine.fr/historique-du-crochetage-fascio-myo-neural-global/>.

106. Reurink G, Almusa E, Goudswaard GJ, et al. No association between fibrosis on magnetic resonance imaging at return to play and hamstring reinjury risk. *Am J Sports Med.* 2015;43(5):1228-1234.
107. Wasserman JB, Copeland M, Upp M AK. Effect of soft tissue mobilization techniques on adhesion-related pain and function in the abdomen: A systematic review. *J Bodyw Mov Ther.* 2019;23(2):262–9.
108. Ho CS, Lee MC, Chang CY, Chen WC, Huang WC. Beneficial effects of a negative ion patch on eccentric exercise-induced muscle damage, inflammation, and exercise performance in badminton athletes. *Chin J Physiol.* 2020;63(1):35-42.
109. Morgan Lévénez, Bruno Timmermans JD. Effect of myo-aponeurotic crocheting of the sural triceps on passive pressure and muscle architecture during stretching. *Kinésithérapie, la Rev.* 2009;9(92–93):56–61.
110. Vandewalle J-Y. Intérêt de la pratique du crochetage. *Kiné Actual.* 2008;d(1120):18–21.
111. Armstrong C. The architecture and spatial organization of the living human body as revealed by intratissular endoscopy – An osteopathic perspective. *J Bodyw Mov Ther.* 2020 Jan;24(1):138–46.
112. Guimberteau JC, Sentucq-Rigall J, Panconi B, Boileau R, Mouton P, Bakhach J. Introduction à la connaissance du glissement des structures sous-cutanées humaines. *Ann Chir Plast Esthétique.* 2005 Feb;50(1):19–34.
113. Vispi M, Salem W, Klein P. Influence de la technique de fibrolyse diacutanée sur la rotation latérale passive de l'articulation gléno-humérale Influence de la technique de fibrolyse diacutanée sur la rotation de l'articulation gléno-humérale. *La Rev l'Ostéopathie.* 2012;2(2):5–14.
114. Leite WB, Oliveira ML, Ferreira IC, Anjos CF, Barbosa MA, Barbosa AC. Effects of 4-Week Diacutaneous Fibrolysis on Myalgia, Mouth Opening, and Level of Functional Severity in Women With Temporomandibular Disorders: A Randomized Controlled Trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020;43(8):806-815.
115. Leite WB, Lima de Oliveira M, Barbosa MA, Ferreira IC, Mesquita G, Baumgarth H, et al. Muscle excitation, force response, and efficiency during explosive force production after

diacutaneous fibrolysis on lateral gastrocnemius of recreational athletes. *J Bodyw Mov Ther.* 2020 Oct;24(4):554–60.

116. López-De-Celis C, Pérez-Bellmunt A, Bueno-Gracia E, Fanlo-Mazas P, Zárate-Tejero CA, Llurda-Almuzara L, et al. Effect of diacutaneous fibrolysis on the muscular properties of gastrocnemius muscle. *PLoS One.* 2020;15(12 December):1–10.

117. Lieber RL, Ward SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philos Trans R Soc B Biol Sci.* 2011;366(1570):1466–76.

118. Qaisar R, Bhaskaran S, Van Remmen H. Muscle fiber type diversification during exercise and regeneration. *Free Radic Biol Med.* 2016;98:56-67.

119. Pérez Iglesias O, González Quetglas Z, Quetglas Martínez R, Álvarez HI. Nuevo modelo mecánico del músculo. *EFDeportes.com, Rev Digit.* 2012;170(17).

120. Levin A, Wyman J, B PRSL. The viscous elastic properties of muscle. *Proc R Soc London Ser B, Contain Pap a Biol Character.* 1927 Apr;101(709):218–43.

121. Galantis A, Woledge RC. The theoretical limits to the power output of a muscle-tendon complex with inertial and gravitational loads. *Proc R Soc B Biol Sci.* 2003;270(1523):1493–8.

122. Huijing PA. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: A review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech.* 1999;32(4):329–45.

