

**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE**

**FACULTAD DE MEDICINA**

Departamento de Medicina Clínica



**ANÁLISIS DE LA EFECTIVIDAD DE LOS ESTIRAMIENTOS  
ACTIVOS FRENTE A LOS ESTIRAMIENTOS ACTIVOS CON  
CORRIENTES DE BAJA FRECUENCIA.**

**TESIS DOCTORAL CON UN CONJUNTO  
DE PUBLICACIONES REALIZADA POR:**

D. Francisco Piqueras Rodríguez

**DIRIGIDA POR EL PROFESOR:**

Dr. Vicente Francisco Gil Guillén

**San Juan de Alicante, 2015**





D. Francisco Javier Fernández Sánchez, Director del  
Departamento de Medicina Clínica de la Universidad Miguel Hernández

AUTORIZA:

La presentación y defensa como Tesis Doctoral del trabajo  
“ANÁLISIS DE LA EFECTIVIDAD DE LOS ESTIRAMIENTOS ACTIVOS  
FRENTE A LOS ESTIRAMIENTOS ACTIVOS CON CORRIENTES DE  
BAJA FRECUENCIA” realizado por D. Francisco Piqueras Rodríguez  
bajo la dirección del Prof. Dr. Vicente Francisco Gil Guillén.

Lo que firmo en Sant Joan d' Alacant a Diecisiete de Enero de Dos Mil  
Quince.

Prof. Francisco Javier Fernández Sánchez  
Director del Departamento de Medicina Clínica





Dr. Vicente Francisco Gil Guillén, como Director de Tesis Doctoral

CERTIFICA:

Que el trabajo “ANÁLISIS DE LA EFECTIVIDAD DE LOS ESTIRAMIENTOS ACTIVOS FRENTE A LOS ESTIRAMIENTOS ACTIVOS CON CORRIENTES DE BAJA FRECUENCIA” realizado por D. Francisco Piqueras Rodríguez ha sido llevado a cabo bajo mi dirección y se encuentra en condiciones de ser leído y defendido como Tesis Doctoral en la Universidad Miguel Hernández.

Lo que firmo para los oportunos efectos en Sant Joan d’ Alacant a Diecisiete de Enero de Dos Mil Quince.

Prof. Dr. Vicente Francisco Gil Guillén  
Director de Tesis Doctoral



***A mi esposa, Natalia, y a nuestro hijo, Paco, por ser los motores de mi vida. Por la confianza plena, el ánimo incesante... y ser mi verdadera motivación y pasión por vivir.***

***Gracias por estar siempre y por vuestra paciencia y comprensión. Sois mi verdadera Tesis Doctoral. Sin vuestro apoyo incondicional, este proyecto no lo hubiese finalizado.***

***Os quiero.***



***A mis padres, José y Ana María, por haberme dado lo más bonito del mundo: la vida. Gracias por todos los esfuerzos y sacrificios y por vuestra confianza en todos los momentos de mi vida.***

***A mis hermanos, Margarita y José Antonio, por las continuas observaciones, aclaraciones, consejos y aportes a vuestro hermano pequeño para con la vida y la realización de esta tesis.***

***A mis suegros, mis cuñados/as y sobrinos/as, por el apoyo constante y por haber estado siempre disponibles a colaborar, dándome apoyo moral y alegría para continuar con este estudio.***

***A toda mi familia, por haberse interesado en el proyecto, por la participación inestimable y el apoyo logístico y emocional.***



***Con especial agradecimiento al Doctor Don Antonio Palazón Bru, por su ayuda, asesoramiento y orientación continua en la realización de esta tesis doctoral. Sin él este proyecto no habría visto la luz. Siempre estaré en deuda contigo.***

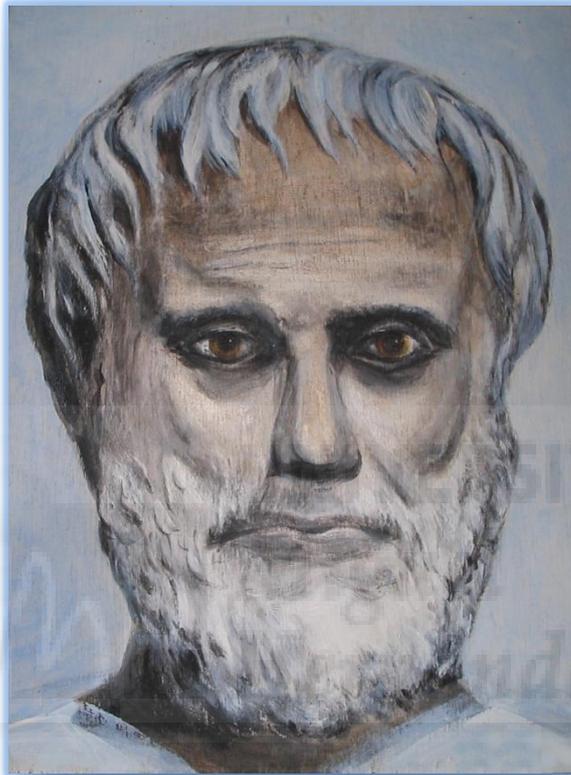
***Al Profesor Don Vicente Francisco Gil Guillén por embaucarme en el Universo de la investigación. Muy de agradecer su atención, su colaboración e innumerables puntos de vista que otros nunca llegaríamos a vislumbrar. Mil gracias.***

***A Ian Johnstone por sus servicios de traducción del artículo científico de esta tesis doctoral.***

***A los servicios de la biblioteca de la Universidad Miguel Hernández de Elche por su ayuda en la adquisición de artículos científicos.***

***A los miembros de la Escuela Municipal de Fútbol Base de Jumilla por permitirme realizar este proyecto, con especial agradecimiento a los niños participantes.***





**“Es de importancia para quien desee alcanzar una certeza en su  
investigación,  
el saber dudar a tiempo”  
Aristóteles<sup>i</sup>**

---

<sup>i</sup>  This image (or other media file) is in the public domain because its copyright has expired. This applies to Australia, the European Union and those countries with a copyright term of life of the author plus 70 years.



# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	18
1.1. Flexibilidad o elasticidad muscular .....	20
1.1.1 Factores anatómicos que limitan o pueden limitar la flexibilidad	25
1.2. Componentes del músculo .....	27
1.3. Tipos de músculos.....	35
1.3.1 Clasificación unidades motoras.....	35
1.3.1.1 Implicaciones funcionales de las funciones estabilizadora y movilizadora.....	39
1.4. Isquiosurales: anatomía, biomecánica y funciones Disfunción muscular. ....	42
1.4.1 Disfunción muscular .....	51
1.4.1.1 Restricciones de movilidad.....	51
1.4.1.2 El desequilibrio muscular.....	53
1.5. Los estiramientos.....	57
1.5.1 Bases neurofisiológicas de los estiramientos.....	60
1.5.2 Efectos de los estiramientos sobre las propiedades físicas y mecánicas del músculo .....	63
1.5.3 Influencias del tejido contráctil en los estiramientos .....	65
1.5.4 Efectos de los estiramientos sobre las cadenas cinéticas .....	66
1.5.5 Los estiramientos pasivos o externos .....	67
1.5.5.1 Mecanismos de los estiramientos pasivos o externos. ....	67
1.5.5.2 Características de los estiramientos pasivos o externos...	69
1.5.6 Los estiramientos activos .....	70

---

1.5.6.1 Mecanismos de los estiramientos activos o internos. ....	71
1.5.6.2 Características de los estiramientos activos o internos.....	72
1.5.7 Los estiramientos en tensión activa .....	73
1.5.7.1 Mecanismos de los estiramientos en tensión activa .....	74
1.5.7.2 Características de los estiramientos en tensión activa.....	75
1.5.8 Comparación de las técnicas de estiramientos .....	76
1.6. Estiramientos activos mediante corrientes eléctricas.....	79
1.7. Estiramientos en el deporte. ¿Para qué estirar? .....	81
1.7.1 Mecanismos y persistencia del alargamiento miotendinoso.....	83
1.8. Importancia de los isquiosurales en el fútbol.....	85
1.8.1 Compensaciones estáticas.....	86
1.8.2 Compensaciones dinámicas.....	89
1.9. Escuela Municipal de Fútbol Base de Jumilla .....	94
1.10. El Síndrome de los Isquiosurales Cortos. Antecedentes y estado actual .....	95
<b>2. RESUMEN GLOBAL DE LAS PUBLICACIONES PRESENTADAS.....</b>	<b>100</b>
2.1 Resultados.....	102
2.2 Discusión .....	103
2.2.1 Fortalezas y limitaciones del estudio.....	105
2.3 Conclusión.....	106
<b>3. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>107</b>
<b>4. ANEXOS.....</b>	<b>121</b>



# 1. INTRODUCCIÓN





## 1.1. Flexibilidad o elasticidad muscular.

Los primeros indicios que hablan sobre el uso de la flexibilidad datan del año 2500 a.C. reflejado en las pinturas funerarias en la tumba de “Beni Asan” en las pinturas referentes a ejercicios de flexibilidad. De hace unos 2000 años, contamos con las estatuillas de Bangkok con referencia a flexibilidad o estiramientos. Poco después fue en Oriente cuando se comenzó a desarrollar las técnicas como el Yoga, Tai Chi y el Doïn, tan de moda actualmente. Durante la época romana también se le dio importancia apareciendo los primeros contorsionistas, que exhibían su flexibilidad límite en las fiestas de los altos linajes. Transcurrieron años en los que la salud comunitaria, deporte y actividad física quedaron relegados a un segundo plano, hasta que a finales del s<sup>o</sup> XVIII, el sueco Ling fue el precursor de los ejercicios de movilidad articular (MA) para corregir actitudes posturales defectuosas, y sus seguidores utilizaron tracciones repetitivas con rebote hasta llegar al dolor, lo que hoy llamamos estiramientos balísticos (EB). A principios del s<sup>o</sup> XX Niels Buck propone realizar elongaciones e insistencias en el punto de estiramiento, desarrolló un método de 11 elongaciones suaves y repetidas para ganar amplitud articular. En su libro “Gimnasia Básica Danesa” dividió los ejercicios de estiramiento en generadores de flexibilidad, generadores de fuerza y generadores de destreza, y el alemán Heinrich Medau introduce la gimnasia pasiva o estática unida a la actitud respiratoria y mental, o como él la llamó “gimnasia orgánica”. Relacionó el estiramiento con la respiración y la circulación sanguínea, e indicó la necesidad del estiramiento para el buen funcionamiento muscular. Además de la importancia del trabajo en extensiones, incidió en importancia de la toma de conciencia en la realización de los ejercicios, ya que favorecía la utilización de las sinergias musculares y la economía de esfuerzo<sup>1</sup>.

A continuación aparece en España el médico Luis Agostí, que basó sus estudios en los de Ling, usando para ello rebote, presión y lanzamiento. Por su parte, Maja Carlquist, hizo una gran aportación hacia la flexibilidad. Para que un estiramiento sea efectivo tiene que hacerse lentamente para que los

músculos antagonistas no entren en acción. Además había que evitar que el estiramiento fuera muy duradero para evitar una supertensión con la consiguiente disminución del tono muscular. Diferenció estiramientos pasivos (EP) y estiramientos activos (EA). Los EP se realizaban con la ayuda del peso del cuerpo, y los EA debían realizarse de forma que la fuerza se transfiriera donde fuera necesaria. Ella consideraba que uno de los principios que se debían seguir con los estiramientos era el ritmo, alternando las posiciones extremas de tensión con la distensión. En su trabajo con las técnicas de impulso introdujo algunos elementos<sup>1</sup>:

- Amplió el recorrido máximo hasta los límites máximos manteniendo el rango articular total, soltura, ritmo y economía.
- Para evitar las respuestas reflejas de los músculos antagonistas en los ejercicios balísticos, realizó los últimos grados de recorrido utilizando la técnica regulada, que tenía una finalidad de alargamiento, lo que llamó “impulso de tensión extrema”.
- Al llegar al límite articular, la posición no se mantenía, sino que con una acentuación rítmica inicial se retomaba la técnica de impulso.
- También incluyó como novedad la realización de ejercicios en diferentes planos de movimiento.

A mediados del s<sup>o</sup> XX los neurofisiólogos Kabat, Levine y Bobath introdujeron la Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) con la técnica contracción-relajación base del actual stretching, y unos años más tarde, a principios de los 60 salieron a la luz los trabajos sobre los estudios científicos acerca de la relajación de Schultz (1960) *La relajación* y de Jacobson (1961) *Aprenda a relajarse*<sup>1</sup>.

En 1971 Holt incorporó la F.N.P. como parte de la prevención de lesiones deportivas, y J.P. Moreau inició en Francia su escuela de stretching postural<sup>1</sup>.

Actualmente existen dos corrientes de estiramientos. La de Anderson<sup>2</sup> que realiza movimientos pasivos mantenidos de entre 10 a 60 segundos, y la de

Sölverborn y Ekstrand que realizan contracción-relajación-estiramiento<sup>1</sup>.

Desde la Revolución Industrial hasta nuestros días, el cambio que han sufrido muchas profesiones ha sido enorme. Esto ha supuesto el relevo del trabajo manual por el mecánico progresivamente. A su vez estos avances técnicos y tecnológicos han ocasionado una disminución de la actividad de la población desarrollada. Las personas entonces, han ido perdiendo fuerza y hábito de ejercicio espontáneo, lo cual ha ocasionado que la población sea cada vez más sedentaria. Por otro lado, en los últimos años el desarrollo de la ergonomía laboral ha experimentado un notable desarrollo, intentando paliar los problemas posturales y alteraciones del aparato locomotor acaecidos a consecuencia de la falta de actividad, resultando estos medios ergonómicos insuficientes en la mayoría de los casos<sup>3</sup>.

La falta de flexibilidad y desequilibrio muscular puede contribuir a la mala postura, y provocar alteraciones biomecánicas que pueden afectar la deambulación<sup>4</sup>. Si un músculo no dispone de la suficiente elasticidad, puede acortarse fácilmente, lo cual si se mantiene durante tiempo dificultará el riego sanguíneo de este músculo acortado. La falta de O<sub>2</sub> y nutrientes además de la acumulación de residuos tóxicos ocasiona dolor muscular y fatiga<sup>5</sup>.

En la sociedad occidental, las principales causas de bajas laborales son las lumbalgias, dorsalgias y cervicalgias, ya que la zona raquídea está sometida a un continuo estrés mecánico debido a la infrautilización o hipersolicitación por uso inadecuado de la zona<sup>6,7</sup>.

Además se han constatado cambios morfológicos en los músculos tras una inmovilización, cuyas consecuencias son la disminución de la aptitud cardiovascular, disminución de fuerza muscular y disminución de la amplitud de movimiento en la extremidad lesionada<sup>8</sup>.

Podemos encontrar tantas definiciones de flexibilidad como autores que la hayan definido. Así pues para la Real Academia de la Lengua Española, la flexibilidad es la capacidad de doblar el cuerpo o parte de él sin sentir dolor, y apunta: puedes practicar ejercicios para mejorar la flexibilidad (Figura 1). La

flexibilidad también se ha definido como la capacidad del sistema neuromuscular para conseguir movimientos eficaces con una articulación o serie de articulaciones en toda su movilidad indolora y sin restricciones<sup>7</sup>.

Ozolin y Semieiev dicen que es la capacidad de realizar movimientos de gran amplitud<sup>9</sup>.

Y Álvarez Villar (1983) la define como la cualidad que, con base a la MA y a la elasticidad muscular, proporciona el máximo recorrido de las articulaciones en posiciones diversas, permitiendo al sujeto realizar acciones que requieran una gran agilidad y destreza<sup>10</sup>. También podríamos definirla como la capacidad de aprovechar las posibilidades de movimiento de las articulaciones lo más óptimamente posible. Anderson y Burke (1991) como el posible rango de movilidad de una articulación (RMA) o grupo de articulaciones bajo la influencia de músculos, tendones, ligamentos y huesos<sup>11</sup>.

A día de hoy, se entiende la flexibilidad como un concepto integrador, compuesto por la unión entre la MA y la elasticidad muscular, participando así tanto la parte dinámica del sistema locomotor: músculos, tendones, ligamentos aponeurosis, fascias, como la estática: huesos<sup>10</sup>.

Moreno y Rodríguez (2001), definieron la MA como la capacidad para desplazar un segmento o parte del cuerpo dentro de un arco de recorrido lo más amplio posible manteniendo la integridad de las estructuras anatómicas implicadas. Cada articulación tiene un límite natural de movimiento que depende de los huesos, ligamentos y de la cápsula articular<sup>12</sup>.

Para Fartel (1975) la MA está determinada genéticamente, y depende de la forma y del comportamiento mecánico de los huesos que componen la articulación, al igual que las superficies articulares<sup>13</sup>.

La flexibilidad se puede describir en relación con el movimiento de una sola articulación como la rodilla o cadera, o bien con el movimiento de una serie completa de articulaciones, como la columna vertebral, que se mueve globalmente para una armonía en flexión, extensión o rotación del tronco<sup>8</sup>.



**Figura 1. Demostración de flexibilidad en gimnasta.<sup>ii</sup>**

La falta de flexibilidad en una articulación o durante una fase del movimiento afecta a toda la cadena cinética. Una persona puede tener un óptimo grado de movilidad en todas las articulaciones del cuerpo, excepto una, lo cual tendría que corregir para que esa persona funcionase con “normalidad”<sup>4,1</sup>.

<sup>ii</sup> Tomado de Colaboradores de Wikipedia. Carmen Acedo Jorge [en línea]. Wikipedia, La enciclopedia libre, 2014 [fecha de consulta: 6 de octubre del 2014]. Disponible en <[http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Carmen\\_Acedo\\_Jorge&oldid=77339534](http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Carmen_Acedo_Jorge&oldid=77339534)

Por otro lado la elasticidad, es la capacidad para recuperar su forma y posición original una vez cesa la fuerza externa que lo deformó. Por su parte el estiramiento es la variación de longitud que sufre un músculo tras aplicar una fuerza, y por tanto se suelen utilizar para mejorar o mantener la flexibilidad. Si un estiramiento sobrepasa un límite máximo aparecen las deformaciones o roturas<sup>11,12</sup>.

Con frecuencia escuchamos hablar de stretching, cuya traducción literal es estiramiento, por lo que de principio tienen igual significado. Sin embargo en el ámbito deportivo, stretching se usa para referirnos a más de una cadena o grupo muscular, por lo que tiene un carácter más global<sup>14,15</sup>.

### 1.1.1. Factores anatómicos que limitan o pueden limitar la flexibilidad.

Varios son los factores anatómicos que pueden limitar la movilidad de una articulación en toda su amplitud:

- Los músculos y sus tendones junto con las vainas de la fascia circundante, suelen ser los responsables de limitar el grado de movimiento. Cuando realizamos ejercicios para mejorar la flexibilidad de una articulación particular, se intenta aprovechar las grandes propiedades elásticas del músculo. Con el tiempo se consigue aumentar esa elasticidad y que la articulación tenga mayor movilidad, lo que se traduce normalmente, en músculos más elásticos y flexibles<sup>16</sup>.
- El tejido conjuntivo que rodea la articulación, como los ligamentos y la cápsula articular pueden perder su elasticidad en casos de inmovilización durante cierto tiempo de una articulación. Este proceso se puede apreciar tras intervenciones quirúrgicas, aunque también podemos encontrarlo ante largos periodos de inactividad<sup>7,8</sup>. Por contra también hay casos de hiperlaxitud.

- La estructura ósea limita en punto final del grado de MA. Es el caso que encontramos tras fracturas óseas, donde hay depósitos de calcio excesivos a nivel del espacio articular, lo que limita la movilidad completa de la articulación en cuestión<sup>8,17</sup>.
- La grasa también puede limitar la movilidad completa de una articulación. Por ejemplo la grasa abdominal puede impedir la realización completa de la flexión de tronco<sup>18,19</sup>.
- La piel también nos puede impedir la MA, sobre todo si la lesión o incisión implica una incisión o desgarró de piel, especialmente sobre una articulación si forma un tejido cicatricial inelástico<sup>16</sup>.
- El tejido neural también puede limitar la MA, ya que una compresión aguda, microtraumatismo repetido crónico, desequilibrio muscular, disfunción articular o malas posturas pueden ocasionar cambios morfológicos en los tejidos neurales y la temida tirantez. Estos cambios morfológicos son el edema intraneural, hipoxia hística, irritación química éstasis microvascular... lo cual estimula los nociceptores y genera dolor. Este dolor ocasiona espasmos musculares y rigidez refleja de la musculatura para proteger las estructuras neurales inflamadas, lo cual altera el patrón de movimiento normal.<sup>20,21</sup>

La mayoría de estas causas limitantes de MA son susceptibles de mejorar con estiramientos, excepto las alteraciones óseas, la edad y el sexo<sup>11,13,22</sup>.

Así pues, además de la propia MA, la flexibilidad también depende en gran medida de las propiedades de movilidad y extensibilidad de los músculos, tendones, de la piel, de los planos de deslizamientos subcutáneos más o menos profundos y de los envoltorios conjuntivos principalmente<sup>8,17</sup>.

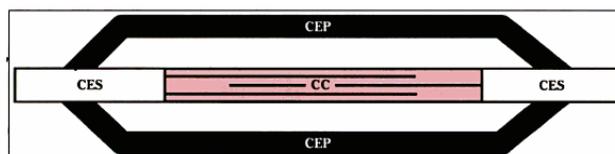
Sin embargo, no hay unanimidad entre los investigadores que han valorado la extensibilidad muscular en relación a la edad en niños. Para unos, no existe correlación entre la maduración sexual y el descenso de la flexibilidad en adolescentes<sup>22</sup>, mientras para otros hay una relación estadísticamente

significativa entre la falta de extensibilidad y la fase del estirón en adolescentes<sup>23-26</sup>.

## 1.2. Componentes del músculo.

El músculo o la unidad miotendinosa (UMT) se puede representar como un sistema de tres componentes según el modelo de Hill (Figura 2)<sup>8,17,27</sup>:

- Un componente activo constituido por la parte contráctil de músculo: las miofibrillas; se les atribuye una reserva de extensibilidad muy importante, hablando de entre el 20 al 50% de la longitud en reposo del músculo. Sin embargo, esta extensibilidad desciende ante un estado de contracción muscular (CM) donde los filamentos de actina y miosina se entrelazan y ocasionan una rigidez activa que disminuyen la extensibilidad, tanto como intensa sea la CM.
- Un componente pasivo compuesto por los elementos elásticos seriados (localizados a nivel de los tendones pero también a nivel de la interacción actina-miosina).
- Un componente pasivo formado por los elementos elásticos en paralelo (localizados a nivel del sarcolema y del tejido conjuntivo). Las capas conjuntivas (en paralelo) poseen mayor extensibilidad que los tendones (seriados), pero menos que el componente contráctil.



**Figura 2. Modelo de Hill<sup>iii</sup>.**

Las fibras musculares están formadas por numerosas miofibrillas, que a su vez están constituidas por una cantidad elevada de filamentos. A su vez las miofibrillas están compuestas por unidades más pequeñas llamadas sarcómeros. Estas unidades básicas están constituidas por la unión de miofilamentos de actina y miosina, que se enlazan y desenlazan unas respecto a otras durante la CM y relajación respectivamente, provocando acortamiento o vuelta a la calma según caso. Cada sarcómero está limitada a su vez por tejido conjuntivo en sus extremos, las estrías Z, sobre las que encajan los miofilamentos de miosina<sup>27</sup> (Figura 3).

El componente contráctil (CC) del músculo está rodeado por capas conjuntivas, las cuales están dispuestas de forma paralela a las fibras musculares (componente elástico en paralelo (CEEP)) y por los tendones y estrías Z, colocadas en el eje longitudinal de las fibras musculares (componente elástico en serie (CES)). Tanto el CEEP como el CES están compuestas por fibras elásticas que se estiran fácilmente y, de igual forma, recupera su longitud original cuando desaparece la fuerza deformante. El principal componente de las fibras elásticas es la elastina, proteína muy insoluble. Por su parte, en fibras elásticas musculares la elastina está rodeada por las miofibrillas, cuyo componente principal es la fibrilina (muy hidrófila), lo que permite la formación de estructuras fibrilares elásticas<sup>1,17,27</sup>.