123. Wilke J, Vleeming A, Wearing S. Overuse injury: The result of pathologically altered myofascial force transmission? *Exerc Sport Sci Rev.* 2019;47(4):230–6.

124. Passerieux E, Rossignol R, Letellier T, Delage JP. Physical continuity of the perimysium from myofibers to tendons: Involvement in lateral force transmission in skeletal muscle. *J Struct Biol.* 2007;159(1):19–28.

125. Maas H. Significance of epimuscular myofascial force transmission under passive muscle conditions. *J Appl Physiol.* 2019;126(5):1465–73.

126. Gillies AR, Lieber RL. Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. *Muscle Nerve [Internet].* 2011 Sep;44(3):318–31.

127. Zinder SM, Padua DA. Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness. *J Sport Rehabil.* 2011;Technical:1–8.

128. Moon SH, Choi JH, Park SE. The effects of functional electrical stimulation on muscle tone and stiffness of stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2017;29(2):238–41.
129. Kisilewicz A, Madeleine P, Ignasiak Z, Ciszek B, Kawczynski A, Larsen RG. Eccentric Exercise Reduces Upper Trapezius Muscle Stiffness Assessed by Shear Wave Elastography and Myotonometry. *Front Bioeng Biotechnol*. 2020;8(August):1–9.
130. Kong PW, Chua YH, Kawabata M, Burns SF, Cai C. Effect of post-exercise massage on passive muscle stiffness measured using myotonometry – A double-blind study. *J Sport Sci Med*. 2018;17(4):599–606.
131. Veldi M, Vasar V, Vain A, Kull M. Obstructive sleep apnea and ageing. *Pathophysiology*. 2004 Dec;11(3):159–65.
132. Veldi M, Vasar V, Hion T, Vain A, Kull M. Myotonometry demonstrates changes of lingual musculature in obstructive sleep apnoea. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology*. 2002;259(2):108–12.
133. Korhonen RK, Vain A, Vanninen E, Viir R, Jurvelin JS. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas [Internet]*. 2005 Dec 1;26(6):951–63.
134. Garcia-Bernal MI, Heredia-Rizo AM, Gonzalez-Garcia P, Cortés-Vega MD, Casuso-Holgado MJ. Validity and reliability of myotonometry for assessing muscle viscoelastic properties in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep [Internet]*. 2021;11(1):1–12. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84656-1>
135. Myoton - Muscle Tone, Stiffness, Elasticity measurement device [Internet]. [cited 2021 Sep 16]. Available from: <https://www.myoton.com/>
136. Technology - Myoton [Internet]. [cited 2021 Sep 16]. Available from: <https://www.myoton.com/technology/>
137. Roch M, Morin M, Gaudreault N. The MyotonPRO: A reliable tool for quantifying the viscoelastic properties of a trigger point on the infraspinatus in non-traumatic chronic shoulder pain. *J Bodyw Mov Ther [Internet]*. 2020;24(4):379–85.
138. Taş S, Aktaş A, Taha Tüfek M, Dağ F. MyotonPRO is a reliable and repeatable tool for measuring mechanical properties of the upper limb muscles in patients with chronic stroke. 2021;1–14.

139. Davidson MJ, Bryant AL, Bower WF, Frawley HC. Myotonometry reliably measures muscle stiffness in the thenar and perineal muscles. *Physiother Canada*. 2017;69(2):104–12.
140. Bravo-Sánchez A, Abián P, Sánchez-Infante J, Esteban-Gacía P, Jiménez F, Abián-Vicén J. Objective Assessment of Regional Stiffness in Vastus Lateralis with Different Measurement Methods: A Reliability Study. *Sensors*. 2021 May 6;21(9):3213.
141. Labata-Lezaun N, López-de-Celis C, Llurda-Almuzara L, González-Rueda V, Cadellans-Arróniz A, Pérez-Bellmunt A. Correlation between maximal radial muscle displacement and stiffness in gastrocnemius muscle. *Physiol Meas*. 2020 Dec 31;41(12):125013.
142. Fröhlich-Zwahlen AK, Casartelli NC, Item-Glatthorn JF, Maffiuletti NA. Validity of resting myotonometric assessment of lower extremity muscles in chronic stroke patients with limited hypertonia: A preliminary study. *J Electromyogr Kinesiol [Internet]*. 2014 Oct;24(5):762–9.
143. Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech*. 2003 Jun;18(5):459–61.
144. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *J Sport Heal Sci*. 2016 Dec;5(4):476–83.
145. Hoffman LR, Koppenhaver SL, MacDonald CW, Herrera JM, Streuli J, Visco ZL, et al. Normative Parameters of Gastrocnemius Muscle Stiffness and Associations with Patient Characteristics and Function. *Int J Sports Phys Ther*. 2021 Feb 1;16(1):41–8.
146. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y, García-Manso JM. Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Rev Int Med y Ciencias la Act Fis y del Deport*. 2010;10(40):620–9.
147. Residente R. Medicina del deporte. *Acta Médica Colomb [Internet]*. 2019 Jun 24;43(2S):176.
148. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PFA, Ciocănescu DP, et al. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil*. 2013;10(1):1–8.

149. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):761-766.
150. Valencic V, Knez N. Measuring of skeletal muscles' dynamic properties. *Artif Organs*. 1997;21(3):240-242. doi:10.1111/j.1525-1594.1997.tb04658.x
151. Dahmane R, Valencic V, Knez N, Er en I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comput*. 2001;39(1):51-55.
152. Baskin RJ, Paolini PJ. Volume change and pressure development in muscle during contraction. *Am J Physiol [Internet]*. 1967 Oct [cited 2020 May 21];213(4):1025–30.
153. Martín-Rodríguez S, Loturco I, Hunter AM, Rodríguez-Ruiz D, Munguia-Izquierdo D. Reliability and measurement error of tensiomyography to assess mechanical muscle function: A systematic review. Vol. 31, *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2017. 3524–3536 p.
154. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol [Internet]*. 2010;20(4):761–6.
155. García-García O, Cuba-Dorado A, Álvarez-Yates T, Carballo-López J, Iglesias-Caamaño M. Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open Access J Sports Med*. 2019;10:49-69.
156. Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, et al. Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2016;24(7):2259–63.
157. de Hoyo M, Álvarez-Mesa A, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez S. Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *J Sport Rehabil*. 2013;22(1):53–8.
158. García-García O. Relación entre parámetros de tensiomiografía y potenciales indicadores del rendimiento en ciclistas profesionales. *Rev Int Med y Ciencias la Act Fis y del Deport*. 2013;13(52):771–81.

159. I L, S G, CF L, H R, R K, CC CA, et al. Differences in Muscle Mechanical Properties Between Elite Power and Endurance Athletes: A Comparative Study. *J strength Cond Res* [Internet]. 2015 [cited 2020 May 25];29(6).
160. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J. Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2012 Dec 1 [cited 2020 May 25];22(6):866–72.
161. Calvo-Lobo C, Diez-Vega I, Martínez-Pascual B, Fernández-Martínez S, Cueva-Reguera M de la, Garrosa-Martín G, et al. Tensiomyography, sonoelastography, and mechanosensitivity differences between active, latent, and control low back myofascial trigger points: A cross-sectional study. *Medicine (Baltimore)*. 2017 [cited 2020 May 18];96(10).
162. García OG, Gómez VS, Lemos RIM. Tensiomiografía. Un método para evaluar las propiedades contráctiles de los músculos. Evaluación de los flexores y extensores del tronco en mujeres jóvenes. *Cuad Psicol del Deport*. 2011;11(2 SUPP):63–9.
163. Šimunič B. Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012 Aug 1;22(4):527–30.
164. Piqueras-Sanchiz F, Martín-Rodríguez S, Martínez-Aranda LM, Lopes TR, Raya-González J, García-García Ó, et al. Effects of moderate vs. high iso-inertial loads on power, velocity, work and hamstring contractile function after flywheel resistance exercise. *PLoS One*. 2019;14(2).
165. García-García O, Serrano-Gómez V, Hernández-Mendo A, Morales-Sánchez V. Baseline Mechanical and Neuromuscular Profile of Knee Extensor and Flexor Muscles in Professional Soccer Players at the Start of the Pre-Season. *J Hum Kinet*. 2017;58:23.
166. Chan MK, Chow KW, Lai AY, Mak NK, Sze JC, Tsang SM. The effects of therapeutic hip exercise with abdominal core activation on recruitment of the hip muscles. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet]. 2017 [cited 2020 May 25];18. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5521096/>
167. Doctoral T. Evaluación de las alteraciones de la mecanosensibilidad , puntos gatillo miofasciales y movilidad neural en mujeres con cefalea tensional frecuente episódica. 2020;