<sup>iii</sup> Tomado de Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 1ª ed. Panamericana;1998

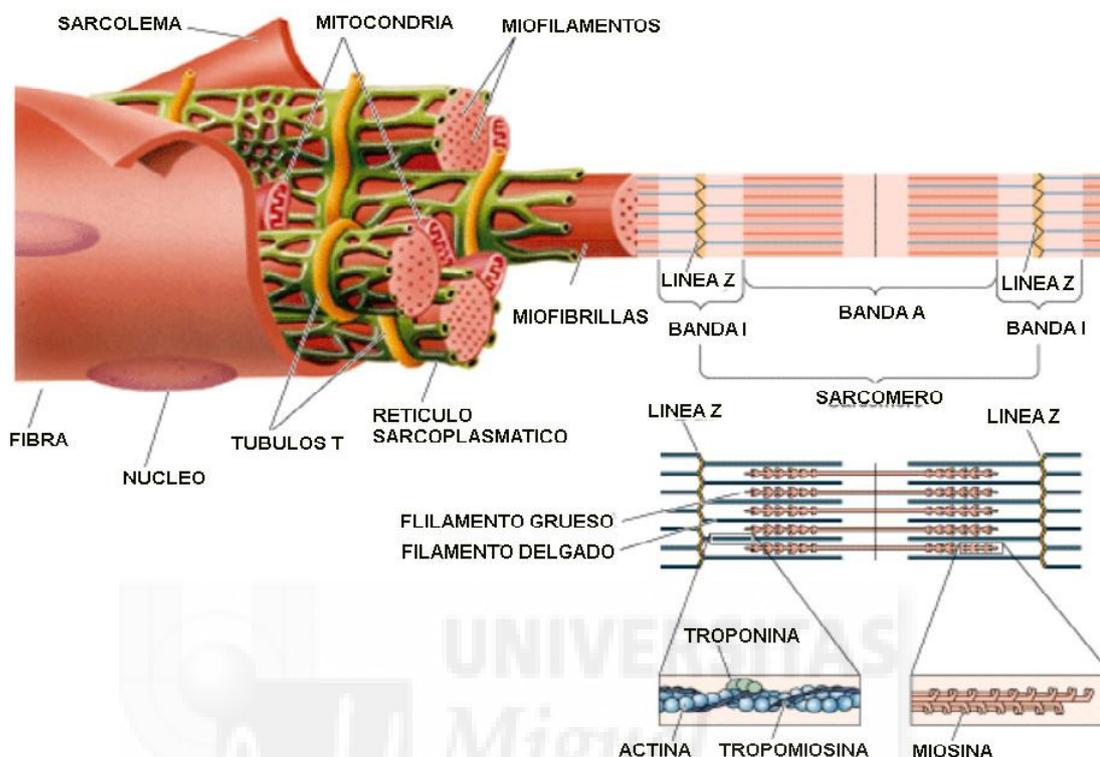
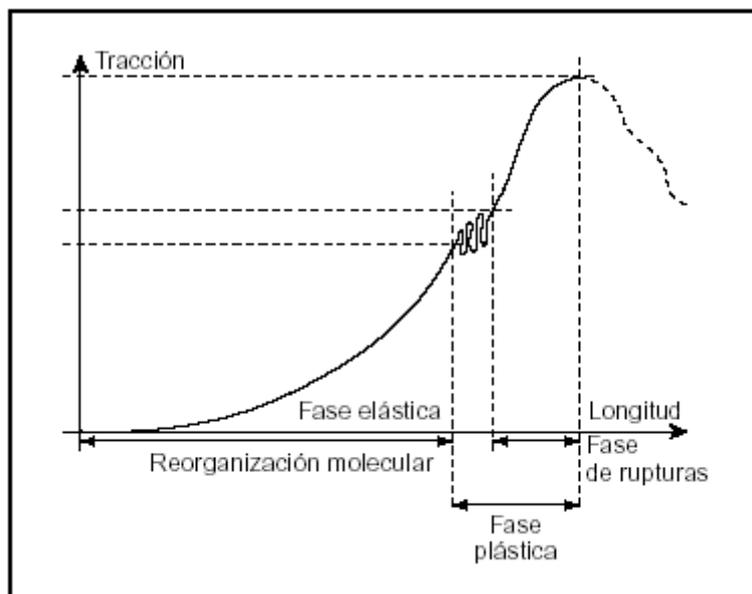


Figura 3. Organización de la fibra muscular<sup>iv</sup>.

Las fibras elásticas se comparan comúnmente con fibras colágenas, ya que están estrechamente vinculadas, y normalmente se entrelazan y combinan para dar lugar a fibras elásticas y fibras de colágeno. Cuando el porcentaje de esta asociación sea mayor de las elásticas la amplitud de movimiento que permitirá será mayor, y cuando prevalezcan las colágenas, el movimiento será más limitado<sup>17,27</sup>.

Por su parte las fibras elásticas ceden con el estiramiento, y vuelven a su longitud anterior con el cese de la fuerza, y solamente cuando son estiradas aproximadamente el 150% de su longitud original es cuando alcanzan el punto de ruptura<sup>28,29</sup> (Figura 4).

<sup>iv</sup> Tomado de Fisiología muscular, componentes del músculo, Actividad Física Y Deporte[sede Web].[actualizada el 4 de abril de 2014; acceso 20 de agosto de 2014] Disponible en: <http://magisnef.wordpress.com>



**Figura 4. Respuesta de las fibras musculares frente al estiramiento<sup>v</sup>.**

Como hemos dicho las sarcómeras muestran unas bandas tensas de distinta tonalidad dispuestas transversalmente en el eje de la fibra. En ella podemos distinguir varias bandas y zonas diferenciadas vistas al microscopio<sup>17</sup>:

- Las bandas I que son más claras ya que son isótropas.
- Las bandas A que son las zonas oscuras anchas y son anisótropas.
- La línea o estría Z (zwischen, “entre” en alemán) ubicadas en el centro de la banda I, y que se diferencia por ser una línea más oscura.
- La zona H, ubicada en el centro de la banda A, y siendo diferenciada por su tonalidad más clara. Es sólo visible cuando la sarcómera está relajada, ya que durante la CM se acorta y

<sup>v</sup> Tomado de Rodríguez-Fernández AL et al. Normative data for elongation of the triceps surae muscle by goniometry. Fisioterapia: 25(1); 2003

arrastra los filamentos de actina hacia ella dándole la misma tonalidad y apariencia que la banda A.

- En la posición central de la banda H localizamos una línea más oscura llamada línea M.

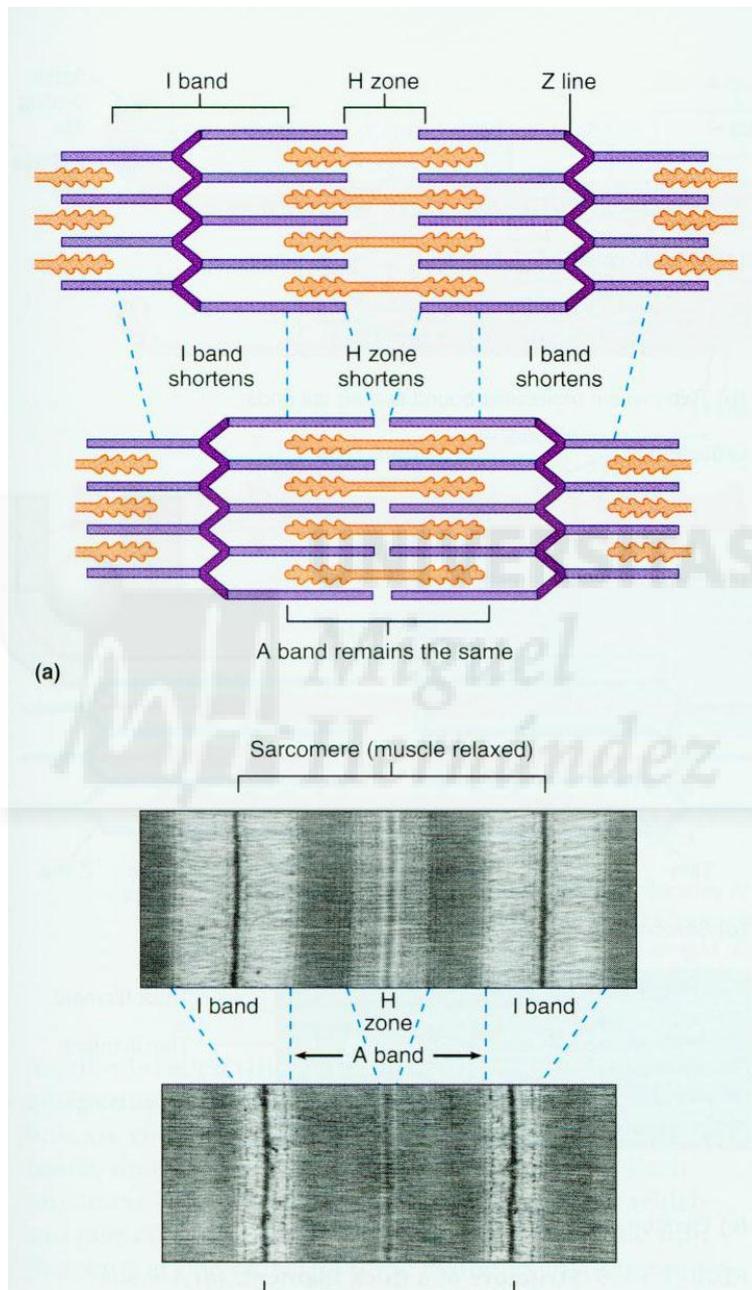
Una sarcómera comprende el conjunto de filamentos delgados y gruesos situados entre dos líneas Z. Esta disposición altamente ordenada nos ofrece una alternancia entre zonas claras y oscuras cuando lo observamos con microscopio<sup>17</sup> (Figura 5).

En las sarcómeras podemos diferenciar dos tipos pequeños de filamentos de proteínas responsables de la CM. La actina es el filamento más delgado, y la miosina el más grueso. Cada miofibrilla se compone de unos 3,000 filamentos de actina y unos 1.500 filamentos de miosina. La actina corresponde con la banda I, donde sólo encontramos filamentos delgados, mientras que la miosina es localizable en la banda A, en donde podemos encontrar tanto filamentos de actina como de miosina<sup>17,27</sup>.

Como vemos la UMT tiene una organización muy particular y compleja, lo que la hace especialmente heterogénea con distintos tipos de estructuras contráctiles y no contráctiles. Por un lado, contamos con la presencia de la actina y miosina como componentes contráctiles y capaces de generar fuerza, movimiento y que afectan o pueden afectar a la rigidez. Por otro lado, contamos con componentes no contráctiles como la tinina, que proporciona propiedades elásticas a la fibra muscular y participa en la resistencia pasiva<sup>8,17,27</sup>.

Para reforzar esta heterogeneidad contamos con los tendones, cuyo principal componente es el tejido conectivo fibroso, formado principalmente por colágeno. A su vez las propiedades principales del colágeno son la resistencia a la tensión y su relativa inextensibilidad. El colágeno (tropocolágeno) tiene una estructura estriada en el tendón, dispuesto en haces ondulados formando fascículos, los cuales están compuestos por fibrillas y éstos por subfibrillas. Las fibrillas están orientadas en la dirección de la tensión fisiológica normal, para poder resistir el movimiento. Por tanto resisten la tensión y le confieren un

alargamiento muy escaso. Todo ello se ilustra en el modelo propuesto por Hill: componente contráctil, elástico en serie y elástico en paralelo<sup>27,30</sup>.



**Figura 5. Sarcómero relajado y contraído<sup>vi</sup>.**

<sup>vi</sup> Tomado de Apuntes de Anatomía Aplicada, [IES Rayuela (Móstoles)]; [actualizado Febrero de 2014; acceso 20 de mayo de 2014] Disponible en <http://ies.rayuela.mostoles.educa.madrid.org>

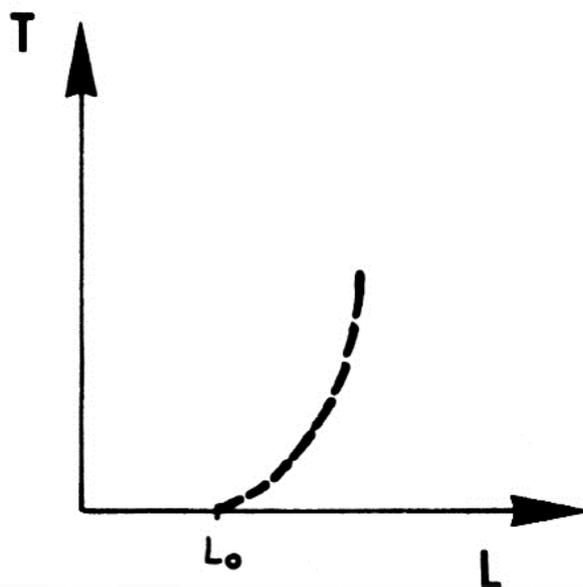
El componente tendinoso es el menos extensible, estimándose entre el 4 al 10% de su longitud, mientras que la reserva de extensibilidad del CC es muy alta, estando entre el 20 al 50% de su longitud en reposo. Por su parte, el CEEP tiene mayor extensibilidad que los tendones aunque menos que el tejido contráctil muscular<sup>17</sup>.

Cuando se ejerce un esfuerzo constante sobre una UMT, el alargamiento afecta casi de forma exclusiva a la estructura contráctil y a sus capas, es decir, al elemento central que es el más extensible. Si la intensidad de la fuerza de tracción se mantiene, la fase de alargamiento puede implicar, aunque a baja intensidad, el alargamiento de los extremos tendinosos<sup>17,27,30</sup>.

Un músculo no activado se deja extender cuando se aplica una fuerza a uno de sus extremos, pero esta extensibilidad no es homogénea, y el estiramiento progresivo, aunque fácil al comienzo, hace aparecer una tensión de crecimiento exponencial representada por la curva tensión-longitud de un músculo inactivado. El alargamiento no es linealmente proporcional a la fuerza de estiramiento<sup>27</sup> (Figura 6).

Este elemento no sólo debe tenerse en cuenta en el marco de la fisioterapia pasiva sino también en el de la fisioterapia activa: al realizar un movimiento activo el músculo opuesto estirado induce un aumento de la resistencia intrínseca frenando el desplazamiento y se convierte en muchos casos en el principal factor de limitación del desplazamiento articular<sup>31</sup>.

La supresión instantánea de la fuerza de estiramiento aplicada a un músculo no activado provoca su acortamiento, resultado de su propiedad elástica. Este acortamiento se efectúa en dos fases: una de ellas inmediata y rápida, precede a la otra, lenta y retardada, lo que demuestra una elasticidad imperfecta. Ésta se debe a que las miofibrillas están inmersas en un líquido viscoso muy rico en agua llamado sarcoplasma, lo que le aporta propiedades viscoelásticas comparables a un amortiguador telescópico de la parte delantera de las motocicletas<sup>15,31,32</sup>.



**Figura 6. Relación tensión-longitud durante tensión pasiva. La tensión aparece más allá de la longitud de equilibrio  $L_0$  del músculo y crece en forma exponencial.<sup>vii</sup>**

Así como la tensión depende de la velocidad de movilización, también depende del hecho que la precede: para una misma tensión es mayor después de un acortamiento; este es el fenómeno de histéresis. Estas propiedades se asocian al CES<sup>9,27</sup>.

La tensión consecutiva a un estiramiento rápido y la inmediatez de la primera fase de acortamiento son elementos interesantes para la reactivación de una actividad muscular, pues el estiramiento de los husos neuromusculares favorece la CM por reflejo miotático de estiramiento<sup>30</sup>.

<sup>vii</sup> Tomado de Génot C. *Kinesioterapia: Principios y Miembros inferiores*. Madrid: Panamericana.; 2005

### 1.3. Tipos de músculos.

Los músculos del cuerpo humano están formados por diferentes tipos de unidades motoras (UM) intercaladas entre sí. Una UM está formada por una motoneurona más las fibras musculares a las que inerva. Además las fibras musculares de una UM son del mismo tipo, pero no todas las fibras del músculo esquelético tienen las mismas características mecánicas y metabólicas. Así pues, la velocidad máxima de CM, la fuerza y la fatigabilidad de cada músculo dependen de la proporción de los distintos tipos de fibras<sup>30,33</sup>.

La mayoría de los músculos están compuestos fundamentalmente por dos tipos de UM. Hay unidades motoras lentas (UML), de umbral bajo, tónicas y unidades motoras rápidas (UMR), de umbral alto, fásicas. Han sido identificados otros tipos de UM, pero esta clasificación básica resulta útil para el cumplimiento de los objetivos de la rehabilitación<sup>34</sup>.

#### 1.3.1. Clasificación de las unidades motoras.

Las UML tienen un umbral bajo de activación, baja velocidad de CM y son resistentes a la fatiga. Por el contrario, las UMR tienen un umbral alto de activación, elevada velocidad de CM, elevada fuerza de CM y se fatigan rápidamente. Está más que demostrado que durante las actividades de la vida diaria, existe un reclutamiento predominante de las UML<sup>35</sup>.

Si hablamos de la función muscular, todo músculo tiene una capacidad funcional básica independientemente de sus propiedades predominantes, bien sean lentas o rápidas. Así pues, todos los músculos esqueléticos tienen la capacidad de<sup>30,31,35</sup>.

- Acortarse concéntricamente para producir la amplitud de movimiento articular y acelerar los segmentos móviles del cuerpo, lo cual se denomina “movilidad funcional”.

- Mantener la posición isométricamente, lo cual se denomina “función de control postural”.
- Alargarse excéntricamente bajo tensión para decelerar el movimiento y controlar la excesiva amplitud de movimiento, lo cual se denomina “función de estabilidad”.
- Proporcionar un feedback aferente propioceptivo al Sistema Nervioso Central (SNC) para mantener la coordinación y la regulación de la rigidez y tensión muscular.

Algunos músculos son más eficientes en una de estas funciones y menos eficientes en otras. Incluso dentro de un mismo grupo de músculos sinergistas, algunos músculos están mejor dotados para ciertas funciones mientras que otros músculos están más dotados para funciones diferentes (Tabla 1). No todos los músculos son igualmente eficientes para el desarrollo de la fuerza y, para algunos músculos, desarrollar una fuerza elevada es perjudicial para realizar una función óptima<sup>36</sup>.

La mayoría de los músculos son más eficientes y generan la fuerza óptima cuando trabajan en el rango de movimiento medio. Sin embargo son ineficaces y funcionalmente débiles cuando son requeridos para funcionar de forma acortada o alargada con respecto a su longitud normal o habitual de base<sup>3,9,31</sup>.

Sin embargo cuando un músculo funciona habitualmente en una longitud alterada (acortada o elongada), entonces su relación longitud-puesta en tensión se adapta para que la posición en la que genera una fuerza óptima y eficiente cambie para conseguir el alargamiento o acortamiento relativo<sup>35</sup>.

La estructura muscular afecta también a su capacidad para generar fuerza. Los músculos con palancas largas (poliarticulares) son muy eficientes biomecánicamente para producir movimiento durante el acortamiento concéntrico. Pero no son especialmente eficientes en prevenir el movimiento excesivo durante el alargamiento excéntrico. Estos músculos tienen una función principalmente movilizadora. Los músculos con palancas cortas (monoarticulares) no son eficientes biomecánicamente para producir

movimiento durante el acortamiento concéntrico. Sin embargo, son muy eficientes durante el alargamiento excéntrico para limitar el movimiento excesivo y, por lo tanto, para la protección contra la sobretensión. Estos músculos tienen principalmente una función estabilizadora. Cuando un músculo tiene una palanca tan corta que produce un cambio mínimo de longitud, le confiere un potencial muy grande para controlar la traslación intersegmentaria, lo que le confiere una función eminentemente postural<sup>3,32,35</sup>.



**Tabla 1. Clasificación básica de las unidades motoras.**

	<b>TIPO I</b>	<b>TIPO 2b</b>
<i>Velocidad contracción</i>	Lentas	Rápidas
<i>Umbral de activación</i>	Bajo	Alto
<i>Nombre unidad motora</i>	S:slow (lenta)	FF: fast fatigable
<i>Color</i>	Rojo	Blanco
<i>Resistencia a fatiga</i>	Alta	Baja
<i>Diámetro</i>	Pequeño	Grande
<i>Consumo de ATP</i>	Bajo	Alto
<i>Metabolismo</i>	Oxidativo, aeróbico	Glucolítico, anaeróbico
<i>Número de mitocondrias</i>	Alto	Bajo
<i>Capilarización</i>	Alto	Bajo
<i>Mioglobina, citocromos...</i>	Alto	Bajo
<i>Contenido glucógeno</i>	Bajo	Alto
<i>Tipo contracción</i>	Lenta, mantenida	Rápida
<i>Tamaño de neuronas</i>	Pequeña	Grande
<i>Frecuencia de tetanización</i>	≈15Hz	≈60Hz
<i>Reclutamiento</i>	Muy frecuente	Poco frecuente
<i>Nº fibras/neurona</i>	Bajo	Alto
<i>Fuerza desarrollada</i>	Baja	Alta

### 1.3.1.1. Implicaciones funcionales de las funciones estabilizadora y movilizadora.

Los músculos con características funcionales predominantemente de estabilidad ayudan de manera óptima a la función del mantenimiento postural, antigravedad, estabilidad. Los músculos de estabilidad tienen mayor tendencia a la inhibición, a la flexibilidad excesiva, a la laxitud y a la debilidad en presencia de una disfunción (en términos de Janda: músculo postural)<sup>36</sup>.

Por otro lado, los músculos con características funcionales de movilidad predominantemente ayudan de manera óptima al movimiento rápido, acelerado y produce una fuerza o potencia elevadas. Los músculos que tienen función movilizadora muestran tendencia a la hiperactividad, pérdida de la extensibilidad y a la rigidez excesiva en presencia de disfunción (en términos de Janda: músculo fásico)<sup>36</sup>.

Tanto el sistema musculares local y como el global deben integrarse juntos para conseguir una función normal eficiente. Ningún sistema aislado puede controlar la estabilidad funcional de los segmentos móviles del cuerpo<sup>3,20</sup>.

En el caso de la musculatura que hemos estudiado, cumple todos los requisitos para encuadrarla dentro de músculos de movilización o movilizador global. Algunas de las funciones y características de los músculos movilizadores o fásicos son<sup>37-39</sup>:

- Son músculos poliarticulares y normalmente superficiales.
- Genera momentos de torsión para producir amplitud de movimiento articular.
- Su CM da lugar a un cambio de longitud concéntrico: producción concéntrica de movimiento (en lugar de contracción excéntrica).
- Aceleración concéntrica del movimiento (especialmente en el plano sagital: flexión-extensión)
- Absorción de impactos de carga elevada.

- La actividad muscular es muy dependiente de la dirección de movimiento.
- Actividad muscular intermitente (muchos patrones fásicos de actividad on/off a menudo a ráfagas y de actividad breve) para acelerar el segmento móvil, entonces el momento de actividad on mantiene en movimiento. Además está muy influenciado por la actividad de los músculos antagonistas.
- No controla la traslación articular durante su funcionamiento básico.