168. Johansson H, Sojka P. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: A hypothesis. *Med Hypotheses*. 1991;35(3):196–203.
169. Ishikawa H, Muraki T, Morise S, Sekiguchi Y, Yamamoto N, Itoi E, et al. Changes in stiffness of the dorsal scapular muscles before and after computer work: a comparison between individuals with and without neck and shoulder complaints. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117(1):179–87.
170. Benjaboonyanupap D, Paungmali A, Pirunsan U. Effect of therapeutic sequence of hot pack and ultrasound on physiological response over trigger point of upper trapezius. *Asian J Sports Med*. 2015;6(3):57–61.
171. Jayaseelan DJ, Cole KR, Courtney CA. Hand-held dynamometer to measure pressure pain thresholds: A double-blinded reliability and validity study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2021;51(September):102268.
172. Lara-Muñoz C, De Leon SP, Feinstein AR, Puente A, Wells CK. Comparison of three rating scales for measuring subjective phenomena in clinical research. I. Use of experimentally controlled auditory stimuli. *Arch Med Res [Internet]*. 2004;35(1):43–8.
173. Fishbain DA, Lewis JE, Gao J. Is There Significant Correlation between Self-Reported Low Back Pain Visual Analogue Scores and Low Back Pain Scores Determined by Pressure Pain Induction Matching? *Pain Pract*. 2013;13(5):358–63.
174. Jerez-Mayorga D, dos Anjos CF, de Cássia Macedo M, Fernandes IG, Aedo-Muñoz E, Intelangelo L, et al. Instrumental validity and intra/inter-rater reliability of a novel low-cost digital pressure algometer. *PeerJ*. 2020;8:1–15.
175. Alghadir AH, Anwer S, Iqbal A, Iqbal ZA. Test–retest reliability, validity, and minimum detectable change of visual analog, numerical rating, and verbal rating scales for measurement of osteoarthritic knee pain. *J Pain Res*. 2018 Apr 26;11:851.
176. Ylinen J. Pressure algometry. *Aust J Physiother [Internet]*. 2007;53(3):207.
177. Fernández-de-las-Peñas C, Dommerholt J. International consensus on diagnostic criteria and clinical considerations of myofascial trigger points: A delphi study. *Pain Med (United States)*. 2018;19(1):142–50.