Existen evidencias de las posibles disfunciones del control muscular global de los músculos movilizadores o fásicos. Las disfunciones podemos clasificarlas en 3 grupos diferentes:

- *Pérdida de extensibilidad miofascial*, lo cual limita la movilidad fisiológica y accesoria, y que consecuentemente debe ser compensado para el correcto funcionamiento de nuestro sistema global, y mantener así la homeostasis. Este cambio asociado a la longitud se relaciona con la función o disfunción muscular. Kendall y cols (1993) describen un acortamiento adaptativo, como resultado del mantenimiento de un músculo en una posición acortada. Esto ocurre más comúnmente en los músculos biarticulares como es el caso de los isquiosurales<sup>39</sup>.
- La pérdida de extensibilidad de la musculatura biarticular puede ocasionar debilidad de estiramiento. Ésta se define como la debilidad que resulta en los músculos que permanecen en una posición alargada más allá de su posición neutra de descanso y se relaciona con la duración de alargamiento y no con su severidad. Esto ocurre más con los monoarticulares y se corrige aliviando la tensión, acortándose y manteniéndose en su longitud óptima de reposo<sup>3,39</sup>.
- *Desequilibrio en el reclutamiento*: entre músculos sinergistas o antagonistas. La musculatura tendrá un umbral bajo hiperactivo, y por tanto un reclutamiento de baja carga, siendo ésta una característica de la musculatura estabilizadora o postural. Por tanto, la musculatura estará sometida a un trabajo continuo que no está adaptado a realizar<sup>36-38</sup>.

- *Rigidez relativa-flexibilidad relativa* (dependiente de la dirección). La musculatura reacciona al dolor y a la patología mediante un “espasmo”. Así, si los músculos poliarticulares carecen de extensibilidad o generan una tensión excesiva, limitan el movimiento normal que, para mantener la función normal, debe ser compensado en otra parte del sistema de movimiento. Si estos músculos están relacionados con movimientos funcionales, entonces se desarrolla un movimiento excesivo o incontrolado en la articulación que es controlada inadecuadamente por los músculos monoarticulares relacionados con la restricción adyacente. Durante los movimientos funcionales en una dirección específica, se refuerza la hipermovilidad y se carga repetidamente, dando lugar a una patología tisular<sup>3,38</sup>.

Como ejemplo tenemos el estudio que Sharmann (2002) realizó, valorando la maniobra de flexión lumbar. Si los isquiotibiales son relativamente más rígidos que los extensores lumbares, durante la inclinación hacia adelante, la cadera carece de la flexión anterior suficiente, lo cual ocasiona una hiperflexión de columna para compensar el déficit. Esto puede predisponer al dolor lumbar mecánico<sup>38</sup>. Esola y cols. (1996) midieron que los sujetos con una historia de dolor lumbar bajo durante el inicio de la inclinación hacia delante flexionan más su columna lumbar, y además tienen los músculos isquiosurales más rígidos que los sujetos sin historia de dolor lumbar<sup>40</sup>. Hamilton y Richardson (1998) sostienen esto y mostraron que los sujetos sin dolor lumbar pueden mantener activamente la alineación neutra de la columna durante una inclinación anterior de 30 grados (flexión de cadera) en sedestación, pero los sujetos con dolor lumbar bajo no pueden. Los sujetos con dolor lumbar pierden la alineación neutra antes de una extensión mayor, lo cual indica que la columna es relativamente más flexible en sujetos con dolor lumbar bajo<sup>41</sup>.

Para una estabilidad, armonía y buen funcionamiento debe existir un equilibrio entre los estabilizadores y los movilizadores en todos los sectores del cuerpo humano. La musculatura isquiosural es parte importante en la cintura pélvica, que podemos decir que es una de las partes externas en donde es muy

frecuente que acontezcan patrones de desequilibrio muscular, donde la musculatura isquiosural se vuelve dominante y adquiere la función de músculo estabilizador, o crean restricciones que tienen como resultado patrones compensatorios de movimiento. Estos patrones compensatorios pueden presentarse como puntos débiles de baja carga (deficiencias del control motor) o puntos débiles de carga elevada (debilidad o deficiencias en la fuerza) de las funciones musculares de estabilidad global<sup>37,40,41</sup>.

#### **1.4. Isquiosurales: anatomía, biomecánica y funciones<sup>39,42-46</sup>**

Cuando se pregunta por el grupo muscular más rígido, siempre se coincide en la misma respuesta: los músculos isquiosurales<sup>39,43</sup>.

La mayoría de actividades deportivas precisan una flexibilidad normal, al igual que otras, como la gimnasia, ballet, judo... requieren mayor flexibilidad para un rendimiento ideal. Con esto se deduce que si la flexibilidad está restringida o limitada, el rendimiento posiblemente disminuya. En el caso de los isquiosurales cortos o faltos de elasticidad, probablemente se pierde velocidad ya que estos músculos restringen la capacidad de flexión de la articulación de la cadera, y por tanto se acorta la longitud de la zancada. Además la falta de flexibilidad provoca patrones de movimientos extraños y/o descoordinados que causan la pérdida del control neuromuscular<sup>39,43</sup>.

La mayoría de los preparadores físicos están de acuerdo en que una buena flexibilidad es esencial para el éxito en el deporte, aunque sus ideas se basan más en la observación que en la investigación clínica. A su vez también piensan que se pueden prevenir lesiones de la UMT si mantenemos una buena flexibilidad, incluyendo los ejercicios de estiramiento previos a una actividad intensa, actividad que no tiene datos científicos contrastados que la respalden a día de hoy<sup>10,14</sup>.

La medición exacta del grado de MA pasiva y activa de una articulación resulta realmente compleja. De todos los aparatos usados, el más sencillo y usado es el goniómetro, que alinea los brazos del goniómetro en paralelo con el eje longitudinal de los dos segmentos implicados en el movimiento a medir, obteniendo resultados razonablemente precisos<sup>31,47</sup>. Sin embargo, si queremos realizar medición con aparatos de mayor sensibilidad, es aconsejable el uso de un inclinómetro como recomienda diferentes autores<sup>48-50</sup>.

Los isquiosurales o comúnmente mal llamados isquiotibiales son un grupo muscular localizado en la parte posterior del muslo (Figura 7), y cuyas acciones son extensión de cadera, flexión de rodilla, pueden actuar tanto en la rotación interna como externa de rodilla, así como limitar o controlar la traslación anterior de la tibia respecto al fémur. Este grupo muscular está compuesto por:

- Semitendinoso.
- Semimembranoso.
- Bíceps corto.
- Bíceps largo.



**Figura 7. Musculatura de la parte posterior del muslo<sup>viii</sup>.**

<sup>viii</sup> Tomado de Netter FH. Atlas de Anatomía. Barcelona: Masson, 1991.

○ **El semitendinoso.**

El semitendinoso tiene su origen en la cara posterior de la tuberosidad isquiática en un tendón común con la porción larga del bíceps femoral. Su inserción superior está situada hacia afuera del ligamento sacro-ciático mayor y hacia adentro del semimembranoso<sup>39,44</sup> (Figura 8).

El cuerpo carnoso que continúa del tendón recorre el muslo siendo atravesado oblicuamente por una intersección aponeurótica en su parte media. El músculo se dirige hacia abajo y hacia adentro cubriendo el semitendinoso.

Termina con un tendón largo y delgado que pasa por detrás del cóndilo interno, dirigiendo varias fibras hacia la aponeurosis tibial y finaliza en la parte superior de la cara interna de la tibia a nivel de la pata de ganso por detrás del sartorio y por debajo del recto interno. Se pueden observar dos bolsas serosas separándolo del sartorio por delante y del ligamento lateral interno (LLI) por detrás<sup>39,44,46</sup>.

Está inervado por el nervio ciático mayor a través de las raíces L4-L5-S1-S2-S3<sup>42,45</sup>.

En sus acciones es complementario a las del semimembranoso, aunque por su parte añade un parámetro de rotación interna más marcado. Es flexor de la pierna sobre el muslo, participa en la extensión de la pierna sobre la pelvis. Cuando trabaja para la cadena de flexión, flexiona rodilla y la posterioriza al tiempo que el psoas realiza la flexión de cadera. Cuando estamos ante un gesto en que hay un trabajo concéntrico de la cadena de extensión (recto anterior del cuádriceps), participa pasivamente con un trabajo excéntrico en la extensión de la rodilla, lo que culmina con el alineamiento de la rodilla. Ante un caso de dominio de la cadena extensora se impone el recurvatum, lo que pone en acción el trabajo excéntrico de los isquiosurales oponiendo resistencia. Este recurvatum es debido al exceso de hipertonicidad del recto anterior, que acaba por distender la cobertura condílea. El semitendinoso determinará una rotación interna de la tibia en extensión. Además el semitendinoso participa en la

estabilidad de la rodilla, protegiendo el LLI<sup>43,44</sup>.

○ ***El semimembranoso.***

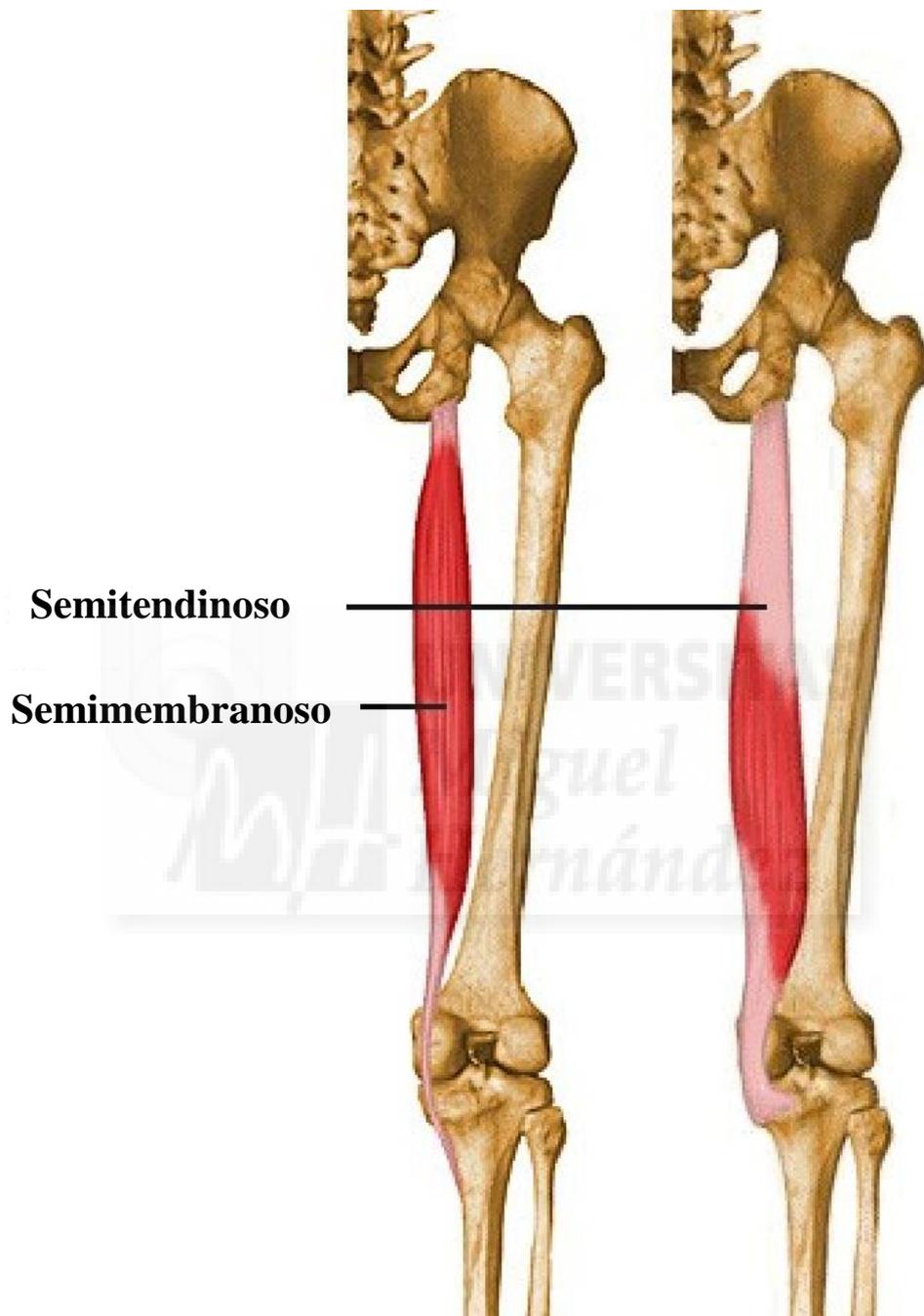
El semimembranoso tiene su origen en el isquión, en la parte externa de la tuberosidad isquiática, hacia afuera del tendón común en el semitendinoso y en la porción larga del bíceps. Este tendón es de origen grueso, el cual continúa por una membrana tendinosa amplia hasta en centro del muslo. El cuerpo muscular es el más profundo del grupo isquiosural, y en su recorrido se va separando de la membrana tendinosa siguiendo una línea oblicua hacia abajo y hacia afuera. Las fibras oblicuas se dirigen hacia abajo y hacia adentro. Tras un breve trayecto, acaban por debajo del centro del muslo sobre la zona tendinosa a lo largo de la cara interna del músculo<sup>39,44</sup> (Figura 8).

El tendón terminal es grueso y resistente uniéndose al extremo proximal de la tibia. Tras pasar detrás del cóndilo femoral envía una expansión tendinosa sobre la aponeurosis de la pierna, para poco después dividirse en tres fascias<sup>44,46</sup>:

- Un tendón directo que se une a la cara posterior de la tuberosidad tibial.
- Un tendón reflejo que pasa bajo el LLI por un canal horizontal para acabar en la cara interna de la tuberosidad interna de la tibia.
- Un tendón recurrente llamado ligamento poplíteo oblicuo, el cual se extiende en dirección superolateral para insertarse en el cóndilo lateral externo y en el sesamoideo externo.

Está inervado por el nervio ciático mayor a través de las raíces L4-L5-S1-S2<sup>42,45</sup>.

Como funciones es flexor de la pierna, extiende el muslo sobre la pelvis e imprime a la pierna una rotación interna<sup>43,44</sup>.



**Figura 8. Músculos semitendinoso y semimembranoso<sup>ix</sup>.**

---

<sup>ix</sup> Tomado de Universitat de les Illes Balears OCW, [actualizada 2 de Abril de 2007; acceso 26 de Agosto de 2014], Disponible en: <http://ocw.uib.es/>.

Desde el punto de vista de las cadenas musculares podemos enriquecernos en la fisiología de este músculo como describimos a continuación<sup>44,46</sup>:

- A nivel proximal desciende el isquion y realiza la posterioridad ilíaca, lo cual es un movimiento que se inscribe en la flexión de tronco.
- A nivel distal flexiona la rodilla. A esta flexión se añade el deslizamiento posterior de la tibia por debajo del fémur.
- Participa también en el equipo de las tensiones sobre el ligamento cruzado anteroexterno (LCAE).
- En extensión forzada, el semimembranoso está en situación excéntrica. La tensión de su parte proximal, más las informaciones propioceptivas enviadas por la cápsula y los ligamentos, en particular el LCAE, desencadenarán su CM.

Esta fuerza de reacción valoriza el contraapoyo del tendón terminal sobre el cóndilo interno. El tendón terminal, sujeto hacia adentro por el tendón reflejo, y hacia afuera por el tendón recurrente, imprime un empuje de antepulsión sobre el cóndilo interno. La presencia de numerosas bolsas serosas en la parte posterior de la rodilla señala esta clase de acción para varios músculos. El LCAE se ve protegido tanto en flexión como en extensión por el semimembranoso. Por eso es considerado como uno de los ligamentos activos al servicio del LCAE<sup>43,44</sup>.

○ ***El bíceps femoral.***

- La porción larga se inserta en el isquión por fuera del semitendinoso por un tendón común, y hacia adentro de la inserción del semitendinoso. En su recorrido se dirige hacia abajo y ligeramente hacia afuera, y al separarse del semitendinoso delimitan el triángulo superior del hueco poplíteo (Figura 9).

- La porción corta se inserta en la mitad inferior del labio externo de la línea áspera. La inserción se realiza también sobre el tabique intermuscular externo del muslo que lo separa del vasto externo. En su recorrido acompaña a la cabeza larga (Figura 9).

Ambos finalizan con un tendón común ancho y plano que pasa detrás del cóndilo externo. Su inserción es en el extremo superior del peroné, hacia afuera de la inserción del ligamento lateral externo (LLE), del que se separa por una bolsa serosa. Su inserción flanquea la tuberosidad externa de la tibia por una fascia tendinosa horizontal. Por último, una ramificación finaliza en la aponeurosis tibial<sup>43,44,46</sup>.

El bíceps femoral está inervado por el nervio ciático mayor a través de sus raíces L4-L5-S1-S2-S3<sup>42,45</sup>.

Como todo el grupo isquiosural, su función es flexionar la rodilla y extender el muslo sobre la pelvis, aportando un parámetro de rotación externa a la pierna. Participa en la posterioridad ilíaca, mientras el psoas flexiona la cadera<sup>39,44</sup>.

La porción larga del bíceps, durante el trabajo concéntrico de la cadena de extensión (recto anterior) participará pasivamente, por su extensión excéntrica, en la extensión de rodilla imprimiéndole una tracción posterior sobre la cabeza del peroné. Esta tensión sobre la cabeza del peroné favorecerá la rotación externa de la pierna si los músculos de la pata de ganso lo permiten. En caso contrario, es la articulación peroneotibial la que absorberá estas tensiones. La cabeza del peroné podrá subluxarse en posterioridad<sup>43</sup>.

Las porciones larga y corta del bíceps participan en la estabilidad externa de la rodilla. Su tendón terminal está separado del cóndilo externo femoral por una bolsa serosa. El tendón podrá adaptarse a las fuerzas de la rodilla cuando es requerido en varo<sup>43,44</sup>.

Además el bíceps colabora con el LLE, además de desarrollar un papel propioceptivo en relación con el LCAE. En flexión, participa en el deslizamiento posterior de la tibia bajo el fémur<sup>39,43,44</sup>.



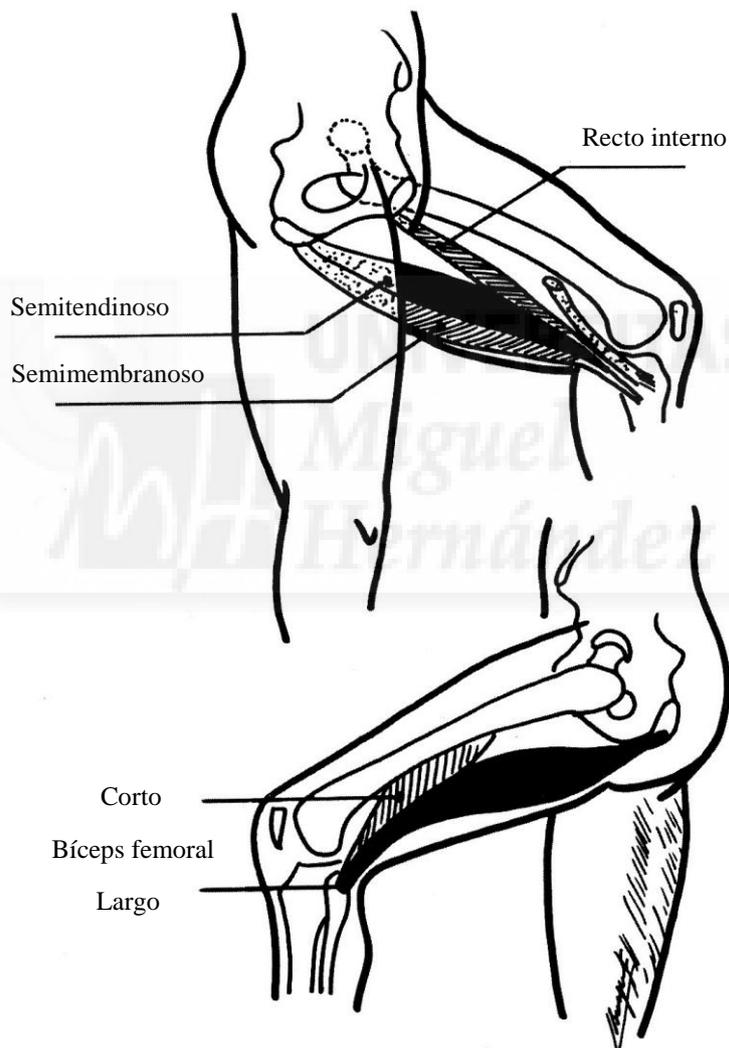
**Figura 9. Músculo bíceps femoral<sup>x</sup>.**

---

<sup>x</sup> Tomado de Universitat de les Illes Balears OCW, [actualizada 2 de Abril de 2007; acceso 26 de Agosto de 2014], Disponible en: <http://ocw.uib.es/>.

En extensión, tendrá una acción de antepulsión sobre el cóndilo externo. Sin embargo, ejerce un contacto más lateral sobre el cóndilo externo que su equivalente el semimembranoso sobre el cóndilo interno. Su acción de antepulsión será completada por el poplíteo y el gemelo externo<sup>39,43</sup>.

En la Figura 10 los músculos isquiosurales en proyecciones medial y lateral.



**Figura 10. Vista medial y lateral de los músculos isquiosurales<sup>xi</sup>.**

<sup>xi</sup> Tomado de Busquet L. La pubalgia. En: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona: Paidotribo; 2008

## 1.4.1. Disfunción muscular.

### 1.4.1.1. Restricciones de movilidad.

El desarrollo de restricciones dentro del movimiento normal es más común de lo que pensamos. Estas restricciones pueden ser pasivas o activas, pudiendo afectar tanto a la traslación accesoria como a la amplitud fisiológica disponible de una articulación<sup>36,37</sup>.

Las restricciones pasivas pueden implicar:

- Pérdida de la extensibilidad de estructuras contráctiles normales (acortamiento muscular)
- Pérdida de extensibilidad en estructuras de tejidos conectivos (acortamiento de cápsula o cambios óseos (osteofitos) que contribuyan a reducir los movimientos pasivos disponibles de las articulaciones.

Las restricciones activas implican cambios mediados neuronalmente en los tejidos contráctiles. Esto puede manifestarse con una defensa o espasmo muscular como respuesta a movimientos sensibles al dolor o aumento de la tensión muscular-rigidez debido a patrones alterados del reclutamiento del músculo entre grupos musculares sinérgicos. Estos patrones alterados de reclutamiento muscular pueden sucesivamente estar relacionados con el sobreuso, sobreentrenamiento, carga postural o respuestas inadaptadas al dolor, estrés y factores psicosociales<sup>36-39</sup>.

El cuerpo adquiere restricciones con el tiempo por varias razones<sup>36,37</sup>:

- Lesión o incremento del tejido cicatricial.
- Respuestas de protección o defensivas.
- Acortamiento postural asociado a posiciones habituales y a la falta de movimiento.
- Cambios degenerativos en el tiempo.

- Exceso de uso.
- Hipertrofia y excesivo aumento de la rigidez intrínseca de los músculos.
- Dominancia del reclutamiento (a menudo relacionado con el exceso de uso habitual).
- Factores psicosociales.

A su vez, estas restricciones se presentan de diferentes formas:

- Pérdida de la capacidad de extensibilidad y estiramiento (medida con pruebas pasivas)<sup>27</sup>.
- Aumento de la rigidez relativa asociado a desequilibrio del músculo (exceso de fuerza), lo cual puede estar relacionado con cambios de secuencia de reclutamiento, dominancia anormal de reclutamiento o espasmos inducidos por patologías<sup>51</sup>.
- Disminución del contrapeso de los músculos estabilizadores asociado a desequilibrio muscular (pérdida de fuerza), lo que contribuye a no usar un RMA, y lo que originará una hipomovilidad (restricción articular)<sup>35</sup>.

Sea cual sea la causa de restricción el cuerpo normalmente compensa dichas restricciones aumentando el movimiento en otro lugar para mantener la función. Idealmente el cerebro y SNC decidirán la estrategia más adecuada para las demandas de las tareas funcionales y siempre y cuando la trayectoria o vía del movimiento sea bien controlado por un equilibrio de fuerzas en los sinergistas locales y globales, el sistema del movimiento le hará frente correctamente<sup>39,52,53</sup>.

En este punto quizá sería importante anotar que en caso de existir una rigidez relativa, debe existir una flexibilidad relativa para compensarla, como en nuestro caso en particular, donde el punto débil es el fallo en extensión lumbar<sup>3,36,39-41</sup>.

#### 1.4.1.2. El desequilibrio muscular.

Los desequilibrios de la fuerza entre los músculos con acciones opuestas a cada lado de una sola articulación pueden afectar al movimiento de esa articulación, cuando las fuerzas que contrapesan se alteran por una tracción hacia arriba o hacia abajo del músculo, el patrón de movimiento resultante muestra una desviación que está lejos del patrón ideal del movimiento. Esta desviación del ideal puede presentarse como movimiento de traslación anormal o como un desplazamiento de la trayectoria del centro instantáneo de movimiento (eje de rotación), como ocurre a menudo con el desequilibrio entre los rotadores internos y externos del hombro<sup>54</sup>.

Sin embargo la desviación de la trayectoria del movimiento puede también ocurrir en la amplitud funcional o fisiológica del movimiento (sin fallo traslatorio evidente)<sup>36,37</sup>.

Cuando la amplitud de movimiento está habitualmente aumentada o disminuida en una articulación en cualquier dirección específica entonces el tejido miofascial debería adaptarse proporcionalmente y aumentar o disminuir su extensibilidad para compensar la amplitud articular alterada. Con frecuencia, pero no siempre, existe una relación entre la pérdida de amplitud de movimiento en uno o más segmentos móviles, y el desarrollo de excesivo movimiento compensatorio en los segmentos adyacentes. Esto es lo que se conoce como desequilibrio muscular. Esto implica la compresión o pinzamiento anormal en algunos puntos del sistema articular o la tensión en otros puntos de la articulación. Estos movimientos defectuosos aumentan los microtraumatismos en los tejidos periarticulares y eventualmente exceden la tolerancia del tejido, lo cual puede acabar en disfunción o dolor<sup>35,39,48,49</sup>.

Aunque se acepta que es normal compensar las restricciones adquiridas para conservar la función, es complicado establecer, cuánta compensación es normal. Así pues, consideramos una disfunción cuando existe una carencia demostrable de control muscular del movimiento articular. Esta falta de control

puede asociarse a una disfunción en los tejidos miofascial, articular, neural o en el tejido conectivo<sup>6-16</sup>. Estos fallos o carencias de control pueden ser compensatorios para los tejidos restringidos en serie o en paralelo y se relacionan generalmente con<sup>3,35,36</sup>:

a) Flexibilidad relativa. El movimiento tomará la trayectoria de menor resistencia, por lo que en presencia de restricción la articulación podría adaptativamente moverse hacia la dirección de menor resistencia.

b) Desequilibrio muscular global. La trayectoria del movimiento será llevada hacia el vector más fuerte de la fuerza, por ejemplo el sinergista movilizador dominante.

Los movimientos funcionales inapropiados de estas situaciones están presentes como trayectorias pobremente controladas o trayectorias de movimientos mal adaptativos<sup>3,35-37</sup>.

Hay muchos factores que contribuyen a la carencia del control:

1. Compensación de la restricción para mantener la función. Es el caso de una flexión lumbar excesiva que compensa la restricción de la flexión de cadera por isquiosurales cortos<sup>3,35</sup>.
2. Sobrefacilitación directa, como es el caso cuando se realiza habitualmente un gesto en una amplitud excesiva de movimiento (sin compensar las restricciones), lo que lleva a un acortamiento de un músculo en particular, y que a su vez lleva a una articulación a una posición extrema<sup>37</sup>.
3. Posicionamiento postural pasivo sostenido. Resultado del mantenimiento habitual de una articulación o región en su amplitud extrema (lejos de la posición neutra). Normalmente esto da lugar a una tensión que alarga los músculos de control de la estabilidad y al acortamiento pasivo postural o posicional de los músculos estabilizadores inutilizados pero no estirados. El peso corporal y la gravedad se combinan para crear un

mecanismo de carga mantenida de dirección específica. Este proceso es pasivo y sobretodo insidioso. Es el resultado de sentarse en una posición flexionada de forma pasiva, habitual y mantenida<sup>37</sup>.

4. Traumatismo, que puede ocasionar lesión directa sobre un tejido previamente normal<sup>36,37</sup>.

Los músculos poliarticulares son los generadores primarios de la fuerza para el movimiento. Desde un punto de vista biomecánico, se caracterizan por la velocidad de movimiento o producción de movimientos de amplio rango. Únicamente tienen un papel estabilizador terciario. Se reclutan cuando es necesario un incremento de la estabilidad en presencia de una gran carga o fuerza tensional, o cuando se trata de levantar, empujar, tirar o absorber una alta carga de impactos. Sin embargo, para una tarea funcional normal de baja intensidad no deberían ser reclutados como sinergistas dominantes<sup>35,36,54</sup>.

Los músculos con un papel principalmente movilizador deben tener una adecuada extensibilidad y permitir tanto un RMA fisiológico completo como movimientos accesorios. Ante estas situaciones aparecen los desequilibrios musculares<sup>3,36,37</sup>.

Para corregir tanto restricciones de la MA como desequilibrios musculares, es imprescindible devolver la elasticidad a la musculatura para que esté en condiciones de cumplir sus funciones correctamente<sup>4,8,9,11,27</sup> (Figura 11).

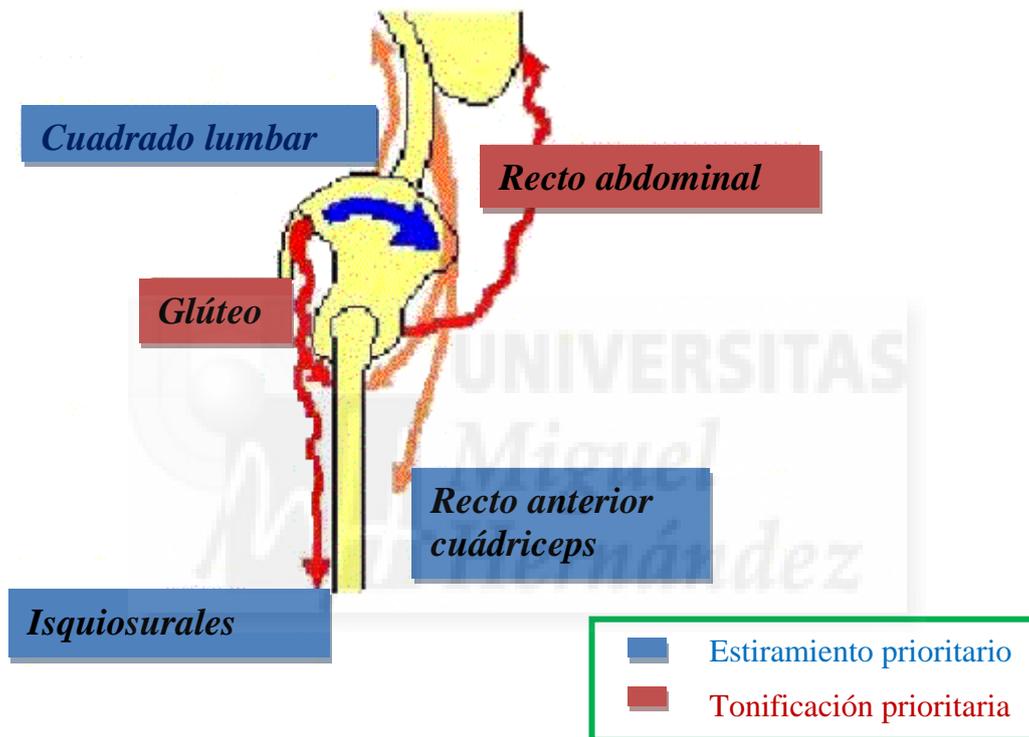


Figura 11. Desequilibrio muscular.<sup>xii</sup>

<sup>xii</sup> Tomado de Curso de Kinetic Control. Módulo I: Introducción al método y Kinetic Control en columna lumbar y tronco, Yecla (Murcia); 2011

## 1.5 Los estiramientos.

Cuando se somete a un músculo a estiramiento, este se resiste, aunque el sistema nervioso pueda no estar intacto. La tensión existente en ese preciso instante se denomina tensión en reposo. Esta deriva de las propiedades elásticas pasivas del músculo<sup>55</sup>. Magid y Law concluyeron que la tensión en reposo resulta de la resistencia elástica de las miofibrillas, causada por los filamentos de titina. Las vainas de colágeno no proporcionan resistencia al estiramiento hasta que alcanzan un 170% de la longitud del músculo en posición de reposo. De hecho, el estiramiento máximo de los isquiotibiales es de un 150%<sup>55</sup>.

Debemos remarcar que un músculo pluriarticular no puede elongarse pasivamente lo suficiente como para permitir al mismo tiempo la amplitud articular máxima de cada una de las articulaciones que cruza, es decir, no podemos estirar al máximo los elementos capsuloligamentosos de las diferentes articulaciones, debido a la relativa rigidez miotendinos<sup>27,31</sup>.

Para estirar eficazmente los músculos y los tendones, necesariamente se les debe elongar al máximo, dirigiéndonos a la inversa de sus acciones fisiológicas. Para ello se debe actuar en todas las articulaciones afectadas, y teniendo especial atención al componente de rotación, que permite elongar al máximo los músculos. Por tanto, es necesario implicar todas las articulaciones que atraviesa la musculatura en todos sus componentes de movimiento<sup>27,38,56,57</sup>.

Aunque como hemos visto, la UMT es compleja y heterogénea, aceptamos compararla a una goma elástica, la cual posee propiedades de extensibilidad. Por tanto al recibir una fuerza externa de tracción, la goma sufre una deformación tipo elongación, siempre y cuando la fuerza externa sea superior a la fuerza interna de reacción que se genera en el seno de la goma. En este desequilibrio resultante entre la fuerza de acción externa y fuerza de reacción interna, es decir, el desequilibrio intratisular, es posible provocar alargamiento<sup>27</sup>.

Podemos concluir entonces, en que la fuerza de tracción aplicada no producirá una fuerza interna reactiva mientras persista la fase de elongación. Una vez que se consiga equilibrar la fuerza de reacción intratisular o interna con la fuerza de tracción externa, y llegamos a la estabilidad, se consigue el cese del alargamiento. Esta es la fase denominada elástica, puesto que si soltamos el esfuerzo de tracción aplicado al objeto, éste vuelve a su longitud inicial, sin que persista ninguna deformación. Esto no significa que exista necesariamente una relación proporcional entre la fuerza de tracción y de alargamiento observado<sup>27,31</sup> (Figura 12).

Sin embargo, si aplicamos esfuerzos de tracción cada vez más intensos a un cuerpo, y superamos la fase de equilibrio o fase elástica, se produce en primer lugar una fase imperceptible de desorganización del orden molecular, es decir, una modificación de la arquitectura de los elementos que componen el músculo, lo que corresponde con la fase plástica. Esta deformación en alargamiento persiste incluso cuando se interrumpen los esfuerzos de tracción, por lo que existe una acción duradera en la organización y arquitectura de la estructura, que acarrea un aumento de la longitud duradero<sup>27</sup>.

Si continuamos entonces con esfuerzos mayores podemos llegar a la fase de ruptura, primero parcial y luego totalmente<sup>58</sup>.

Es necesario subrayar, que los ejercicios de estiramiento no provocan y no deben provocar rotura de los elementos implicados, al menos a nivel macroscópico. De hecho, el aumento prolongado de la longitud que se observa después de una sesión de estiramientos se explica por modificaciones de la organización interna de los diversos tejidos solicitados, eventualmente por microlesiones, como es el caso de la reorganización molecular, pero no podemos comparar esto con una fase de verdadera ruptura<sup>17,27,55,59</sup>.

Para resumir, un cuerpo bajo tracción sufre un alargamiento elástico (temporal) si la tracción es suave; un alargamiento plástico (permanente) si la tracción modifica la estructura<sup>29</sup>.

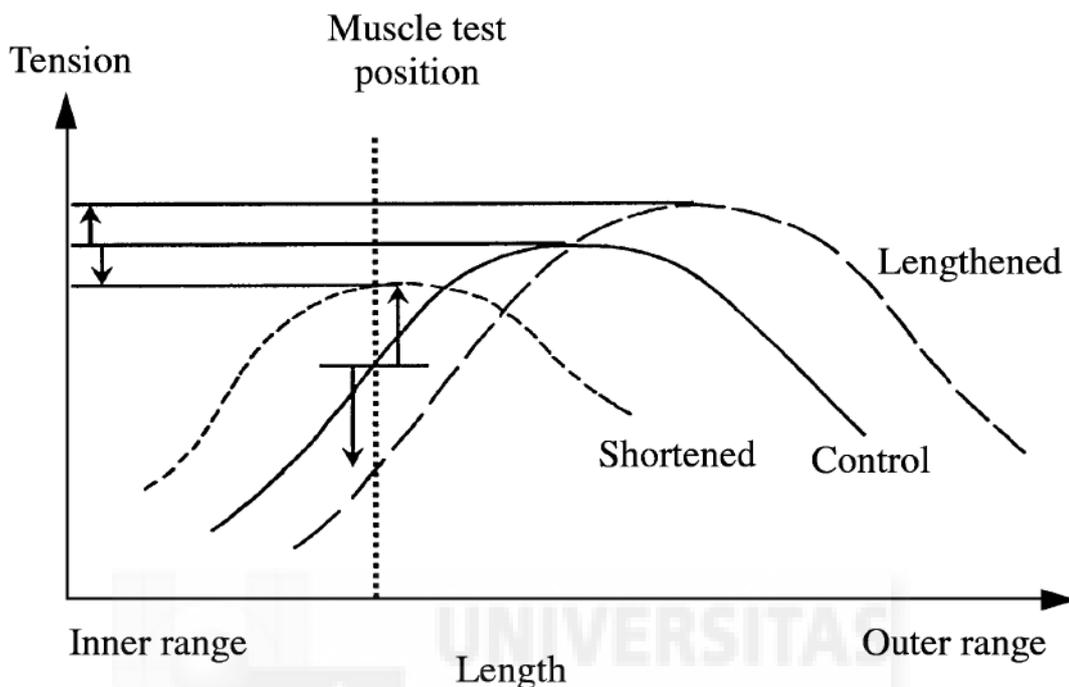


Figura 12. Respuesta de las miofibrillas al estiramiento<sup>xiii</sup>.

Si trasladamos este breve repaso a lo que sucede en el músculo, observamos que hay un cuadro temporal para la elongación de los diferentes elementos que forman las miofibrillas<sup>3,37,60,61</sup>:

➤ **Elongación inmediata:**

- Elementos contráctiles (inhibición neuro-fisiológica)
- Elementos de tejido conectivo.
- Colágeno.

➤ **Elongación en días/semanas:**

- Tejido conectivo. Cuando se consigue romper los vínculos cruzados

<sup>xiii</sup> Tomado de Comerford M J, Mottram SL. Movement and stability dysfunction—contemporary developments. Manual therapy, 2001; 6(1), 15-26.

- entre las fibras de colágeno maduras.
  - Elongación en meses:
- Gracias a la plasticidad del colágeno y su posterior remodelación, debido a la adaptación biomecánica por el estrés mecánico al que lo sometemos.

Resumiendo:

- ❖ En primer lugar se produce el estiramiento de la parte contráctil y de las capas conjuntivas.
- ❖ La importancia del estiramiento depende del esfuerzo de tracción aplicado a la UMT.
- ❖ La fuerza de tensión activa es igual al esfuerzo de tracción externo sólo cuando este alargamiento se ha estabilizado.
- ❖ Las estructuras tendinosas se solicitan en alargamiento cuando la fuerza interna es suficiente, es decir, cuando el alargamiento de las capas conjuntivas y parte contráctil está casi agotado.
- ❖ Si el músculo está previamente contraído, la amplitud de estiramiento es menor y los tendones son solicitados más rápida y eficazmente.

### 1.5.1 Bases neurofisiológicas de los estiramientos.

Los estiramientos se basan en un fenómeno neurofisiológico que implica el reflejo de estiramiento. Todos los músculos contienen varios tipos de mecanorreceptores que, al ser estimulados, informan al SNC de lo que está sucediendo en el músculo. Los mecanorreceptores que interesan en el reflejo de estiramiento son: los husos musculares y el órgano tendinoso de Golgi (OTG). Los dos son sensibles a los cambios de longitud del músculo. Y además el OTG también es sensible a los cambios de tensión muscular (Figura 13).

Cuando el músculo se estira, los husos musculares y el OTG envían una señal

a modo de ráfaga de impulsos sensitivos a la médula espinal. Al principio, los impulsos de los husos musculares informan de que el músculo se está estirando al SNC. De la médula espinal vuelven los impulsos para que éste se contraiga de forma refleja, y así oponerse al estiramiento<sup>8,30,31</sup>.

Por su parte, el OTG responde tanto al cambio de longitud como al aumento de la tensión generando impulsos sensitivos que van a la medula espinal. Si el estiramiento dura más de 6 segundos, los impulsos comienzan a anular los impulsos de los husos, por lo que causan una relajación refleja del músculo antagonista. Esta relajación refleja actúa como protección, permitiendo estirarse al músculo gracias a su relajación, pero sin exceder los límites de extensibilidad<sup>8,62</sup>.

Al realizar un ejercicio balístico (con rebote), los husos musculares se ven estirados repetidamente, actuando la resistencia refleja del músculo continuamente, y sin dejar actuar al OTG que podrían provocar la relajación muscular en un estiramiento duradero<sup>30</sup>.

Los estiramientos estáticos (EE) son los realizados de forma continua y duradera de entre 6 y 60 segundos, lo que permite que los OTG puedan entrar en acción. Los impulsos de los OTG anulan los impulsos de los husos y relajan el músculo de forma refleja. De esta forma podemos asegurarnos de que un estiramiento duradero no lesionará un músculo durante su elongación mantenida<sup>8</sup>.

Las técnicas de FNP parte de los mismos principios neurofisiológicos, y en algunos casos utilizando otros principios neurofisiológicos adicionales<sup>8,63</sup>.

La CM máxima isométrica de músculo que se va a estirar durante la fase de tracción de 10 segundos causa de nuevo un aumento de la tensión que estimula los OTGs, los cuales provocan una reacción refleja del antagonista incluso antes de que el músculo adopte el estiramiento. Esta relajación del antagonista durante las contracciones se denomina inhibición autógena, y como hemos dicho es controlada por el OTG<sup>8,30</sup>.

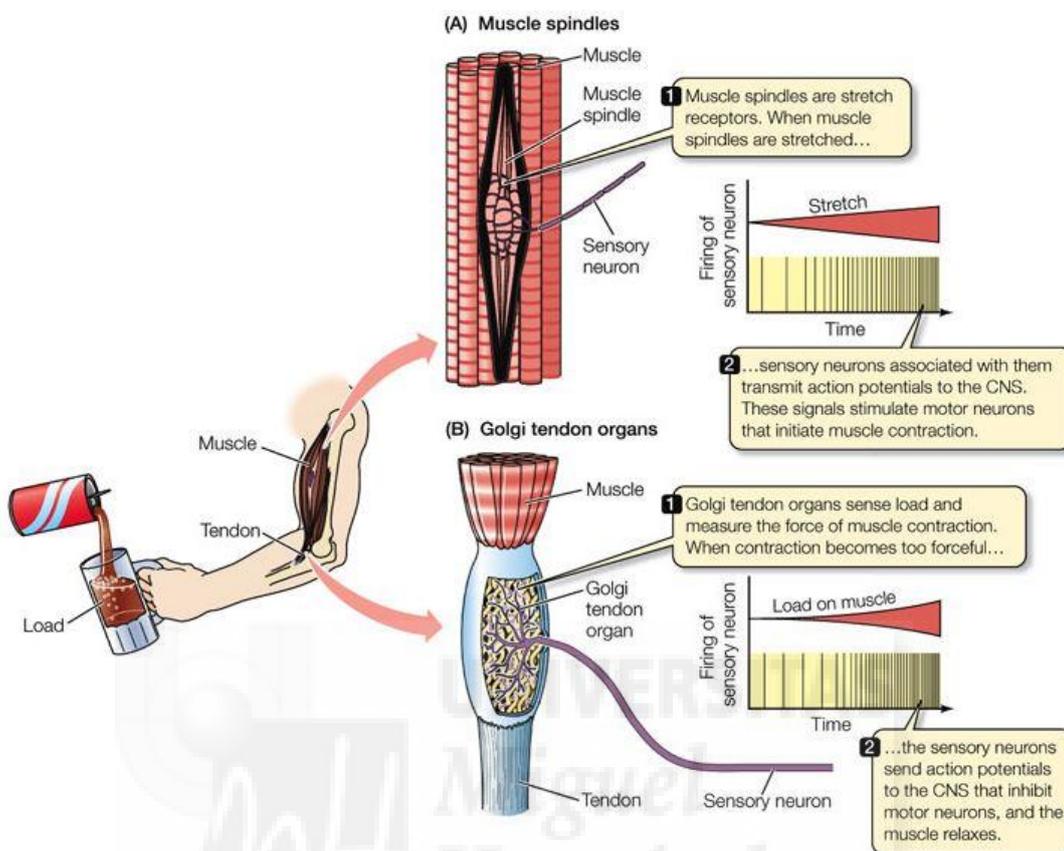


Figura 13. Huso muscular y Órgano Tendinoso de Golgi<sup>xiv</sup>.

Durante la fase de relajación, el antagonista se relaja y se estira de forma pasiva mientras hay una CM isotónica máxima del músculo agonista que tira de la extremidad aun más hacia el patrón agonista. En cualquier grupo de músculos sinergistas, una CM del agonista provoca una relajación refleja del antagonista, permitiéndole estirarse y protegerse de una lesión. Este fenómeno se denomina inhibición recíproca, y es controlada por los husos musculares<sup>8,30,63</sup>.

Por tanto, con las técnicas de FNP la suma de los efectos de la inhibición autógena y recíproca en teoría debería permitir al músculo estirarse en mayor grado de lo que es posible con EE o EB<sup>8,64-67</sup>.

<sup>xiv</sup> Tomado de: Kirkwood W et al. Life: The Science of Biology. 7 ed. Sinauer Associates, 2007

No obstante, los estiramientos miotendinosos deberían formar parte integrante de las técnicas de cuidados, prevención, mantenimiento y/o desarrollo de las capacidades actuales de cada individuo. Por ello, deben siempre responder a un análisis previo que nos permita elegir la técnica idónea para cada individuo dependiendo del objetivo que queramos conseguir, el cual a su vez dependerá de su discapacidad<sup>68-70</sup>.

Es de recibo decir que normalmente, podemos conseguir un mismo objetivo con diferentes técnicas de estiramiento, siempre y cuando exista un razonamiento objetivo de su uso. Podemos hacer diferentes tipos de clasificaciones de los estiramientos: por un lado los podemos clasificar entre estiramientos locales o analíticos frente a los globales; y por otro lado, diferenciamos entre los EA y EP<sup>71</sup>.

Por otro lado, debemos ser cuidadosos a la hora de diagnosticar el SIC, ya que no siempre que un individuo no alcance a tocar el suelo partiendo desde de pie estamos ante un caso de isquiosurales cortos, ya que participan diferentes grupos musculares en este gesto, que pueden ser los que lo impidan. Es más, en el caso de la musculatura a estudio, en la pubertad es totalmente “normal” no poder tocar los pies con las manos ya que el crecimiento óseo es más rápido que el de los músculos, los cuales se van adaptando paulatinamente a su nueva situación, aunque en ocasiones puede complicarse en dolores lumbares<sup>24,72</sup>.