178. Heredia-Rizo AM, Petersen KK, Arendt-Nielsen L, Madeleine P. Eccentric training changes the pressure pain and stiffness maps of the upper trapezius in females with chronic neck-shoulder pain: A preliminary study. *Pain Med (United States)*. 2020;21(9):1936–46.
179. Services P, States U, Training O, Springs C, Performance S, Consortium E, et al. Lgometer 1 2 and. *J Strength Cond Res*. 2009;23(1):2–4.
180. Fischer AA. Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*. 1987 Jul;30(1):115–26.
181. Fingleton CP, Dempsey L, Smart K, Doody CM. Intraexaminer and interexaminer reliability of manual palpation and pressure algometry of the lower limb nerves in asymptomatic subjects. *J Manipulative Physiol Ther*. 2014;37(2):97–104.
182. Guex K, Fourchet F, Loepelt H, Millet GP. Passive knee-extension test to measure hamstring tightness: Influence of gravity correction. *J Sport Rehabil*. 2012;21(3):231–4.
183. Quintana Aparicio E, Albuquerque Sendín F. Evidencia científica de los métodos de evaluación de la elasticidad de la musculatura isquiosural. *Osteopat Cient*. 2008;3(3):115–24.
184. Miyamoto N, Hirata K, Kimura N, Miyamoto-Mikami E. Contributions of Hamstring Stiffness to Straight-Leg-Raise and Sit-and-Reach Test Scores. *Int J Sports Med*. 2018 Feb;39(02):110–4.
185. Ayala F, Sainz De Baranda P, Cejudo A, Santonja F. Angular tests for estimating hamstring flexibility: Description of their measurement method and reference values. *Rev Andaluza Med del Deport*. 2013;6(3):120–8.
186. Reurink G, Goudswaard GJ, Oomen HG, Moen MH, Tol JL, Verhaar JAN, et al. Reliability of the active and passive knee extension test in acute hamstring injuries. *Am J Sports Med*. 2013;41(8):1757–61.
187. Mayorga-Vega D, Merino-Marban R, Viciano J. Criterion-related validity of sit-and-reach tests for estimating hamstring and lumbar extensibility: A meta-analysis. *J Sport Sci Med*. 2014;13(1):1–14.
188. Guzmán-Muñoz E, Méndez-Rebolledo G. Electromyography in the Rehabilitation Sciences. *Salud Uninorte [Internet]*. 2019 Feb 15;34(3):753–65.

189. Hogrel JY. Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin.* 2005;35(2–3):59–71.
190. Rojas-Martínez M, García M, Alonso JF, Marín J, Mañanas MÁ. Evaluación de la Función Neuromuscular del Antebrazo durante contracciones isométricas mediante Electromiografía de Superficie Multicanal. *RIAI - Rev Iberoam Autom e Inform Ind.* 2011;8(2):35–44.
191. Lynn SK, Watkins CM, Wong MA, Balfany K, Feeney DF. Validity and Reliability of Surface Electromyography Measurements from a Wearable Athlete Performance System. *J Sports Sci Med.* 2018;17(2):205–15.
192. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Germán A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunt Med l'esport.* 2010;45(166):127–36.
193. A HJH, Bart Freriks a, Catherine Disselhorst-Klug b GR b. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Mar 17;10(1):361–74.
194. Papagiannis GI, Triantafyllou AI, Roumpelakis IM, Zampeli F, Garyfallia Eleni P, Koulouvaris P, et al. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *J Med Eng Technol.* 2019;43(1):59–65.
195. Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys.* 1999;21(4):247–57.
196. Molina-Molina A, Ruiz-Malagón EJ, Carrillo-Pérez F, Roche-Seruendo LE, Damas M, Banos O, et al. Validation of mDurance, A Wearable Surface Electromyography System for Muscle Activity Assessment. *Front Physiol.* 2020;11(November).
197. Moreno SM. La altura del salto en contramovimiento como instrumento de control de la fatiga neuromuscular. Revisión sistemática Counter-movement Jump height as a means to monitor neuromuscular fatigue. *Systematic Review. Retos.* 2020;37:820–6.
198. Martínez-Majolero V, Balsalobre-Fernández C, Villaceros-Rodríguez J, Tejero-González CM. Relaciones entre el salto vertical y la velocidad de mae-geri en karatecas de nivel internacional, especialidad kata. *Apunt Educ Física y Deport.* 2013 Dec 30;(114):58–64.

199. Anderson FC, Pandy MG. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech.* 1993;26(12):1413–27.
200. Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol.* 2003;95(6):2306–14.
201. Balsalobre-Fernández C, del Campo-Vecino J, Tejero-González CM, Alonso-Curiel D. Relació entre potència màxima, força màxima, salt vertical i esprint de 30 metres en atletes quatrecentistes d'alt rendiment. *Apunt Educ Física i Esports.* 2012;(108):63–9.
202. Barker LA, Harry JR, Mercer JA. Relationships between countermovement jump ground reaction forces and jump height, reactive strength index, and jump time. *J Strength Cond Res.* 2018;32(1):248.
203. Stanton R, Kean CO, Scanlan AT. My Jump for vertical jump assessment. *Br J Sports Med.* 2015;49(17):1157–8.
204. Balsalobre-Fernández, Carlos; Glaister, Mark and Lockey RA. THE VALIDITY AND RELIABILITY OF AN iPhone APP FOR MEASURING VERTICAL JUMP PERFORMANCE Running. *J Sports Sci.* 2017 Dec;58(12):7250–7.
205. Haynes T, Bishop C, Antrobus M, Brazier J. The validity and reliability of the My Jump 2 app for measuring the reactive strength index and drop jump performance. *J Sports Med Phys Fitness.* 2019;253–8.
206. Barbalho M, Kleiner AFR, Callegari B, de Lima RC, da Silva Souza G, de Athayde Costa e Silva A, et al. Assessing Interlimb Jump Asymmetry in Young Soccer Players: The My Jump 2 App. *Int J Sports Physiol Perform.* 2020; 16(1):19–27.
207. Porrati-Paladino G, Cuesta-Barriuso R. Effectiveness of Plyometric and Eccentric Exercise for Jumping and Stability in Female Soccer Players-A Single-Blind, Randomized Controlled Pilot Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2021 Jan;18(1):1–10.
208. Shin MS, Sung YH. Effects of Massage on Muscular Strength and Proprioception After Exercise-Induced Muscle Damage. *J Strength Cond Res.* 2015;29(8):2255-2260.
209. Baumert P, Lake MJ, Stewart CE, Drust B, Erskine RM. Genetic variation and exercise - induced muscle damage : implications for athletic performance , injury and ageing. Vol.

116. European Journal of Applied Physiology. Springer Berlin Heidelberg; 2016. 1595–1625 p.
210. Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-Induced Muscle Damage. 2002;81(11):52–69.
211. Yu B, Queen RM, Abbey AN, Liu Y, Moorman CT, Garrett WE. Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *J Biomech.* 2008 Nov;41(15):3121–6.
212. THELEN DG, CHUMANOV ES, BEST TM, SWANSON SC, HEIDERSCHEIT BC. Simulation of Biceps Femoris Musculotendon Mechanics during the Swing Phase of Sprinting. *Med Sci Sport Exerc.* 2005 Nov;37(11):1931–8.
213. Miller SL, Webb GR. The proximal origin of the hamstrings and surrounding anatomy encountered during repair. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2008;90(SUPPL. 2 PART 1):108–16.
214. Farfán E, Rojas S, Olivé-Vilás R, Rodríguez-Baeza A. Morphological study on the origin of the semitendinosus muscle in the long head of biceps femoris. *Scand J Med Sci Sport.* 2021;31(12):2282–90.
215. Arner JW, McClincy MP, Bradley JP. Hamstring Injuries in Athletes. *J Am Acad Orthop Surg.* 2019 Dec;27(23):868–77.
216. Stevens DE, Smith CB, Harwood B, Rice CL. In vivo measurement of fascicle length and pennation of the human anconeus muscle at several elbow joint angles. *J Anat.* 2014 Nov;225(5):502–9.
217. Kellis E, Galanis N, Kapetanios G, Natsis K. Architectural differences between the hamstring muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(4):520–6.
218. Kellis E. Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review. *Sport Med.* 2018 Oct 16;48(10):2271–83.
219. Dolman B, Verrall G, Reid I. Physical principles demonstrate that the biceps femoris muscle relative to the other hamstring muscles exerts the most force: Implications for hamstring muscle strain injuries. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014;4(3):371–7.