### 1.5.2 Efectos de los estiramientos sobre las propiedades físicas y mecánicas del músculo<sup>8,27,30,-32</sup>

Los mecanismos neurofisiológicos de la inhibición autógena y recíproca provocan la relajación refleja y la consiguiente elongación del músculo. Así, las propiedades mecánicas del músculo, que permiten la elongación están dictadas por la aferencia neural<sup>8,30</sup>.

El músculo y el tendón se componen en gran medida de fibras de colágeno y elastina no contráctiles. El colágeno permite al tejido resistir las fuerzas mecánicas y la deformación, mientras que la elastina forma parte de los tejidos muy elásticos que ayudan a recuperarse de la deformación<sup>27,30,31</sup>.

A diferencia del tendón, el músculo también tiene componentes contráctiles activos que son los miofilamentos de actina y miosina. En conjunto, los elementos contráctiles y no contráctiles determinan la capacidad del músculo para deformarse y recuperarse de la deformación<sup>8,27,30,31</sup>.

Tanto los componentes contráctiles como los no contráctiles parecen oponer resistencia a la deformación cuando se estira o elonga un músculo. El porcentaje de la contribución individual en esa oposición a la deformación depende del grado en que se estire o deforme el músculo, y de la velocidad de la deformación. Los elementos no contráctiles oponen sobre todo resistencia al grado de elongación, mientras que los elementos contráctiles limitan la deformidad a gran velocidad. Cuanto mayor sea el estiramiento, mayor es la contribución de los elementos no contráctiles<sup>8,27</sup>.

Hay dos influencias especiales del tejido conectivo en los estiramientos:

- ❖ **Viscoelasticidad.** La rigidez de cualquier tejido se relaciona con sus propiedades viscoelásticas y por consiguiente con la naturaleza coloidal tixotrópica del colágeno. El tixotropismo se corresponde con la cualidad de los coloides por la cual cuanto más rápidamente se aplica una fuerza, más rígida será su respuesta hística. Sin embargo, si la fuerza se aplica gradualmente, la energía es absorbida y almacenada en los tejidos<sup>30,32</sup>.
- ❖ **Histéresis.** Los tejidos blandos, así como otras estructuras biológicas, poseen un grado innato de elasticidad, flexibilidad o resistencia variable, que permite que resistan a la deformación cuando se aplican fuerza o presión. Ellas proveen la potencialidad para la consecutiva recuperación del tejido al cual se ha aplicado la fuerza, de modo que retorna a su forma y tamaño iniciales. Esta cualidad elástica proviene de la capacidad de estos tejidos (blandos u óseos) de almacenar algo de la energía

mecánica que les es aplicada, para utilizarla en su movimiento de retorno a su estado original<sup>8,31,32</sup>.

Las propiedades de histéresis y viscoelasticidad brindan gran parte de la fundamentación racional de la liberación miofascial y otras técnicas neuromusculares<sup>8</sup>.

Así pues, la elongación de un músculo mediante estiramientos, que se mantiene durante un periodo lo bastante largo como para que la inhibición autógena cause la relajación refleja del músculo, permite que ocurran cambios viscoelásticos y plásticos en las fibras de colágeno y elastina. Los cambios viscoelásticos que permiten una lenta deformación y una recuperación imperfecta no son permanentes. Sin embargo, los cambios plásticos, aunque difíciles de lograr, causan un cambio residual o permanente de longitud debido a la deformidad creada por largos periodos de estiramiento. Cuanto mayor sea la velocidad de la deformación, mayor es la posibilidad de superar la capacidad del tejido de sufrir cambios viscoelásticos y plásticos<sup>8,31,32</sup>.

### 1.5.3 Influencias del tejido contráctil.

Cuando un músculo es estirado, el huso responde a un cambio de longitud, lo cual provoca que el reflejo de estiramiento se active. Este reflejo se resiste al cambio en la longitud muscular provocando la contracción del músculo estirado. Es un mecanismo de protección. Por tanto, no es el proceso óptimo para recuperar la extensibilidad en situaciones de desequilibrio muscular, donde el músculo restringido ya tiene excesiva rigidez relativa y existe un aumento de la sensibilidad del huso<sup>27</sup>.

El EP está más indicado para las restricciones del tejido conectivo que en las del tejido contráctil. Varios ciclos lentos constituyen el tratamiento de elección para el tejido conectivo, debido a los efectos derivados del creep del colágeno y la histéresis<sup>27,32,52</sup>.

#### 1.5.4 Efectos de los estiramientos sobre la cadena cinética.

La hipomovilidad articular es una de las causas más frecuentes de dolor que encontramos a diario. Su etiología se suele remontar a una postura errónea, a desequilibrios musculares o a un anormal control neuromuscular. Una vez que una articulación en particular ha perdido su artrocinemática normal, los músculos con intervención sobre ella intentan reducir la tensión del segmento afectado. Algunos músculos se vuelven tensos e hipertónicos para evitar así una traslación articular adicional. Cuando un músculo se torna tenso o cambia su grado de activación, los músculos sinergistas, estabilizadores y neutralizadores tienen que compensarlo, lo cual deriva en la formación de disfunciones neuromusculares complejas<sup>35</sup>.

La tirantez e hipertonia musculares tienen un impacto significativo sobre el control neuromuscular. La relación normal entre longitud y tensión determina la tirantez muscular. Si un músculo se vuelve tenso e hipertónico, se altera la artrocinética normal de la articulación. Esto deriva en una alteración del normal funcionamiento de la cadena cinética sinergista, lo cual a su vez ocasiona un estrés articular anormal, disfunción de los tejidos blandos, afectación neural y éstasis vascular o linfático. En consecuencia, las estrategias de reclutamiento y fuerza de estabilización articular se modifican, lo que afecta a la eficacia neuromuscular de la cadena cinética. El menor control neuromuscular altera la secuencia u orden de activación de distintos músculos y alteran un movimiento específico. Los músculos agonistas se reclutan lentamente, mientras que los sinergistas, estabilizadores y neutralizadores los sustituyen y se vuelven hiperactivos. En este caso, se producen nuevas tensiones articulares. Por ejemplo, si el psoas está tenso el glúteo mayor tendrá que reducir los estímulos neurales. Como el glúteo mayor es agonista para la extensión de cadera y tiene reducido los estímulos neurales, sus sinergistas como los isquiosurales, estabilizadores (erectores de columna) y neutralizadores (piramidal) se vuelven hiperactivos. Esto provoca un estrés articular anormal y reduce el control neuromuscular sobre los movimientos funcionales<sup>35,73</sup>.

Esta tensión muscular ocasiona una inhibición recíproca. El aumento de la actividad de los husos musculares en una zona localizada reduce los impulsos neurales de su músculo antagonista. Esto altera la actividad normal de los pares de fuerza, lo cual también afecta a la artrocinética normal del segmento afectado. A su vez deriva en una dominancia sinergista, fenómeno neuromuscular que ocurre cuando los sinergistas compensan un músculo débil y/o inhibido para mantener la capacidad de producción de fuerza. Este proceso altera la relación normal de los pares de fuerza, lo que a su vez crea una reacción en cadena<sup>9,39,74</sup>.

### 1.5.5 Estiramientos pasivos<sup>27,31,56,57</sup>

En los EPs la fuerza de tracción y el alargamiento son conseguidos gracias a una acción externa al segmento corporal que contiene en grupo muscular que queremos estirar. Este esfuerzo externo para elongar la estructura miotendinosa puede ser realizado por otra persona, la acción de la gravedad por efecto del peso del cuerpo o por autocolocación directa o indirecta realizada por el propio sujeto.

#### 1.5.5.1 Mecanismos de los estiramientos pasivos.

Contamos por tanto con cinco mecanismos que pueden producir la fuerza de tracción en la UMT que se pretende estirar y que exponemos a continuación<sup>27,57</sup>:

- 1) Otra persona, bien sea fisioterapeuta, monitor, colega... es la forma utilizada por excelencia para provocar un estiramiento muy preciso y potente. Se trata pues de manipular directamente el cuerpo del otro (Figura 14).



**Figura 14. Estiramiento pasivo de los músculos isquiosurales<sup>xv</sup>.**

- 2) Una acción manual realizada por el propio sujeto sobre sí mismo, como si fuera una otra persona. Al ser realizado por el propio sujeto, parece otorgar a este estiramiento la cualidad de activo, pero sin embargo el segmento corporal que contiene la UMT a estirar es la que permanece pasiva.
- 3) Una acción indirecta del sujeto que coloca su cuerpo y sus segmentos corporales de forma que se produzca el estiramiento, por ejemplo para estirar el pectoral mayor, podemos coger el marco de la puerta levantando el brazo por encima de la horizontal, y hacer pivotar nuestro tronco para añadir la tensión final.
- 4) La acción de la gravedad que se ejerce por el peso del propio cuerpo sea total o parcialmente, como al estirar el tríceps sural usando el borde de un escalón o una cuña de madera. En este el talón queda suspendido y el peso del cuerpo es el que facilita el estiramiento dependiendo del grado de inclinación del tronco.

---

<sup>xv</sup> Tomada de Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 1<sup>th</sup> ed. Panamericana;1998

- 5) Una acción instrumental, como un muelle, cincha de goma, Theraband, o incluso una máquina con pesas adicionales (Figura 15).



**Figura 15. Estiramiento pasivo de isquiosurales con Theraband<sup>xvi</sup>.**

Todas las acciones instrumentales comportan un peligro adicional, ya que existen pocas posibilidades de adaptación.

Estos cinco mecanismos pueden ser usados tanto de forma aislada como combinados.

#### 1.5.5.2 Características de los estiramientos pasivos o externos.

Como hemos señalado, la característica principal es la ausencia de actividad muscular local, es decir, inactividad de la o las UMT que se pretende estirar. De aquí podemos deducir que no es posible la fatiga muscular, ni los problemas de éstasis circulatorio que pueden aparecer en caso de una CM prolongada isométrica<sup>27,57</sup>.

Cuando el estiramiento externo lo realiza otra persona que no es el propio

<sup>xvi</sup> Tomado de Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 1<sup>th</sup> ed. Panamericana;1998

individuo, sus propiedades mecánicas pueden ser más importantes, ya que el estiramiento puede ser mantenido durante mayor tiempo y conseguir una tensión intratisular óptima. A su vez, el carácter analítico del estiramiento puede alcanzar casi la perfección siendo mucho más específico. Esto es debido a que los segmentos corporales son manipulados pasivamente lo que facilita que el registro gestual sea de mayor calidad<sup>27,32,57</sup>.

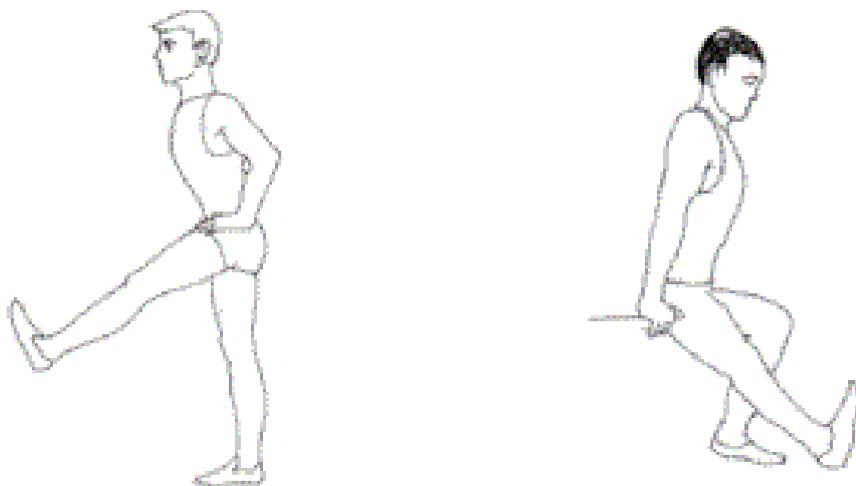
Por estas razones, tiempo, intensidad y precisión, se deduce que los EP, y particularmente los que realiza una persona sobre otra, presentan un riesgo potencial que se debe contrarrestar con prudencia y experiencia.

Son varios los autores que utilizan las técnicas pasivas: Anderson, Sölverborn, Moreau, Pavlovic, Esnault...<sup>1,10,15,27,56,57</sup>

Sin embargo, ninguno de estos autores propone el uso de la puesta en tracción inicial, es decir, la acción pasiva de otra persona que coloca de forma correcta y específica los distintos segmentos corporales del individuo, aunque en muchas ocasiones es la solución más precisa, la más enérgica y en consecuencia la más eficaz para la aplicación de las técnicas pasivas.

### 1.5.6 Estiramientos activos<sup>27,56,57</sup>

En los EA, la fuerza procede de una acción interna al segmento corporal implicado, y consiste en realizar una contracción del grupo muscular directamente opuesto al músculo a estirar, es decir, una CM del grupo antagonista que desarrolla su acción sobre el segmento a estirar. La modalidad activa, o también llamada interna se caracteriza por el hecho de que el estiramiento se produce por una fuerza de tracción, cuyo origen se localiza en el mismo segmento corporal que incluye la UMT que se pretende estirar (Figura 16). Por tanto la fuerza de tracción es parte integrante del segmento corporal implicado, y particularmente es provocada por la contracción muscular del grupo muscular con acción contraria al que se quiere estirar<sup>27,31,56</sup>.



**Figura 16. Estiramientos activos de los músculos isquiosurales<sup>xvii</sup>.**

#### 1.5.6.1 Mecanismos de los estiramientos activos.

Al contrario que los EP, en los activos sólo existe un mecanismo que produce la fuerza de tracción, y en este caso es la contracción del grupo muscular antagonista al que pretendemos estirar, razón por lo que se denomina también estiramiento interno. Aún así no debemos olvidar la importancia del componente de rotación al realizar un estiramiento, lo que implica la obligatoriedad de iniciar de los músculos que permiten inducir esta acción de rotación<sup>27,31</sup>.

Esto parece que nos pueda limitar la efectividad del estiramiento interno por parte de la musculatura antagonista, pero nada más lejos de la realidad, únicamente debemos añadir a esa CM un conjunto de actividades conexas<sup>27,56</sup>.

---

<sup>xvii</sup> Tomado de Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 1<sup>th</sup> ed. Panamericana;1998

### 1.5.6.2 Características de los estiramientos activos.

Como ya hemos remarcado, la fuerza de tracción que determina los estiramientos internos se produce a través de una actividad muscular desarrollada por el individuo, lo que le confiere una determinada seguridad, puesto que el sujeto controla la intensidad de la tracción, la amplitud de la longitud y la duración del ejercicio<sup>8,27,31</sup>.

Según la importancia y la naturaleza de la actividad muscular desarrollada para realizar el estiramiento, pueden aparecer fenómenos secundarios que dependiendo de la situación se interpretan como inconvenientes o ventajas: pueden aparecer fatiga, agujetas, relativa molestia circulatoria, sobre todo si los ejercicios son estáticos y mantenidos durante largo tiempo, pero por otro lado también podemos mejorar la actividad muscular, el mantenimiento de la musculatura y de la forma así como incluirlos en las sesiones de calentamiento<sup>75</sup>.

Los ejercicios de EA consiguen una mejor relajación de los músculos que se pretenden estirar. Esto es el resultado de un fenómeno neurofisiológico llamado inhibición recíproca, por el que tras una contracción activa de un grupo muscular, se observa una relajación de los grupos musculares antagonistas. Esta es la base de la utilización de los EA. Los grupos musculares que queremos estirar se inhiben tras la CM de su antagonista, lo que determina una menor resistencia al estiramiento, lo que no ocurre siempre con los EP, que pueden provocar una reacción de defensa por parte del individuo<sup>27,30</sup>.

Además, los esfuerzos de tracción producidos por los EP son potencialmente más importantes que los inducidos por los activos, ya que los activos recurren a la CM del antagonista, y así la elongación máxima y la tensión intratisular óptima están menos acentuadas que durante los ejercicios de EP<sup>27</sup>.

Podemos aclarar que los EA recurren más a los fenómenos nerviosos y térmicos para explicar el mecanismo de elongación, mientras que los pasivos se apoyan mucho más en fenómenos mecánicos<sup>8,76</sup>.

En contra de los ejercicios activos, recordaremos que requieren un aprendizaje más largo, un buen conocimiento del cuerpo, y una concentración y vigilancia importantes, realizando correcciones constantemente<sup>27,56,57</sup>.

Como consecuencia, parece que los EA parecen ser potencialmente menos analíticos en músculos de los miembros, siendo especialmente analíticos cuando se trata de músculos del tronco<sup>27,31</sup>.

Son muchos los que proponen este tipo de estiramientos, aunque muy pocos los que tienen en cuenta los distintos aspectos. Los autores más relevantes son otra vez: Anderson, Sölverborn, Moreau, Pavlovic, Esnault...<sup>1,8,15,56,57</sup>

### 1.5.7 Estiramientos mediante tensión activa<sup>27,56,57</sup>

En este tipo de estiramientos, se pretende localizar el estiramiento a nivel de la UMT. Para ello realizamos un prealargamiento pasivo, en carrera media, y manteniendo esta posición, se realiza una CM estática de la musculatura que se desea estirar. De esta forma la tensión activa del estiramiento se localiza a nivel de la estructura miotendinosa inducida activamente por la CM de la UMT implicada directamente (agonista)<sup>27</sup>.

La modalidad de tensión activa es un término que M. Esnault comenzó a usar. Su objetivo es localizar más específicamente el estiramiento en la unión musculotendinosa, para lo que usa una combinación específica entre modalidad externa de estiramiento y CM de la UMT implicada, y no la CM del antagonista como la modalidad anterior<sup>56,57</sup>.

### 1.5.7.1 Mecanismos de estiramiento de la tensión activa.

Como hemos visto anteriormente, una fuerza de tracción produce un alargamiento y una fuerza reactiva interna o intratisular que aumenta conforme la fuerza externa lo hace. También comentamos la heterogeneidad de la UMT, con sus tres componentes diferentes cada uno con un diferente grado de extensibilidad.

Existen varios mecanismos que permiten centrar más específicamente la acción de estiramiento en la estructura tendinosa<sup>27,56,57</sup>:

- El primer mecanismo es colocar la UMT en longitud media y no en máximo estiramiento, esta posición lo mantiene pasivamente una fuerza externa, bien sea la gravedad u otra persona. Seguidamente, el sujeto realiza una CM intensa del músculo, lo que centra específicamente la tracción en el tendón, es decir, conseguimos la tensión en el tendón mediante una CM del antagonista, con una CM estática. La CM tiende a estirar el tendón traccionando sobre uno de los extremos (tendones), manteniéndose el otro extremo fijo gracias a una fuerza externa que lo mantiene. El esfuerzo activo contráctil es el que produce la fuerza de tracción sobre los tendones, por lo que se denomina “tensión activa”. El añadido de no haber movimiento articular, le confiere el calificativo de tensión activa en situación estática<sup>57</sup>.

La intensidad y eficacia del estiramiento depende tanto de la intensidad de la CM desarrollada como de la capacidad de la fuerza externa, que lo equilibra con su punto de fijación externa o contraapoyo. Para conseguir la fuerza de CM adecuada, el músculo debe colocarse en longitud media de alargamiento, o incluso un poco más, pero nunca en máximo alargamiento. Cuando el punto de anclaje externo es realizado por otra persona, el punto fijo externo es más correcto que si la estabilización es realizada por la gravedad, ya que la simple acción de la gravedad provoca una situación precaria de equilibrio, la eficacia del contraapoyo es muy aleatoria y por tanto la fuerza de CM debe ser no muy importante<sup>27,57</sup>.

- El segundo mecanismo: las modificaciones intentan aumentar la intensidad de la sollicitación tendinosa, para lo que se debe aumentar la fuerza de CM como la intensidad de la fuerza externa de estabilización segmentaria que constituye el contraapoyo. Para aumentar la fuerza de CM nos colocamos en posición excéntrica, ya que gracias a los fenómenos de facilitación mecánica y neurofisiológica, se aumenta la intensidad de la fuerza contráctil desarrollada. Para ello el sujeto debe resistir al máximo la acción de la otra persona que aplica la fuerza externa de tracción que será un poco más intensa que la que realiza el sujeto. Así obtendremos un alargamiento a poca velocidad aún con su CM. Esto es una tensión activa en situación excéntrica<sup>27,57</sup>.

#### 1.5.7.2 Características de los estiramientos en tensión activa.

Este tipo de estiramientos dependen de la intensidad de la actividad muscular desarrollada por el sujeto<sup>27</sup>.

Podemos hablar de otras modalidades de estiramientos, pero pensamos que cualquiera de ellas puede ser incluida en alguno de estos tres grupos generales<sup>27,72</sup>.

Por otra parte, sea cual sea la modalidad de estiramiento usada, podremos realizar un estiramiento a una cadena muscular o grupo muscular, es decir, un estiramiento global, o por contra, podemos realizar un estiramiento de forma analítica y específica a un músculo, o incluso a un haz muscular determinado, hablando entonces de un estiramiento analítico<sup>27,57,72</sup>.

### 1.5.8 Comparación de las técnicas de estiramiento<sup>8,27,29</sup>

Cuando queremos recuperar extensibilidad muscular, en términos generales podemos hacer uso de alguna de las siguientes 3 técnicas básicas<sup>3,36,37</sup>.

- Estiramiento sostenido o estático. El más indicado para tratar tejido conectivo y colágeno, como fascias, acortamiento capsular, tejido cicatricial... el estiramiento debe realizarse a baja intensidad y larga duración, utilizando el peso de la extremidad y la gravedad. Debe mantenerse al menos de 30" a 2' y repetirse 2-3 veces.
- Estiramiento autógeno inhibitorio. Son las técnicas de relajación postisométrica, mantener-relajar... están indicadas para tratar tejido contráctil que está atrofiado y corto (tras inmovilización) se basan en OTG.

Para realizar este tipo de estiramientos hacemos uso del reflejo de inhibición autógena. Este reflejo es controlado por el OTG (Órgano Tendinoso de Golgi). La CM activa de un músculo provoca la inhibición del mismo. Es decir, el OTG responde a cambios de tensión.

Este tipo de técnicas están más indicadas en la recuperación de la extensibilidad de un músculo hipoactivo (atrofiado), que ha perdido la extensibilidad del tejido contráctil (tras inmovilización).

- Estiramiento recíproco inhibitorio. Se basa en la inhibición recíproca, controlada por el bucle gamma dentro del reflejo de estiramiento del huso muscular. Contamos para ello con una técnica de elongación inhibitoria llamada re-estabilización activa inhibitoria, donde se lleva el músculo a la posición donde el músculo opone resistencia, y en ese punto el sujeto tiene que, de forma activa, re-estabilizar el segmento proximal que perdió la estabilidad y sostener la corrección durante 20-30 segundos, repitiendo en proceso 3-5 veces. Esta re-estabilización proximal activa proporciona la fuerza de estiramiento, que el sujeto puede controlar, garantizándole la seguridad. Lo más importante es que

se inhiben de forma recíproca los elementos contráctiles del músculo tenso. Otra ventaja es que el sujeto utiliza el músculo estabilizador proximal para proporcionar la inhibición antagonista. Esto facilita y refuerza el trabajo de mantenimiento de los estabilizadores apropiados<sup>3</sup>.

Como los husos responden al cambio de longitud más que a los cambios de tensión, la técnica está más indicada en la recuperación de la extensibilidad de un músculo hiperactivo (dominante) que ha perdido la extensibilidad de los tejidos contráctiles, y por tanto es el más apropiado para elongar tejido contráctil hipertrofiado, como suele ser el caso de la musculatura isquiosural<sup>8,30</sup>.

Si realizamos una comparación entre la clasificación de los estiramientos descrita por Neiger<sup>27</sup>, las tres técnicas expuestas han demostrado su eficacia en la mejora de la flexibilidad, pero el debate continúa acerca de cuál es la técnica que produce mayores avances en el grado de MA. Así pues, si realizamos una técnica balística para mantener la extensibilidad muscular, se recomienda que sólo lo practiquen deportistas que realizan actividades dinámicas, ya que existe alto riesgo en ocasionar mialgias en personas sedentarias, sin existir peligro de dolores musculares en personas entrenadas<sup>76</sup>.

Al revisar los diferentes estudios realizados hasta el momento, he encontrado disparidad de resultados respecto a la mejora de la extensibilidad de la musculatura isquiosural. Los que comparan EA frente a los pasivos dan como más efectivos los activos<sup>71,77-79</sup>.

Los estudios que comparan EB o dinámicos frente a los estáticos nos ofrecen resultados desiguales, siendo la mayoría de ellos favorable para los estáticos<sup>68,71,80-83</sup>.

Acercas de la duración de realización de los estiramientos encontramos estudios que obtuvieron mayor efectividad cuando se practicaba durante 30 segundos<sup>84,85</sup>, mientras que otros consiguieron como más efectivos los estiramientos ejecutados durante 15 segundos<sup>86-89</sup>.

Los EE son los más usados, ya que son fáciles de realizar y no necesitan la presencia de otro compañero. Con tiempo podemos lograr un grado de MA sin restricciones usando EE. Los estudios que comparan los EE con FNP sugieren mayores mejoras de flexibilidad durante un periodo largo de entrenamiento con FNP<sup>62</sup>. Por contra, necesitamos de un compañero para realizarlo, pero a su vez puede ser una motivación extra. Cada vez más equipos utilizan FNP para mejorar la flexibilidad<sup>79,90</sup>.

Sin embargo, los resultados de los estudios no son concluyentes para nada. Existen diversas investigaciones en las que las técnicas de FNP han obtenido resultados estadísticamente significativos frente a EE e incluso los EB, mientras que otros autores no han encontrado diferencias significativas entre las técnicas de FNP y los EE o EB<sup>62-65,91</sup>.

También existe discusión entre el tiempo que perduran los aumentos de flexibilidad muscular una vez se deja de estirar. Un estudio indicó una pérdida evidente de elasticidad tras 2 semanas. Algunos autores, han valorado la duración de mantenimiento de la ganancia de extensibilidad muscular tras una sesión de estiramientos. Así Depino y Webrigth determinaron que a los 3 minutos tras realizar 4 EE de 30 segundos, los efectos desaparecían<sup>92</sup>, mientras otros estudios determinaron que los efectos perduraban entre 6 y 25 minutos según diferentes protocolos<sup>93,94</sup>.

Dependiendo del objetivo del sujeto, se recomienda practicar estiramientos una vez por semana para mantener la flexibilidad, y realizar 3-5 veces por semana para conseguir mejorar<sup>95,96</sup>.

Para concluir, cada individuo debe realizar la técnica, repeticiones, duración y asiduidad de estiramientos según los fines que pretenda conseguir.

## 1.6 Estiramientos activos mediante corrientes eléctricas<sup>97</sup>.

Tomando como base estudios fundamentales sobre la arquitectura y el comportamiento del tejido conjuntivo y la neurofisiología, puede concluirse que el método de elongación muscular mediante corrientes eléctricas ofrece una serie de ventajas sobre los métodos convencionales mencionados anteriormente que debemos aprovechar<sup>8,30,31</sup>.

El uso de corriente eléctrica en tratamientos de elongación muscular cuenta con las siguientes ventajas:

- Mediante la aplicación de corriente eléctrica, el músculo puede permanecer en contracción, mientras se aplica elongación a través del antagonista. Una ventaja suplementaria es que al contraerse, el músculo produce calor durante la elongación, lo cual tiene un efecto muy positivo en la matriz del colágeno, volviéndose el músculo más susceptible de ser elongado<sup>27,98,99</sup>.
- La inhibición recíproca producida por la tensión en el antagonista no afecta a los músculos a elongar. De esta manera, la tensión ejercida sobre la musculatura permanece en un nivel óptimo. Aún más, la corriente eléctrica estimula el axón mientras se produce inhibición en la neurona<sup>8,30,99</sup>.
- La CM puede ser mucho más fuerte que la fuerza producida voluntariamente. La tensión suplementaria es causada por un aumento en la actividad de las UM producida por las corrientes que oscila entre el 20 y el 60%. Este efecto llega hasta las capas más profundas del tejido conjuntivo muscular, siendo considerablemente mayor que el producido con técnicas de elongación tradicionales. Esta contracción artificial produce tensión en todas las direcciones y en la totalidad del tejido conjuntivo muscular<sup>98,99</sup>.

- Durante la elongación, la corriente eléctrica restringe la transmisión nociceptiva, siendo probable que este efecto ocurra incluso a nivel de la espina dorsal. Esta manera de transmisión nociceptiva y de analgesia es muy efectiva. La elongación se produce de manera muy suave y el tono muscular del paciente no se incrementa como reacción defensiva al dolor causado por la elongación. Este hecho conlleva a su vez un riesgo, dado que al reducirse el control sobre la elongación, ésta puede resultar excesiva. Para evitar este riesgo, se debe recurrir a la elongación a través de la CM del antagonista<sup>30,98,100</sup>.
- La corriente eléctrica afecta el sistema nervioso ortosimpático. Con técnicas de elongación "convencionales", puede suponerse que ocurre un incremento en la actividad ortosimpática a través de la transmisión nociceptiva, teniendo como consecuencia una vasoconstricción relativa, que no se produce con corriente eléctrica<sup>98,99,101</sup>.

Para realizar la elongación muscular a través de corrientes eléctricas, se eligen únicamente corrientes alternas cuyo valor de corriente continua sea igual a cero. Estas corrientes han sido seleccionadas por las siguientes razones<sup>97-100</sup>:

- ✓ Este tipo de corriente es de efecto suave.
- ✓ Este tipo de corriente no cauteriza la piel, lo cual evita el aumento de la aferencia nociceptiva después del tratamiento.
- ✓ Este tipo de corriente permite una amplitud de hasta 140 mA.

La amplitud es determinada de manera subjetiva sobre la base de la sensación que produce la elongación. En el momento en que aparece una sensación de estiramiento, se aumenta la amplitud hasta que esta sensación subjetiva de estiramiento desaparezca. Su desaparición se debe, entre otras causas, a la CM causada por la corriente eléctrica<sup>97</sup>.

La duración está determinada por el efecto obtenido, es decir que el tratamiento se suspende una vez se haya logrado el resultado deseado o cuando la sensación de estiramiento no desaparezca al aumentar la amplitud de la corriente<sup>97,100</sup>.

Una vez que se han aplicado los electrodos a ambos lados del vientre del músculo<sup>101</sup>, se selecciona el tipo de corriente. Generalmente, se escoge la corriente lo más suave posible, como son las corrientes interferenciales o el TENS bifásico asimétrico. El músculo es elongado hasta que aparece una sensación de tirantez muscular. A continuación, se aumenta la amplitud de la corriente eléctrica hasta que se produzca la CM. Después de esto, el músculo es elongado por CM del antagonista. No debe ejercerse fuerza suplementaria alguna, ya que podría fácilmente provocar una rotura del tejido conjuntivo. El proceso de elongación continúa hasta que el paciente siente de nuevo la sensación de estiramiento. En este preciso momento, se aumenta la amplitud de la corriente eléctrica hasta que la sensación de estiramiento desaparece. Este procedimiento deberá repetirse hasta que se hayan logrado los resultados deseados o hasta que la sensación de estiramiento perdure aún luego de haberse aumentado la amplitud de la corriente eléctrica<sup>97</sup>.

Este tipo de tratamiento está especialmente indicado en casos de acortamientos musculares por hipertonía o por rigidez de tejido conjuntivo, y debemos evitar su uso ante problemas musculoesqueléticos agudos<sup>97,100</sup>.

## **1.7 Estiramientos en el deporte. ¿para qué estirar?**

Desde hace mucho tiempo se ha reconocido que el mantenimiento de un grado de MA libre y completa es un componente esencial de la condición física. La flexibilidad es importante no sólo para el éxito en el deporte, sino también en la prevención de lesiones<sup>95,102,103</sup>.

El objetivo de cualquier programa eficaz de flexibilidad debe mejorar el grado de movilidad de una articulación mejorando la extensibilidad de las UMT que

generan el movimiento en esa articulación, además de mejorar el funcionamiento de las cadenas cinéticas en las que está implicada<sup>8,27,56,57,104,105</sup>.

Podemos realizar estiramientos para mantener la extensibilidad existente, o bien para mejorar o ampliar la extensibilidad de la UMT<sup>27,56,57</sup>:

➤ Si pretendemos mantener la extensibilidad:

- Estirar periódicamente suficientemente un músculo relajado para producir un alargamiento completo, hasta que se percibe la tensión interna. Sabemos que este alargamiento sólo implica a los elementos contráctiles y capas conjuntivas.
- Debemos remarcar la importancia del alargamiento depende de la intensidad que se transfiere a la UMT.
- Las estructuras tendinosas sólo se ven solicitadas si la fuerza reactiva interna es suficiente, es decir, cuando el alargamiento de la parte contráctil y conjuntiva está casi agotado.
- Si estiramos con el músculo contraído, conseguimos menos amplitud articular, pero la sollicitación tendinosa es más rápida y eficaz, y así evitamos sobrepasar las propiedades de extensibilidad fisiológicas de la parte central.

➤ Si pretendemos mejorar la extensibilidad:

- Debemos estirar la UMT relajada hasta el límite superior de su fase de alargamiento elástico, hasta llegar a la puesta en tensión interna.
- Llegar hasta un esfuerzo de tracción en que se solicite hasta la zona tendinosa, y entonces aumentar progresivamente a velocidad lenta hasta agotar las capacidades del individuo.
- Prestar atención al componente de rotación para proteger los elementos

capsuloligamentosos.

- Si queremos focalizar el estiramiento en zona tendinosa, producir un esfuerzo de tracción del músculo contraído, para que la zona central permanezca más rígida y se transmita la tracción a los tendones.

Tanto si pretendemos mantener la extensibilidad como si queremos mejorarla, la flexibilidad muscular es esencial para evitar lesiones musculares, especialmente si hablamos de los isquiosurales<sup>106,107</sup>. Además de la flexibilidad, para prevenir roturas fibrilares es importante evitar realizar fuerzas excéntricas excesivas y los desequilibrios musculares<sup>102,106,108,109</sup>. La falta de elasticidad no sólo afecta a aspectos musculares, sino también a niveles óseos, ya que, entre otros puede provocar dolor lumbar por alteraciones crónicas de las articulaciones zigapofisarias<sup>110</sup>. Además de valorar la elasticidad de la musculatura isquiosural, sería aconsejable examinar otros parámetros sobre la condición física de los sujetos que practican fútbol como son la fuerza, la estabilidad del core, la fatiga muscular, y la arquitectura de los músculos isquiosurales, así como valorar otras lesiones que puedan perpetuar la limitación del arco articular de la cadera<sup>111-115</sup>.

### 1.7.1 Mecanismos y persistencia del alargamiento miotendinoso

#### ➤ Fenómenos mecánicos.

Debido al alto contenido de tejido conjuntivo, la UMT es muy fibrosa, lo cual le proporciona un carácter fibroso, y por tanto casi inextensible. Sin embargo, los estiramientos repetidos pueden hacer modificar esta estructura de capas en red o malla. Además desde la capa superficial de piel hasta las capas más profundas del cuerpo existen multitud de capas superpuestas de diferentes tejidos, que con los estiramientos repetidos

hacen que estos espacios virtuales entre las diferentes capas se deslicen unos sobre otros mejorando consecuentemente la extensibilidad<sup>27,31</sup>.

A su vez, los continuos estiramientos aumentan la temperatura tisular, lo que dilata los tejidos, y hace disminuir la viscoelasticidad, favoreciendo la flexibilidad<sup>17,27,31,32,75</sup>.

➤ Fenómenos líquidos o vasculares.

Al realizar una tracción sobre un cuerpo rico en agua, el agua tiene tendencia a ser extravasada del cuerpo. Con los estiramientos realizamos un aplastamiento miotendinoso, lo que hace evacuar el líquido del músculo y por tanto presentar mayor alargamiento hasta que el líquido es reabsorbido por el músculo. Podemos hablar entonces de un drenaje circulatorio<sup>8,27,55</sup>.

➤ Fenómenos nerviosos.

En esta vida de las prisas y de estrés, nuestra musculatura está constantemente en situación de CM defensiva, lo que puede desencadenar un proceso crónico y favorecer el acortamiento muscular. La realización de estiramientos de forma asidua y con control del sujeto, contribuyen a disminuir la tensión muscular mediante mecanismos neurológicos<sup>27,31,56,57</sup>.

También podemos invocar al reflejo miotático inverso, que aparece cuando se lleva a cabo un estiramiento potente y prolongado que conlleva a una inhibición refleja total del músculo estirado. Este reflejo es el que se suele utilizar para interrumpir un calambre<sup>27,30,68</sup>.

## 1.8. Importancia de los isquiosurales en el fútbol.

Una de las lesiones más frecuentes en la práctica del fútbol es sin duda la “pubalgia”. Este problema también lo podemos encontrar en otros deportes como el rugby, tenis, frontón, judo, golf... La pubalgia aparece como consecuencia de una agresión en la sínfisis del pubis. Esta agresión puede ser de origen traumático o crónico, siendo las que más nos interesan para nuestro estudio son las de origen crónico. En este caso, las cadenas musculares del tronco y de los miembros inferiores nos proporcionarán el hilo conductor del análisis respecto a la pubalgia crónica<sup>39,116</sup>.

Los futbolistas trabajan mucho en semiflexión de rodilla, lo que ocasiona que el cuádriceps esté de manera importante y casi constantemente trabajando. Desde esta posición, los isquiosurales tendrán un trabajo cualitativamente más importante que si la rodilla se mantuviera en extensión. Además, la rodilla en semiflexión es menos estable que en extensión en donde se produce el bloqueo. Esta disminución de la contención de los ligamentos se compensará por el papel activo de los isquiotibiales, que actuarán para conducir la estática de la rodilla como riendas en el hocico de un caballo<sup>116-118</sup>.

Los isquiosurales tienen que asociar el grado de flexión con la rotación y la abdo-aducción necesaria para conseguir y preservar el equilibrio de la rodilla, actuando “a bocanadas motoras”. Este trabajo intermitente tiene como resultado valorar el volumen de estos músculos así como su vaso-motricidad, observando que pueden desarrollar isquiosurales voluminosos, fuertes y cortos para la estabilidad de sus rodillas<sup>68,73,112,116</sup>.

Cuando los isquiosurales son cortos, tratan de mejorar su longitud mediante compensaciones tanto estáticas como dinámicas<sup>96,116</sup>.

### 1.8.1 Compensaciones estáticas (Figura 17).

Los isquiosurales cortos pueden mejorar su longitud:

- A nivel de la rodilla mediante un fléxum.

Con esta flexión, la tracción del bíceps femoral puede provocar una sensibilidad de los ligamentos peroneotibiales. Como el cuerpo obedece a la ley del confort intentará adoptar una posición antiálgica facilitando la rotación externa de la tibia bajo el fémur, dando así un pequeño crédito de longitud y de confort al bíceps femoral.

A veces esta compensación será insuficiente y dará lugar a una tendinitis en la cara externa de la rodilla con el consiguiente bloqueo del peroné posteriormente. La sintomatología será similar a lesión del menisco externo, aunque éste esté intacto. Sólo con la realineación de rodilla para equilibrar las cadenas musculares podemos prevenirlo, ya que la ausencia de prevención si podría ocasionar lesiones meniscales por desalineación de los cóndilos femorales<sup>73,116</sup>.

- A nivel de la cresta ilíaca.

Los isquiosurales tensos hacen descender las tuberosidades isquiáticas, a la vez que posteriorizan las alas ilíacas, junto con la ayuda de los abdominales. Esta rotación posterior ocasiona el estiramiento de los aductores, los cuales soportan mal este alargamiento suplementario o un trabajo excesivo. Muy pronto aparecen las sobrecargas, contracturas, tendinitis... a este nivel insercional. Estas contracturas no deberían ser relajadas, puesto que a pesar de obtener un alivio a corto plazo para nuestro paciente, este alargamiento de aductores será aprovechado por los isquiosurales y los abdominales para llevar secundariamente a los aductores a una posición peor. Es decir, debemos obtener un estiramiento de los aductores, producto de la flexibilización ganada

de los isquiosurales y abdominales<sup>40,41,116</sup>.

- A nivel de la cadera.

La tensión de los isquiosurales más la tensión de alargamiento de los aductores producen como resultante una compresión de la cavidad cotiloidea sobre la cabeza femoral, es decir, una sobrecarga funcional<sup>109,116,119</sup>.

- A nivel de los músculos isquiosurales.

La musculatura se acostumbra a trabajar en acortamiento, y pierden su capacidad de trabajo en alargamiento, lo que los hace más vulnerables a contracturas, distensiones, desgarros, dolores en las vainas, tendinitis...<sup>36,37,116,120,121</sup>

- A nivel de la columna lumbar.

Las cadenas posteriores de miembros inferiores tienden a posteriorizar los ilíacos, y a rectificar la columna lumbar. Esto pone en acción a diferentes músculos que se oponen a la rectificación y comienzan a trabajar en cuerda de arco. El primero en actuar es el cuadrado lumbar, y a continuación el psoas ilíaco es el siguiente que tiende a aumentar la lordosis. Esta puja muscular provoca que a largo plazo un exceso de compresiones intervertebrales y discales con fatiga lumbar, dolores en barras. La columna agotada será susceptible a bloqueos vertebrales, y futura artrosis lumbosacra<sup>109,116,119,122,123</sup>.

- A nivel sacroilíaco.

Contamos con la posterioridad del ilíaco frente a la tendencia a horizontalidad del sacro, pudiendo, en casos extremos llevar a un atornillamiento con tendencia a bloqueo y anquilosis. Los ligamentos isquiosacros estarán en tensión constante dando lugar a contracturas en los músculos piramidales, que simulan puntos ciáticos<sup>78,96,109,116,124,125</sup>.

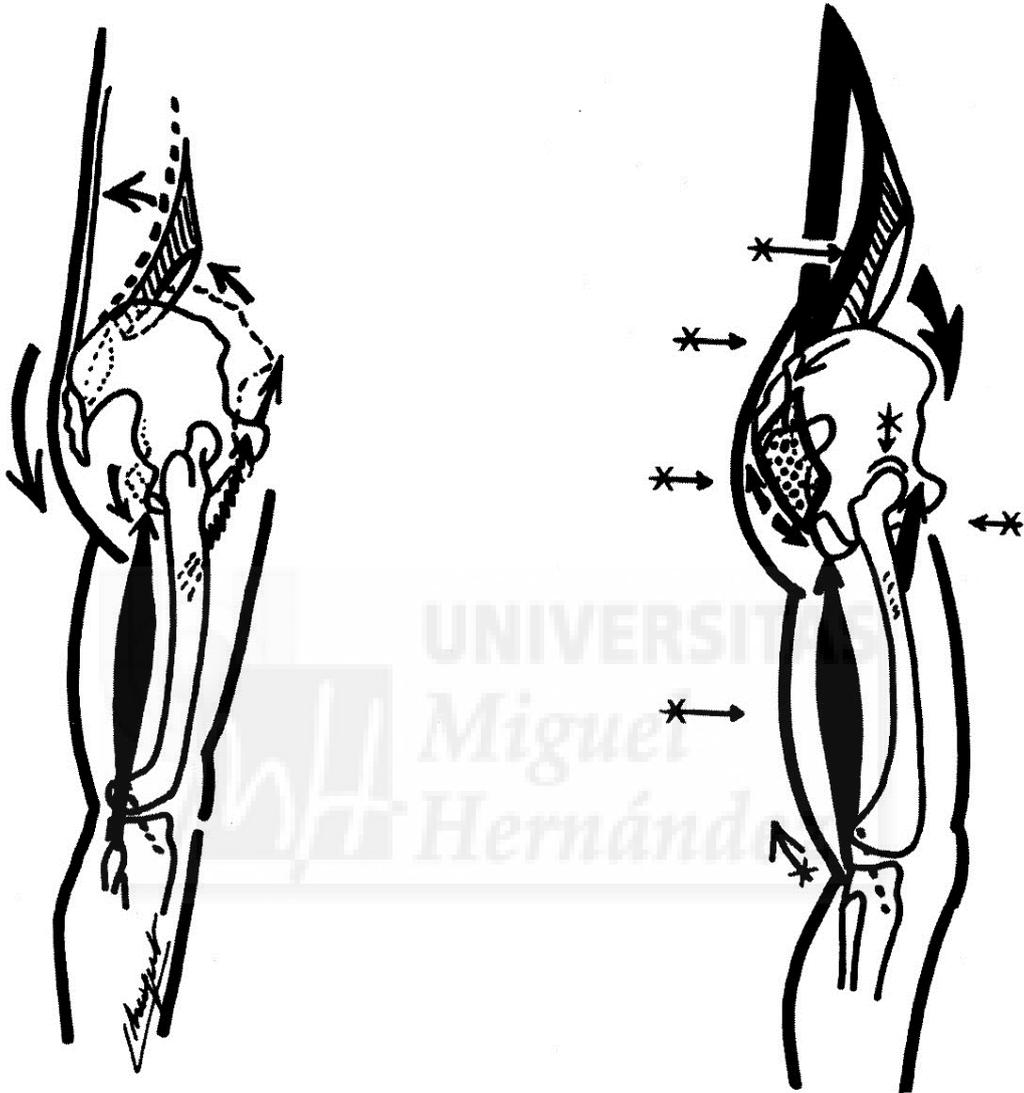


Figura 17. Compensaciones estáticas por acortamiento de los músculos isquiosurales<sup>xviii</sup>.

<sup>xviii</sup> Tomado de Busquet L. La pubalgia. En: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona: Paidotribo; 2008

### 1.8.2 Compensaciones dinámicas<sup>3</sup>.

En la práctica del fútbol, son varias las compensaciones que se pueden observar sobre todo en la fase del golpeo antes de que aparezcan los problemas como la pubalgia. La fisiología de la cadera es imprescindible para el buen funcionamiento, la cual depende, entre otros, de la buena fisiología de los isquiosurales<sup>73,116</sup>.

Al realizar la flexión de cadera, la rodilla describe un arco alrededor de la cadera, cuyo radio es el fémur. El ángulo de flexión de cadera es importante, y obviamente, el movimiento de la cadera será más libre cuanto más flexibles son los isquiosurales. Esto ayuda a un chut o toque de balón más sutil, económico y eficaz<sup>73,112,116</sup>.

En el caso de estar ante un caso de acortamiento de isquiosurales, las compensaciones que nos podemos encontrar son:

- ❖ 1ª: limitación del ángulo de golpeo (Figura 18).
- ❖ 2ª: flexión excesiva de rodilla (Figura 19).
- ❖ 3ª: flexión de la rodilla de apoyo, excesiva participación de los abdominales (Figura 20).