220. Pérez-Bellmunt A, Miguel-Pérez M, Brugué MB, Cabús JB, Casals M, Martinoli C, et al. An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. *Man Ther.* 2015;20(3):445–50.
221. Llurda-Almuzara L, Labata-Lezaun N, López-De-celis C, Aiguadé-Aiguadé R, Romaní-Sánchez S, Rodríguez-Sanz J, et al. Biceps femoris activation during hamstring strength exercises: A systematic review. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(16).
222. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): A prospective cohort study. *Br J Sports Med.* 2016;50(24):1524–35.
223. Wan X, Li S, Best TM, Liu H, Li H, Yu B. Effects of flexibility and strength training on peak hamstring musculotendinous strains during sprinting. *J Sport Heal Sci.* 2021;10(2):222–9.
224. Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: Factors that Lead to injury and re-Injury. *Sport Med.* 2012;42(3):209–26.
225. Green B, Bourne MN, Van Dyk N, Pizzari T. Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-Analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *Br J Sports Med.* 2020;54(18):1081–8.
226. Youdas JW, Krause DA, Hollman JH, Harmsen WS, Laskowski E. The influence of gender and age on hamstring muscle length in healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(4):246–52.
227. Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D’Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players: A prospective study. *Am J Sports Med.* 2003;31(1):41–6.
228. Butler RJ, Crowell HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech.* 2003 Jul;18(6):511–7.
229. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med.* 2010;38(10):2058–64.

230. Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91(2–3):349–52.
231. Hopper D, Conneely M, Chromiak F, Canini E, Berggren J, Briffa K. Evaluation of the effect of two massage techniques on hamstring muscle length in competitive female hockey players. *Phys Ther Sport.* 2005 Aug;6(3):137–45.
232. White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome. *Physiotherapy.* 2009 Mar;95(1):24–8.
233. Hui SS, Yuen PY. Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: a comparison with other protocols. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Sep [cited 2019 Oct 25];32(9):1655–9.
234. Docherty CL, Moore JH, Arnold BL. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *J Athl Train.* 1998;33(4):310–4.
235. Seffrin CB, Cattano NM, Reed MA, Gardiner-Shires AM. Instrument-assisted soft tissue mobilization: A systematic review and effect-size analysis. *J Athl Train.* 2019;54(7):808–21.
236. Cumplido-Trasmonte C, Fernández-González P, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Manual therapy in adults with tension-type headache: a systematic review. *Neurol (English Ed.)* 2020 Apr
237. Sevier TL S-JC. Astym treatment vs. eccentric exercise for lateral elbow tendinopathy: a randomized controlled clinical trial. *PeerJ.* 2015;5:e697.
238. Blanchette, M. A., & Normand MC. Augmented soft tissue mobilization vs natural history in the treatment of lateral epicondylitis: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2010;34(2):123–30.
239. Burke, J., Buchberger, D. J., Carey-Loghmani, M. T., Dougherty, P. E., Greco, D. S., & Dishman JD. A pilot study comparing two manual therapy interventions for carpal tunnel syndrome. *J Manipulative Physiol Ther.* 2007;30(1):50–61.
240. Campo M, Hyland M, Sueki D, Pappas E. Wrist and hand pain in orthopaedic physical therapists: A mixed-methods study. *Musculoskelet Sci Pract.* 2019 Oct;43(October 2018):26–36.