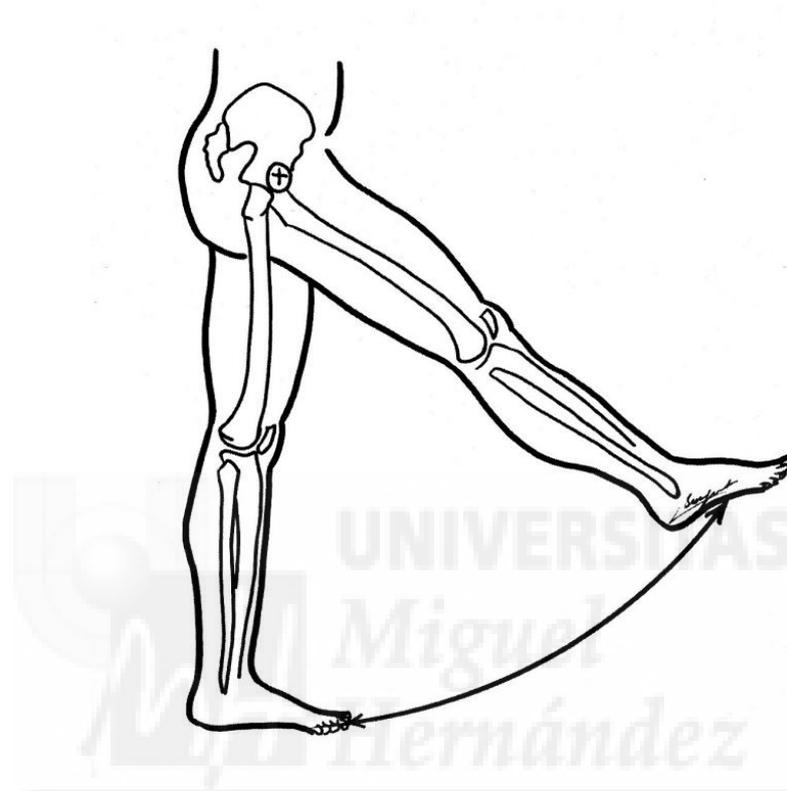
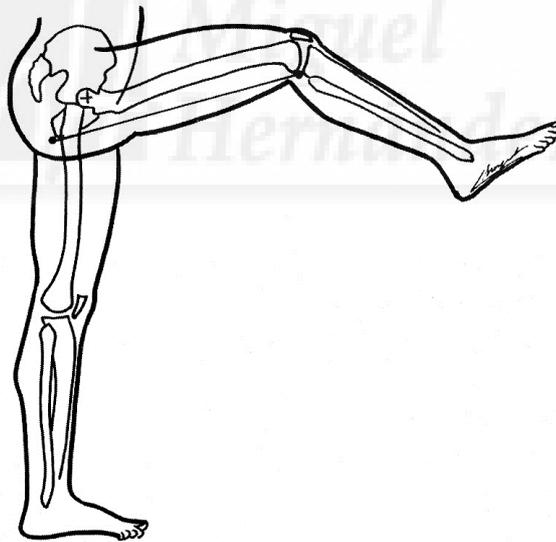
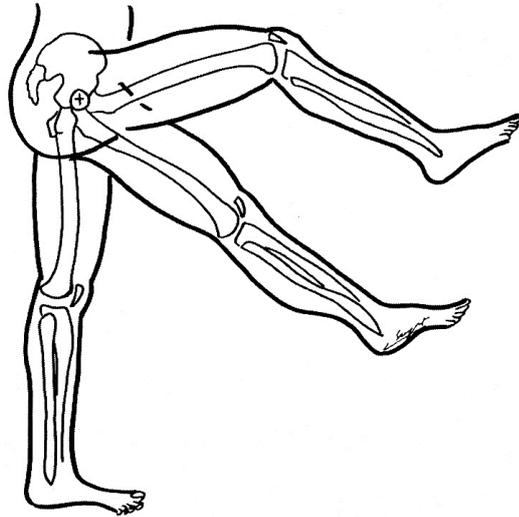


Figura 18. Compensación dinámica: 1ª: limitación del ángulo de golpeo<sup>xix</sup>.

---

<sup>xix</sup> Tomado de Busquet L. La pubalgia. En: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona: Paidotribo; 2008



**Figura 19. Compensación dinámica: 2ª: flexión excesiva de rodilla<sup>xx</sup>.**

---

<sup>xx</sup> Tomado de Busquet L. La pubalgia. En: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona: Paidotribo; 2008



**Figura 20. Compensación dinámica: 3ª: flexión de la rodilla de apoyo, excesiva participación de los abdominales<sup>xxi</sup>.**

<sup>xxi</sup> Tomado de Busquet L. La pubalgia. En: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona: Paidotribo; 2008

La puesta en juego de los abdominales rectos y oblicuos provoca movimientos fisiológicos bien aceptados por el pubis en la medida en que el movimiento de cadera es suficientemente libre<sup>37,109,116</sup>.

El conjunto de los isquiosurales participa en la flexión de la rodilla, equilibrándose sus componentes de rotación interna y externa. En semiflexión, estando relajado el bloqueo ligamentoso de la rodilla, los isquiosurales internos y externos actúan sobre esta articulación como riendas en un caballo. Por sus acciones rápidas a bocanadas, centran de nuevo la rodilla jugando con sus componentes de varo, valgo, rotación interna y externa. El papel propioceptivo de los isquiosurales es primordial para preservar la integridad ligamentosa<sup>73,116</sup>.

Esta función pide a los músculos, para que sea eficaz, disponibilidad para la CM rápida y frecuente. Por eso, no es necesario que el cuerpo muscular se vea alineado en una tensión constante<sup>40,41,116</sup>.

Los deportes que favorecen la semiflexión de rodillas, como el esquí, el rugby, baloncesto, tenis, judo y, como no, el fútbol entre otros solicitan mucho más la función propioceptiva en carrera corta (semiflexión). En esta función a bocanadas la troficidad de este grupo muscular se revaloriza. Por su función habitual en la carrera corta y su aumento de volumen, el músculo tiende a perder su capacidad de estiramiento<sup>35,116</sup>.

La fuerza del músculo está por encima de su flexibilidad. Esta evolución puede llegar a ser perversa. La potencia del músculo, cuando se cultiva en detrimento de la flexibilidad, frena sus cualidades propioceptivas. Los ligamentos están menos protegidos por los juegos musculares más bastos, y por tanto, la frecuencia de esguinces aumenta de forma importante. En estas condiciones el músculo fuerte se debilita. En la práctica deportiva será muy sensible al estiramiento rápido: aumento del número de contracturas, distensiones, roturas<sup>110,112,116</sup>... Para resumir, se debe trabajar tanto la fuerza como la flexibilidad de un músculo para conservar las propiedades fisiológicas y evitar las posibles lesiones por la falta de elasticidad isquiosural.

El diagnóstico de estos músculos con mayor factor de riesgo es fácil de realizar

con el test de flexión de pie. El individuo compensará con una flexión de rodilla. En este caso se sufren tensiones en los isquiosurales en concéntrico. El tratamiento consistirá en realizar posturas excéntricas con el músculo<sup>27,116,126</sup>.

Durante estos tests, encontramos una segunda categoría de pacientes que también presentan tensiones en los isquiosurales. Durante el test compensan con un recurvatum de la rodilla o tendencia al recurvatum. En este caso los isquiosurales estarían en tensión excéntrica. Éstos sufren la tensión del grupo antagonista que está en CM concéntrica: el recto anterior, el cuadrado lumbar<sup>27,116</sup>.

En primer lugar, estos músculos posteriores sufren una tensión constante en las carreras largas y pierden también una parte de su calidad propioceptiva. En segundo lugar, se debe trabajar sobre este grupo muscular con un trabajo específico propioceptivo<sup>31,73,116,121</sup>.

## **1.9. Escuela Municipal de Fútbol Base de Jumilla (EMFBJ)**

La EMFBJ fue fundada en el año 2002 con el objetivo de promocionar y fomentar la realización de deportes en los niños en edad escolar, especialmente en la práctica de fútbol. En sus inicios, el club comenzó la temporada 2002/2003 con un total de 4 equipos afiliados a la Federación de Fútbol de la Región de Murcia (FFRM), uno por categoría (juvenil, cadete, infantil y alevín). En la actualidad, el club cuenta con un total de 12 equipos abarcando desde las categorías juvenil hasta prebenjamín, y con un total de 185 niños inscritos en la FFRM.

Jumilla es una localidad situada en el sureste de España, zona mediterránea donde la práctica de fútbol es muy frecuente entre los niños que están en los rangos de edad de 8 a 18 años. Dado que, como hemos justificado, la prevalencia del SIC en la práctica de algunos deportes como el fútbol es tan elevada, nos vemos obligados a realizar este estudio de investigación para solventar las posibles consecuencias de este síndrome e intentar mejorar la

calidad de vida de estos niños.

## **1.10. El Síndrome de los Isquiosurales Cortos. Antecedentes y estado actual.**

Desde los primeros estudios de Bado, se sabe que la disminución de la extensibilidad de la musculatura de la parte posterior del muslo no suele ocasionar manifestaciones clínicas iniciales, aunque podía ocasionar repercusiones desde su aparición en la infancia. Gracias a sus estudios, podemos distinguir al menos dos grados de cortedad funcional: cortedad moderada (grado I), y cortedad marcada (grado II), con elevada frecuencia a presentar síntomas clínicos<sup>127,128</sup>.

El síndrome de isquiosurales cortos (SIC) se caracteriza por la pérdida de extensibilidad y elasticidad de la musculatura isquiosural, la etiología no conocida, el inicio en la infancia en mayor o menor grado y la posibilidad de ocasionar repercusiones tanto en el raquis como en la pelvis (dorsalgias, lumbalgias, lumbociáticas y hernias discales, responsables de la mayoría de las bajas laborales en nuestros días), además de las lesiones musculares producto de esa descompensación muscular<sup>116,121,129</sup>.

Se estima una prevalencia entre el 25 y 30 % según diferentes estudios realizados con escolares.<sup>130</sup> Además, es bien conocido que la práctica de determinados deportes como el fútbol aumentan la prevalencia del SIC, con lo que estamos frente a una población que reúne varios factores de riesgo y que, por tanto requiere una valoración para considerar posibles intervenciones que favorezcan que el futuro de sus espaldas sea más saludable<sup>116,121,131</sup>, y a su vez minimizar los desequilibrios musculares producto de los ejercicios y entrenamientos no correctamente planificados<sup>132,133</sup>.

Así pues, por un lado se observan las repercusiones físicas y por otro las sociales (absentismo y bajas laborales)<sup>131</sup> lo que imprime mayor interés en el estudio de esta entidad.

En consecuencia, resulta de interés valorar esta musculatura en los niños que practican fútbol en edad escolar, y con ello poder prevenir, en la medida de lo posible, las repercusiones de la falta de elasticidad de la musculatura isquiosural<sup>131,134</sup>,

Hasta el momento, en el tratamiento del SIC (Tabla 2), se han realizado tratamientos mediante EP y EA con diferentes técnicas<sup>134-138</sup>.

Sin embargo, existen pocos estudios que comparen la efectividad de los EA mediante corrientes de baja frecuencia frente a otros estiramientos<sup>139,140</sup>. Es por ello que en este estudio nos proponemos comparar las diferentes técnicas de estiramiento en cuanto a su efectividad para obtener la mayor mejoría posible en el tratamiento del SIC en niños en edad escolar que practican fútbol.



**Tabla 2: Evidencia de la amplitud de movimiento inducido por diferentes duraciones de estiramiento.**

<b>Autores</b>	<b>Población</b>	<b>n</b>	<b>Intervención</b>	<b>Parámetro</b>	<b>Resultados</b>
Ayala et al. <sup>(86)</sup>	Jóvenes adultos sanos voluntarios (57h/25m)	82	EA (12×15seg vs. 6×30seg durante 12 semanas)	SLR	19.85° (15seg) 20.40° (30seg)
Ayala et al. <sup>(87)</sup>	Universitarios jóvenes adultos sanos (106h/44m)	150	EA (12×15seg, 6×30seg, 4×45seg durante 12 semanas)	SLR	19.85° (15seg) 20.40° (30seg) 21.44° (45seg)
Bandy et al. <sup>(80)</sup>	Sujetos de 21-39 años con flexibilidad isquiosural limitada (61h/32m)	93	EE (3×1min, 3×30seg, 1×1min, 1×30seg; 5/semana durante 6 semanas)	PKE	10.5° (3×1min) 10.05° (3×30seg) 10.45° (1×1min) 11.50° (1×30seg)
Covert et al. <sup>(76)</sup>	Participantes de 18-27 años y PKE>20° (16h/16m)	32	EE vs. EB (30seg 3/semana durante 4 semanas)	PKE	11.9° EE 3.8° EB
Davis et al. <sup>(136)</sup>	Jóvenes adultos de 21-35 sanos	19	EE, EP, FNP (30seg 3/semana durante 4 semanas) and control	PKE	13.1° FNP 23.7° EE 11.5° Autoestiram.
De Hoyo Lora et al. <sup>(81)</sup>	Jugadores de la 1ª división de voleibol	10	EA +TENS vs. FNP durante 2 semanas	SLR	19.8 cm EA+TENS
DePino et al. <sup>(92)</sup>	Hombres cadetes de la escuela militar	30	EE (4 ×30seg) vs. control	AKE	7.3°
Fasen et al. <sup>(90)</sup>	Sujetos de 21-57 años	100	EA vs. EP durante 8 semanas	PKE	EE vs. EB p=0.0066
Li et al. <sup>(124)</sup>	Sujetos sin desequilibrio muscular conocido en espalda ni extremidades inferiores y con isquiosurales cortos	30	EE (10×15seg durante 3 semanas) vs. control	SLR y AKE	9° SLR 12° AKE 0.6° ángulo lumbar de pie 2.5° inclinación pélvica de pie

<b>Autores</b>	<b>Población</b>	<b>n</b>	<b>Intervención</b>	<b>Parámetro</b>	<b>Resultados</b>
López-Miñarro et al. <sup>(141)</sup>	Empleados del servicio de policía de un área urbana.	55	EE (3×20seg 3 veces cada uno)	SLR y SR	8.9° SLR Derecho 8.71° SLR Izquierdo 5.45cm SR
Maciel et al. <sup>(139)</sup>	Mujeres no atletas	30	EE (3×30seg cada día/2semanas) vs. Aplicación de TENS antes y durante EE	PKE	12.76° EE 17.53° TENS+EE
Meroni et al. <sup>(79)</sup>	Sujetos sanos	65	EA vs. EP durante 6 semanas	PKE	8.7° EE 5.3° EP
O'Hora et al. <sup>(64)</sup>	Universitarios jóvenes sanos (22h/23m)	45	EE 30seg vs. FNP	PKE	11.8° FNP 7.53° EE
O'Sullivan et al. <sup>(82)</sup>	Universitarios: 18 con lesiones previas/18 sin lesiones previas	36	EE vs. ED	PKE	6° Lesionados (tras calentamiento) 4.7° No lesionados (tras calentamiento) 9° Lesionados (EE) 5.3° No lesionados (EE) 4.7° Lesionados (ED) 2.7° No lesionados (ED)
Ogura et al. <sup>(142)</sup>	Hombres voluntarios sin enfermedad conocida	10	EE (30seg vs. 60seg)	SR	2.1 cm (30seg) 3.0 cm (60seg)
Pérez et al. <sup>(140)</sup>	Diez sujetos	10	EA vs. E+TENS 2 semanas	PKE	3.8° EA 9.4° TENS
Puentedura et al. <sup>(65)</sup>	Sujetos sin excesiva flexibilidad de isquiosurales (17h/13m)	30	EE (2×30seg) vs. FNP	AKE	9.1° EE (A los 30seg tras estirar) 8.9° FNP (A los 30seg tras estirar)
Roberts et al. <sup>(88)</sup>	Miembros del club de deportes universitario (19h/5m)	24	EA (5seg o 15seg 3/semana durante 5 semanas)	SLR y PKE	6.17° (15seg) SLR 6.08° (5seg) SLR 5.79° (15seg) PKE 5.34° (5seg) PKE
Russell et al. <sup>(83)</sup>	Universitarios activos recreativamente (22h/25m)	47	EE gemelos, EE isquios o ambos (3/semana durante 4 semanas)	PKE en flexión plantar relajada y con tobillo neutro	12.16° (Gemelos) 13.78° (Isquiosural) 9.87° (Gemelos + Isquiosural)

<b>Autores</b>	<b>Población</b>	<b>n</b>	<b>Intervención</b>	<b>Parámetro</b>	<b>Resultados</b>
Santonja et al. <sup>(119)</sup>	Niños de 10-11 años	62	EA (5min 2/semana durante 9 meses vs. 5min 4/semana durante 9 meses)	SLR	9.3° (2/semana) 16.9° (4/semana)
Weijer et al. <sup>(93)</sup>	Estudiantes de fisioterapia voluntarios con flexibilidad limitada de isquiosurales bilateral (28h/28m)	56	Calentamiento 10min + EE 3×30seg EE 3×30seg Calentamiento Control	AKE	10.3° (A las 24h tras estiramiento) 7.7° (A las 24h tras estiramiento)
Ylien et al. <sup>(59)</sup>	Hombres sanos, no atletas, que realizan deporte recreacional 4/semana	12	EE (6×30seg cada día durante 4 semanas)	SLR	17°

Abreviaturas: h, hombre; m, mujer; EA, estiramiento activo; AaxBb, Aa=repeticiones, Bb= duración; SLR, straight leg raise; EE, estiramiento estático; PKE, passive knee extension; EB, estiramiento balístico; EP, estiramiento pasivo; FNP, facilitación neuromuscular propioceptiva; AKE, active knee extension; ED, estiramiento dinámico; PT, pico torque; EEM, electromiografía; MMG, mecanomiografía; TENS, transcutaneous electrical nervous stimulation; SR, sit and reach.

## **2. RESUMEN GLOBAL DE LAS PUBLICACIONES PRESENTADAS<sup>xxii</sup>**

---

<sup>xxii</sup> Todas las menciones a Tablas y Figuras de este capítulo corresponden al artículo publicado, no a la memoria final de tesis.



## 2.1. Resultados

La Figura 5 muestra el número de pacientes en cada fase del estudio. De los 85 niños que desearon participar, 23 fueron excluidos por no cumplir criterios de inclusión. Por lo que 62 fueron incluidos y se les realizó el proceso de aleatorización. Después de dos meses 11 pacientes abandonaron el estudio (3 del grupo 1 [2 fracturas y 1 abandono], 5 del grupo 2 [todos abandonos] y 3 del grupo 3 [todos abandonos]).

En la Tabla 2 se observa las características descriptivas de la muestra inicial, así como la homogeneidad de los grupos. No hubo diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en ninguna de las variables entre los grupos. Además, en la Tabla 2 se comprueba de forma satisfactoria que los pacientes que abandonaron el estudio ( $n=11$ ) tenían características similares a los que permanecieron en el mismo ( $n=51$ ) ( $p > 0.05$ ).

En la Tabla 3 observamos el análisis cuantitativo realizado sobre nuestros pacientes. En la comparación entre los grupos 1 y 2 observamos una reducción significativa media de  $5.5^\circ$  en el SLR Derecho. Respecto al PKE encontramos un aumento significativo medio de  $10.2^\circ$  para el derecho y  $6.2^\circ$  para el izquierdo. En el TT y en el SLR izquierdo no hubo diferencias significativas.

En la comparación del grupo 1 con el 3, todas las diferencias medias fueron estadísticamente significativas. En el SLR derecho fue una reducción media de  $12.3^\circ$  y en el izquierdo de  $10^\circ$ . Respecto a los PKE se observó un aumento medio de  $12.9^\circ$  (derecho) y de  $8.5^\circ$  (izquierdo). El TT experimentó una reducción media de 8.9 cm.

La comparación entre los grupos 2 y 3, mostró una reducción media significativa en el SLR (derecho, 6.8°; izquierdo, 6.2°). El TT tuvo una reducción media de 6.7 cm. El PKE no obtuvo diferencias significativas.

Los pacientes que mejoraron su amplitud articular experimentaron: SLR izquierdo, 22 (43,1%); derecho SLR, 25 (49,0%); izquierda PKE, 25 (49,0%); derecho PKE, 21 (41,2%); TT, 23 (45,1%).

En la Tabla 4 se observa el análisis de la relevancia clínica. En las variables significativas cuando comparamos el grupo 1 con el grupo 2 los RR oscilaron entre 0.35 y 0.38, los RRR entre 0.62 y 0.65, los ARR entre 0.32 y 0.39, y los NNT entre 3 y 4. Los SLR y el PKE izquierdo no fueron significativos.

En la comparativa del grupo 1 con el 3, todas las variables fueron significativas: RR (0.12-0.28), RRR (0.72-0.88), y ARR (0.60-0.83). Todos los NNT tuvieron un valor de 2.

Comparando las diferencias significativas del grupo 2 con el 3, observamos lo siguiente: RR, 0.44-0.53; RRR, 0.47-0.56; ARR, 0.40-0.56; y NNT 2-3. No fue significativo el PKE derecho.

## **2.2. Discusión**

En todos los parámetros principales de nuestro estudio por norma general se obtuvo mayor mejoría en el grupo 1 que en el resto de grupos. A su vez, el grupo 2 obtuvo mayoritariamente mejorías frente al grupo 3. Analizando la bibliografía hemos encontrado 2 trabajos que comparaban la efectividad de las corrientes frente a los estiramientos activos. Estos papers tienen diseños

(duración de los estiramientos, tipo de corriente, aplicación de las corrientes y frecuencia de las sesiones de estiramiento/corrientes) y poblaciones (mujeres no atletas y hombres adultos jóvenes) muy diferentes al nuestro. En estos trabajos, se obtuvo un incremento positivo medio de unos 5° en el PKE cuando se aplican corrientes en vez de estiramientos activos. Posiblemente nosotros hayamos obtenido una mejoría significativa con el uso de corrientes debido a que los otros estudios fueron realizados con tamaños muestrales reducidos, y se hicieron en población adulta y no deportista. El resto de autores valoraron diferentes tipos de estiramientos que no son comparables a nuestro trabajo (Tabla 1).

Durante el seguimiento hubo dos fracturas, ambas en el Grupo 1 (Figura 5). Como el número fue muy pequeño, consideramos que fue debido al azar. No obstante, esto debería ser corroborado por futuros estudios.

Cuando iniciamos este estudio, esperábamos encontrar que las corrientes contribuyeran de forma significativa a una mejoría en el estado de la extensibilidad de la musculatura isquiosural de los niños con SIC. Sin embargo, un resultado no esperado ha sido que en el SLR izquierdo y en el TT las corrientes no tuvieran diferencias significativas con los estiramientos activos. Posiblemente, esto sea debido a que la mayoría de los niños tienen como pierna dominante la derecha, por lo que esta pierna es más solicitada hacia el estiramiento cuando se realiza el chut que la izquierda en la práctica de fútbol. Respecto al TT, pensamos que podría no haber influido puesto que esta prueba no sólo valora extensibilidad isquiosural, sino que también pone en

juego múltiples articulaciones, cadenas musculares y puede ser alterada por la diversidad de longitud de miembros.

Los servicios de fisioterapia deberían ser activos en la lucha contra el SIC en la infancia, integrando técnicas que permitan minimizar este problema. Nuestros resultados nos indican que el uso de corrientes combinado con estiramientos activos es una técnica relevante para la práctica clínica habitual que debería integrarse de forma sistemática en niños que practican fútbol con este síndrome. Esto se fundamenta no solo en las diferencias estadísticamente significativas encontradas entre las diferentes intervenciones sino también en los excelentes resultados cuando se analizan los indicadores de relevancia clínica.

### *2.2.1 Fortalezas y limitaciones del estudio*

La principal fortaleza de este estudio es la falta de otros trabajos que analicen la repercusión de las corrientes en combinación con estiramientos activos en niños con SIC que practican fútbol, por lo que este estudio es pionero en el análisis de esta técnica en esta población. Además, los resultados encontrados aportan utilidad clínica en las consultas de fisioterapia. Otro punto a destacar es la alta potencia estadística en los análisis planteados, ello nos permite inferir nuestros resultados con una posibilidad de error mínima. Finalmente el diseño de nuestro estudio se corresponde con un ensayo clínico aleatorizado a ciego simple, con lo que todos los posibles errores sistemáticos quedan minimizados al ser distribuidos por igual entre todos los grupos.

En cuanto a las limitaciones del estudio, debemos tener en cuenta que estos resultados se limitan a los niños de 10 a 16 años que juegan al fútbol.

### **2.3. Conclusión**

Creemos que este estudio es ideal para comparar las diferentes técnicas planteadas. A modo de resumen podemos decir que en niños que practican fútbol con SIC las corrientes combinadas con los estiramientos activos producen mayor mejoría que los estiramientos activos, y éstos a su vez son superiores a los estiramientos convencionales realizados en los entrenamientos.