241. Bervoets DC, Luijsterburg PAJ, Alessie JJN, Buijs MJ, Verhagen AP. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: A systematic review. *J Physiother.* 2015;61(3):106–16.
242. Bialosky J, Bishop M, Price D, Robinson M, George S. Mechanisms of manual therapy in the Treatment of Musculoskeletal Pain: A Comprehensive Model. *Man Ther.* 2008;14(5):103 p-103
243. Teodorczyk-Injeyan JA, Injeyan HS, Ruegg R. Spinal Manipulative Therapy Reduces Inflammatory Cytokines but Not Substance P Production in Normal Subjects. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006 Jan;29(1):14–21.
244. Katz J, Rosenbloom BN. The Golden Anniversary of Melzack and Wall'S Gate Control Theory of Pain: Celebrating 50 Years of Pain Research and Management. *Pain Res Manag [Internet].* 2015;20(6):285–6.
245. Nunes GS, Bender PU, de Menezes FS, Yamashitafuji I, Vargas VZ, Wageck B. Massage therapy decreases pain and perceived fatigue after long-distance Ironman triathlon: a randomised trial. *J Physiother.* 2016 Apr;62(2):83–7.
246. Bender PU, Luz CM da, Feldkircher JM, Nunes GS. Massage therapy slightly decreased pain intensity after habitual running, but had no effect on fatigue, mood or physical performance: a randomised trial. *J Physiother.* 2019 Apr;65(2):75–80.
247. Ikeda N, Otsuka S, Kawanishi Y, Kawakami Y. Effects of Instrument-assisted Soft Tissue Mobilization on Musculoskeletal Properties. *Med Sci Sports Exerc.* 2019;51(10):2166–72.
248. Krause F, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. Acute effects of foam rolling on passive stiffness, stretch sensation and fascial sliding: A randomized controlled trial. *Hum Mov Sci.* 2019 Oct 1;67.
249. Marshall PWM, Lovell R, Siegler JC. Changes in passive tension of the hamstring muscles during a simulated soccer match. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016;11(5):594–601.
250. Albert P, Labata-lezaun N, Llurda-almuzara L, Rodr J. Effects of a Massage Protocol in Tensiomyographic and Myotonometric Proprieties. 2021;

251. Barnes MF. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 1997;1(4):231–8.
252. KAY AD, BLAZEVIK AJ. Effect of Acute Static Stretch on Maximal Muscle Performance. *Med Sci Sport Exerc.* 2012 Jan;44(1):154–64.
253. O'Sullivan K, Murray E, Sainsbury D. The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10:1–9.
254. Sato K, Nimura A, Yamaguchi K, Akita K. Anatomical study of the proximal origin of hamstring muscles. *J Orthop Sci.* 2012 Sep;17(5):614–8.
255. O'Rahilly R, Müller F, Meyer DB. The human vertebral column at the end of the embryonic period proper. 4. The sacrococcygeal region. *J Anat.* 1990 Feb;168:95–111.
256. Davis HL, Alabed S, Chico TJA. Effect of sports massage on performance and recovery: a systematic review and meta-analysis. *BMJ Open Sport Exerc Med.* 2020;6(1):e000614.
257. Kalichman L, Ben David C. Effect of self-myofascial release on myofascial pain, muscle flexibility, and strength: A narrative review. *J Bodyw Mov Ther [Internet].* 2017;21(2):446–51.
258. Moss P, Sluka K, Wright A. The initial effects of knee joint mobilization on osteoarthritic hyperalgesia. *Man Ther.* 2007;12(2):109–18.
259. Fanlo-Mazas P, Bueno-Gracia E, Ruiz de Escudero-Zapico A, López-de-Celis C, Hidalgo-García C, Rodríguez-Sanz J, et al. The Effect of Diacutaneous Fibrolysis on Local and Widespread Hyperalgesia and Muscle Length in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome: Secondary Analysis of a Pretest–Posttest Clinical Trial. *J Sport Rehabil.* 2021;7:1–8.
260. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG BD. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a sub-sequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res.* 2013;27(3):812–21.
261. Wiewelhove T, Döweling A, Schneider C, Hottenrott L, Meyer T, Kellmann M, et al. A Meta-Analysis of the Effects of Foam Rolling on Performance and Recovery. *Front Physiol.* 2019 Apr 9;10(APR):1–15.

262. Zhang Q, Trama R, Fouré A, Hautier CA. The Immediate Effects of Self-Myofascial Release on Flexibility, Jump Performance and Dynamic Balance Ability. *J Hum Kinet.* 2020;75(1):139–48.
263. Lim J-H, Park C-B. The immediate effects of foam roller with vibration on hamstring flexibility and jump performance in healthy adults. *J Exerc Rehabil .* 2019 Aug 28;15(4):636–7.
264. Behm DG, Kibele A. Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *Eur J Appl Physiol.* 2007;101(5):587–94.