No debemos olvidar recomendar la realización de estiramientos de todos los grupos musculares, incidiendo en isquiosurales especialmente en niños de estas características. Así pues una de nuestras máximas es concienciar sobre la importancia de los estiramientos para que adquieran el hábito de su realización.

### 3. BIBLIOGRAFÍA





- 1 Perelló I, Ruiz F, Ruiz A, Caus N. Educación física. Temario para la preparación de oposiciones. Vol II. Sevilla: MAD; 2002.
- 2 Anderson B. Estirándose: guía completa de estiramientos para tonificar, flexibilizar y relajar el cuerpo. Barcelona: Integral; 2000.
- 3 Comerford MJ. Dynamic stabilisation-evidence of muscle dysfunction. Society of Orthopaedic Medicine Conference. London: British Institute of Musculoskeletal Medicine; 1997.
- 4 Corbin CB, Noble L. Flexibility: a major component of physical fitness. J Phys Educ. 1980; 51(6): 23-4.
- 5 Ordax-Giménez G. Estiramientos. Barcelona: El peu; 2001.
- 6 Maigne R. El dolor de espalda. Barcelona: Paidotribo; 1995.
- 7 Liebenson C. Manual de rehabilitación de la columna vertebral. 2ª ed. Badalona: Paidotribo; 2008.
- 8 Prentice WE. Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva. 4ª ed. Badalona: Paidotribo; 2009.
- 9 Ozolin NG. Sistema contemporáneo de entrenamiento deportivo. La Habana: Científico Técnica; 1998.
- 10 Álvarez Villar C. La preparación física del fútbol basada en el atletismo. Madrid: Gymnos; 1983.
- 11 Anderson B, Burke E. Scientific, medical and practical aspects of stretching. Clin Sports Med. 1991; 10(1): 63-8.
- 12 Moreno JA, Rodríguez PL. Contenidos teóricos en educación física. Murcia: Diego Marín; 1995.
- 13 Fartel VS. La regulación de los movimientos en el deporte. Moscú: Fizcultura y Sport; 1975.
- 14 Useros García P, Campos Aranda M. Estiramientos analíticos y stretching global activo en clases de educación física. Fisioterapia. 2011; 33 (2): 70-8.
- 15 Sölverborn SA. Stretching. Barcelona: Martínez Roca; 1984.
- 16 Xhardez Y. (2002). Vademécum de kinesioterapia y de reeducación funcional: técnicas, patología e indicaciones de tratamiento. 4ª ed. Barcelona: El Ateneo; 2002.

- 17 Alter MJ. Los estiramientos. Bases científicas y desarrollo de ejercicios. Barcelona: Paidotribo; 1998.
- 18 Faria A, Gabriel R, Abrantes J, Brás R, Moreira H. Triceps-surae musculotendinous stiffness: relative differences between obese and non-obese postmenopausal women. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009; 24(10): 866-71.
- 19 Lambertz D, Souza TOL, Canon F, Xavier LCC, Ferraz KM. Influence of overweight on the active and the passive fraction of the plantar flexors series elastic component in prepubertal children. J Appl Physiol. 2013; 114(1): 73-80.
- 20 Butler DS. Movilización del sistema nervioso. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2002.
- 21 Stokes M. Fisioterapia en la rehabilitación neurológica. 2ª ed. Madrid: Elsevier; 2006.
- 22 Kanbur NO, Düzgun I, Derman O, Baltaci G. Do sexual maturation stages affect flexibility in adolescent boys aged 14 years? J Sports Med Phys Fitness. 2005; 45(1): 53-7.
- 23 Harvey J, Tanner S. Low back pain in young athletes. A practical approach. Sports Med. 1991; 2(6): 394-406.
- 24 Kujala UM, Taimela S, Erkontalo M, Salminen JJ, Kaprio J. Low-back pain in adolescent athletes. Med Sci Sports Exerc. 1996; 28(2): 165-70.
- 25 American College of Sports Medicine. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. 6ª ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
- 26 Schmidt-Olsen S, Jørgensen U, Kaalund S, Sørensen J. Injuries among young soccer players. Am J Sports Med. 1991; 19(3): 273-5.
- 27 Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 1ª ed. Madrid: Panamericana; 1998.
- 28 Bloom W, Fawcett D. Tratado de histología. Buenos Aires: Labor; 1973.
- 29 Harris ML. A factor analytic study of flexibility. Res Q. 1969; 40: 62-70.
- 30 Córdova A, Ferrer R, Muñoz ME, Villaverde C. Compendio de fisiología para ciencias de la salud. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 1994.
- 31 Génot C. Kinesioterapia: Principios y Miembros inferiores. Madrid: Panamericana; 2005.

- 32 Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2001; 90(2): 520-7.
- 33 Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS. *Human Physiology: The mechanisms of body function*. New York: McGraw-Hill; 1994.
- 34 Lieber RL, Fridén J. Mechanisms of muscle injury gleaned from animal models. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81(11): 70-79.
- 35 Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I: Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992; 5(4): 383-9.
- 36 Janda V. Muscle weakness and inhibition (pseudoparesis) in back pain syndromes. En *Modern Manual Therapy of the vertebral column*. Ed. G.P. Grieve. London: Churchill Livingstone; 1986.
- 37 Sahrmann S. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Elsevier Health Sciences; 2002.
- 38 O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 27(2): 114-24.
- 39 Kendall FP, Kendall-McCreary E, Provance PG. *Kendall's músculos: pruebas, funciones y dolor postural*. 4ª ed. Barcelona: Marbán; 2000.
- 40 Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*. 1996; 21(1): 71-78.
- 41 Hamilton C, Richardson C. Active control of the neutral lumbopelvic posture: a comparison between back pain and non back pain subjects. En: *Third Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain*. Viena (Austria):1998.
- 42 Woodley SJ, Mercer SR. Hamstring muscles: Architecture and innervations. *Cells Tissues Organs*. 2005; 179 (3): 125-41.
- 43 Richter P. *Puntos gatillo y cadenas musculares funcionales en osteopatía y terapia manual*. 1ª Ed. Badalona: Paidotribo; 2010.

- 44 Blandine C. Anatomía para el movimiento. Tomo I: Introducción al análisis de las técnicas corporales. 11ª Ed. La liebre de marzo; 2010.
- 45 Netter FH. Sistema nervioso: anatomía y fisiología. Barcelona: Salvat; 1991.
- 46 Netter FH. Sistema musculoesquelético. Barcelona: Masson-Salvat; 1998.
- 47 Norikin CC, White D. Measurement of joint motion: a guide of goniometry. Michigan: Davis; 1995.
- 48 Gajdosik R, Lusin G. Hamstring muscle tightness: reliability of an active-knee-extension test. Phys Ther. 1983; 63: 1085-90.
- 49 Ylien JJ, Kautiainen HJ, Hakkinen AH. Comparison of active, manual, and instrumental straight leg raise in measuring hamstring extensibility. J Strength Cond Res. 2010; 24(4): 972-7.
- 50 Cornbleet SL, Woolsey NB. Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. Phys Ther. 1996; 76(8): 850-5.
- 51 Kearns CF, Isokawa M, Abe T. Architectural characteristics of dominant leg muscles in junior soccer players. Eur J Appl Physiol. 2001; 85 (3-4): 240-3.
- 52 Bienfait M. Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía. Barcelona: Paidotribo; 1997.
- 53 Bienfait M. Bases elementales técnicas de la terapia manual y de la osteopatía. 2ª ed. Barcelona: Paidotribo; 1999.
- 54 Sahrmann, S. A. Diagnosis and treatment of muscle imbalances associated with regional pain syndromes (course notes). In 1993 New Jersey Annual Physical Therapy Conference; New Brunswick (New Jersey): 1992.
- 55 Wiemann K, Hahn K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. Int J Sports Med. 1997; 18(5): 340-6.
- 56 Esnault M. Estiramientos analíticos en fisioterapia activa. Barcelona: Masson; 1996.
- 57 Esnault M, Viel E. Stretching (estiramientos miotendinosos). Automantenimiento muscular y articular. Barcelona: Masson; 1999.

- 58 Klemp P, Learmonth ID. Hypermobility and injuries in a professional ballet company. *Br J Sports Med.* 1984; 18(3): 143-8.
- 59 Ylien JJ, Kankainen T, Kautiainen HJ, Rezasoltani A, Kuukkanen T, Häkkinen AH. Effect of stretching on hamstring muscle compliance. *J Rehabil Med.* 2009; 41: 80-4.
- 60 Borms J, VanRoy P, Samens JP, Haentjens A. Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. *J Sports Sci.* 1987; 5(1): 39-47.
- 61 Cipriani D, Abel B, Rirwitz D. A comparison of two stretching protocols on hip range of motion: implications for total daily stretch duration. *J Strength Cond Res.* 2003; 17(2): 274-8.
- 62 Burke DG, Culligan CJ, Holt LE. The theoretical basis of proprioceptive neuromuscular facilitation. *J Strength Cond Res.* 2000; 14(4): 496-500.
- 63 Youdas JW, Haeflinger KM, Kreun MK, Holloway AM, Kramer CM, Hollman JH. The efficacy of two modified proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques in subjects with reduced hamstring muscle length. *Physiother Theory Pract.* 2010; 26(4): 240-50.
- 64 O'Hora J, Cartwright A, Wade CD, HOugh AD, Shum G A. Efficacy of static stretching and propioceptiva neuromuscular facilitation stretch on hamstring length after a single session. *J Strength Cond Res.* 2011; 25(6): 1586-91.
- 65 Puentedura E, Huijbregts P, Edwards D, In A, Landers M, Fernández-de-Las-Peñas C. Immediate effects of quantified hamstring stretching: hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching. *Phys Ther Sport.* 2011; 12(3): 122-6.
- 66 Funk DC, Swank AM, Mikla BM, Fagan TA, Farr BK.. Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching. *J Strength Cond Res.* 2003; 17(3): 489-92.
- 67 Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? . *Arch Phys Med Rehabil.* 1982; 63: 261-3.

- 68 Ekstrand J, Gillquist J, Liljedahl SO. Prevention of soccer injuries: supervision by doctor and physiotherapist. *Am J Sports Med.* 1983; 11(3): 116-20.
- 69 Dadebo B, White J, Goerge KP. A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *Br J Sports Med.* 2004; 38(4): 388-94.
- 70 Decoster LC, Cleland J, Altieri C, Russell P. The effects of hamstring stretching on range of motion: A systematic literature review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005; 35(6): 377-87.
- 71 Gutiérrez Nieto M, Novoa Castro B, Pérez Fernández MR, Lantarón Caeiro EM, González Represas A. Propuesta de clasificación de las técnicas de estiramiento en fisioterapia. *Fisioterapia: revista de salud, discapacidad y terapéutica física.* 2003; 25(4): 199-208.
- 72 Simoneau GG. The impact of various anthropometric and flexibility measurements on the sit-and-reach test. *J Strength Cond Res.* 1998; 12(4): 232-7.
- 73 Kapandji I. *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Tomo II: Miembro Inferior.* Madrid: Panamericana; 2002.
- 74 Bienfait M. *La reeducación postural por medio de las terapias manuales.* Barcelona: Paidotribo; 2005.
- 75 Murphy JR, Di Santo MC, Alkanani T, Behm D. Aerobic activity before and following short-duration static stretching improves range of motion and performance vs. a traditional warm-up. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010; 35(5): 679-90.
- 76 Covert CA, Alexander MP, Petronis JJ, Davis DS. Comparison of ballistic and static stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(11): 3008-14.
- 77 Chan SP, Hong Y, Robinson PD. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. *Scand J Med Sci Sports.* 2001; 11(2): 81-6.

- 78 Engebretsen AH, Myklebust G, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Intrinsic risk factors for hamstring injuries among male soccer players: A prospective cohort study. *Am J Sports Med.* 2010; 38(6): 1147-53.
- 79 Meroni R, Cerri CG, Lanzarini C, Barindelli G, Morte GD, Gessaga V, Cesana GC, De Vito G. Comparison of active stretching technique and static stretching technique on hamstring flexibility. *Clin J Sport Med.* 2010; 20(1): 8-14.
- 80 Bandy WD, Iron J. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther.* 1997; 77(10): 1090-6.
- 81 De Hoyo LM, Borja C. La electroestimulación como medio para la mejora de la flexibilidad. *Revista digital-Buenos Aires.* 2006; 11: 101.
- 82 O'Sullivan K, Murray E, Sainsbury D. The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 10(1): 37.
- 83 Russell P, Decoster L. Effects of gastrocnemius hamstring and combined stretching programs on knee extensibility. *J Athl Train.* 2010; 2(2): 67-73.
- 84 Bandy WD, Iron J. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27(4): 295-300.
- 85 Smith M, Fryer G. A comparison of two muscle energy techniques for increasing flexibility of the hamstring muscle group. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12(4): 312-7.
- 86 Ayala F, Sainz de Baranda P. Efecto del estiramiento activo sobre el rango de movimiento de la flexión de cadera: 15 versus 30 segundos. *Motricidad: European Journal of Human Movement.* 2008; 20: 1-14.
- 87 Ayala F, Sainz de Baranda P. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(2): 430-6.
- 88 Roberts JM, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med.* 1999; 33(4): 259-63.

- 89 Ayala F, Sainz de Baranda P, Croix M. Effect of active stretch on hip flexion range of motion in female professional futsal players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2010; 50(4): 428-35.
- 90 Fasn JM, O'Connor AM, Schwartz SL, Watson JO, Plataras CT, Garvan CW, Bulcao C, Johnson SC, Akuthota V. A randomized controlled trial of hamstring stretching: Comparison of four techniques. *J Strength Cond Res*. 2009; 23(2): 660-7.
- 91 Serry MA, Best TM. A comparison of 2 Rehabilitation Programs in the Treatment of Acute Hamstring Strains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004; 34(3): 116-25.
- 92 Depino GM, Webrighth WG, Arnold BL. Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. *J Athl Training*. 2000; 35(1): 56-9.
- 93 Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003; 33(12): 727-33.
- 94 Ford P, McChesney J. Duration of Maintained Hamstring ROM Following Termination of Three Stretching Protocols. *J Sport Rehabil*. 2007; 16(1):18-27
- 95 Gómez Hernández E. La prevención de las lesiones musculares y tendinosas: papel de stretching. *Fisioterapia : revista de salud, discapacidad y terapéutica física* 1990 ; 41: 28-31.
- 96 Ferrer V. Repercusiones de la cortedad isquiosural sobre la pelvis y el raquis lumbar [Tesis Doctoral]. Murcia: Universidad de Murcia; 1998.
- 97 Maya J. Potenciación y elongación eléctrica. IX Jornadas Nacionales de Fisioterapia del Deporte. Murcia; 2001.
- 98 Rodríguez P L, Moreno JA. Justificación de la continuidad en el trabajo de estiramiento muscular para la consecución de mejoras en los índices de amplitud articular. *Apunts*. 1997; 48: 54-61.
- 99 Rodríguez JM. Electroterapia en fisioterapia. Panamericana. Madrid. España; 2000.

- 100 Espejo Antúnez L, Maya Martín J, Cardero Durán MA, Albornoz Cabello M. Aumento de la extensibilidad isquiotibial tras aplicar elongación muscular eléctrica. *Fisioterapia*. 2012; 34(3): 112-7.
- 101 Basas García A. Metodología de la electroestimulación en el deporte. *Fisioterapia*. 2001; 36-47.
- 102 Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload Scandinavian. *J Med Sci Sports*. 2003; 13(4): 244-50.
- 103 Woods C, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football - Analysis of hamstring injuries. *Br J Sports Med*. 2004; 38(1): 36-41.
- 104 Souchard P. *Stretching global activo (de la perfección muscular a los resultados deportivos.)* Barcelona: Paidotribo; 2000.
- 105 Denys-Struyf G. *El manual del mezierista*. Barcelona: Paidotribo; 2000.
- 106 Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional Australian Rules football players. *Br J Sports Med*. 2005; 39(6): 363-8.
- 107 Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: Factors that Lead to injury and re-Injury. *Sports Med*. 2012; 42(3): 209-26.
- 108 Gabbe BJ, Bennell KL, Finch CF. Why are older Australian football players at greater risk of hamstring injury? *J Sci Med Sport*. 2006; 9(4): 327-33.
- 109 Thorborg K. Why hamstring eccentrics are hamstring essentials. *Br J Sports Med*. 2012; 46(7): 463-5.
- 110 Ohtsuki K, Ishikura T. Immediate changes in a chronic lumbar pain patient after lumbar exercises and direct stretching of the tensor fasciae Latae and hamstrings: Investigation by a single case study design. *Rigakuryoho Kagaku*. 2011; 26(5): 651-4.
- 111 Hamilton B. Hamstring muscle strain injuries: what can we learn from history? *Br J Sports Med*. 2012; 46(13): 900-4.

- 112 Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Brughelli M. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *Br J Sports Med.* 2012; 46: 81-5.
- 113 Álvarez J, Casajús JA, Corona P. Práctica del fútbol, evolución de parámetros cineantropométricos y diferentes aspectos de la condición física en edades escolares. *Apunts.* 2003; 72: 28-34.
- 114 Croisier JL. Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med.* 2004; 34(10): 681-95.
- 115 Rolls A, George K. The relationship between hamstring muscle injuries and hamstring muscle length in young elite footballers. *Phys Ther Sport.* 2004; 5(4): 179-87.
- 116 Busquet L. La pubalgia. En: *Las cadenas musculares. Tomos III. 5ª ed.* Badalona: Paidotribo; 2008.
- 117 Verrall GM, Kalairajah Y, Slavotinek JP, Spriggins AJ. Assessment of player performance following return to sport after hamstring muscle strain injury. *J Sci Med Sport.* 2006; 9(1-2): 87-90.
- 118 Hennessy L, Watson AWS. Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. *Br J Sports Med.* 1993; 27(4): 243-6.
- 119 Santonja Medina FM, Sainz De Baranda Andújar P, Rodríguez García PL, López Minarro PA. Canteras Jordana M. Effects of frequency of static stretching on straight-leg raise in elementary school children. *J Sports Med Phys Fitness.* 2007; 47(3): 304-8.
- 120 Labovitz JM, Yu J, Kim C. The role of hamstring tightness in plantar fasciitis. *Foot Ankle Spec.* 2011; 4(3): 141-4.
- 121 Busquet L. Miembros inferiores. En: *Las cadenas musculares. Tomos IV. 5ª ed.* Badalona: Paidotribo; 2009.
- 122 Mierau D, Cassidy JD, Yong-Hing K. Low-back pain and straight leg raising in children and adolescents. *Spine.* 1989; 14(5): 526-8.
- 123 Gajdosik RL, Albert CR, Mitman JJ.. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994; 20(4): 213-9.

- 124 Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Phys Ther.* 1996; 76(8): 836-45.
- 125 Gajdosik RL. Hamstring stretching and posture. *Phys Ther.* 1997; 77: 438-40
- 126 Montero-Cámara J, Sierra-Silvestre E, Monteagudo-Saiz AM, López-Fernández J, López-López AI, Barco-Pérez ME. Estiramiento activo excéntrico frente a estiramiento analítico pasivo de los músculos isquiotibiales en dolor lumbar inespecífico subagudo o crónico. Un estudio piloto. *Fisioterapia.* 2013; 35(5): 206-13.
- 127 Bado JL, Barros PC, Ruggiero A, Navillat M. Statistical Analysis of the incidence of the retraction syndrome of the ischiotibial muscles studied in healthy infant groups and its relation to kyphosis. *An Fac Med Univ Repub Montev Urug.* 1964; 49: 328-37.
- 128 Bado JL. *Dorso Curvo.* Montevideo: Artecólor; 1987.
- 129 Borman NP, Trudelle-Jackson E, Smith SS. Effect of stretch positions on hamstring muscle length, lumbar flexion range of motion, and lumbar curvature in healthy adults. *Physiother Theory Pract.* 2011; 27(2):146-54.
- 130 Santonja-Medina F, Genovés JL. Radiología: Consideraciones en Ortopedia. En: Santonja F, Martínez I, eds. *Valoración Médico-Deportiva del Escolar.* Murcia: Secretariado de Publicaciones e Intercambio Científico. Universidad de Murcia; 1992. 279-301.
- 131 Santonja-Medina F, Pastor-Clement A. Cortedad isquiosural y actitud cifótica lumbar. *Selección.* 2003; 12(3): 150-4.
- 132 Newsham-West R. Button C. Milburn PD. Mundermann A. Sole G. Schneiders AG. Sullivan SJ. Training habits and injuries of masters' level football players: a preliminary report. *Phys Ther Sport.* 2009; 10(2): 63-6.
- 133 Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: An audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med.* 2001; 35 (1): 43-7.

- 134 Fukuhara T, Sakamoto M, Nakazawa R, Kato K, Kawagoe M, Oosawa H. Effects of stretching guidance for adolescent soccer players. *Rigakuryoho Kagaku*. 2010; 25(6): 861-5.
- 135 Ross, Michael D. Effect of a 15-day pragmatic hamstring stretching program on hamstring flexibility and single hop for distance test performance. *Res Sports Med*. 2007; 15(4): 271-81.
- 136 Davis DS, Ashby PE, McCale KL, McQuain JA, Wine JM. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *J Strength Cond Res*. 2005; 19(1): 27-32.
- 137 Smith M, Fryer G. A comparison of two muscle energy techniques for increasing flexibility of the hamstring muscle group. *J Bodyw Mov Ther*. 2008; 12(4): 312-7.
- 138 Sainz de Baranda P, Ayala F. Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: hamstring flexibility. *Int J Sports Med*. 2010; 31(6): 389-96.
- 139 Maciel A, Cámara S. Influence of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) associate with muscle stretching on flexibility gains . *Rev Bras Fisioter*. 2008; 12(5): 373-8.
- 140 Pérez Machado JL, Álamo Arce DD. Estudio comparativo entre los estiramientos musculares mediante tensión activa y electroestimulación. *Fisioterapia: revista de salud, discapacidad y terapéutica física*. 2001; 23(1): 10-4.
- 141 López-Miñarro PA, Rodríguez-García PL, Yuste JL, Alacid-Cárceles F, Martínez-Garrido A, Ferragut-Fiol C, García-Ibarra A. Validez de la posición raquis lumbo-sacro en flexión como criterio de extensibilidad isquiosural en deportistas jóvenes. *Arch Med Deporte*. 2008; 124: 103-10.
- 142 Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, Katamoto S, Aoki J. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *J Stregth Cond Res*. 2007; 21(3): 788-92.



## 4. ANEXOS



Antonio Palazón Bru &lt;antonio.pb23@gmail.com&gt;

---

## Final Review Outcome

1 mensaje

**CJSM** <em@editorialmanager.com>

27 de noviembre de 2014, 0:07

Responder a: CJSM &lt;cjasm@qmul.ac.uk&gt;

Para: Antonio Palazón-Bru &lt;antonio.pb23@gmail.com&gt;

RE: CJSM-14-282R2, entitled "Effectiveness analysis of active stretching versus active stretching plus low-frequency electrical stimulation in children who play soccer and who have the short hamstring syndrome."

Dear Prof. Palazón-Bru,

I am pleased to inform you that your work has been accepted for publication in Clinical Journal of Sport Medicine. Your manuscript will begin the production process but is not yet assigned to a specific issue of the Journal.

When you receive your galley proofs, you will be requested to read the proofs but will only make MINOR, necessary changes. You will also be able to order reprints at that time.

### OPEN ACCESS

If you indicated in the revision stage that you would like your submission, if accepted, to be made open access, please go directly to step 2. If you have not yet indicated that you would like your accepted article to be open access, please follow the steps below to complete the process:

1. Notify the journal office via email that you would like this article to be available open access. Please send your Email to [cjasm@qmul.ac.uk](mailto:cjasm@qmul.ac.uk). Please include your article title and manuscript number.
2. A License to Publish (LTP) form must be completed for your submission to be made available open access. Please download the form from <http://links.lww.com/LWW-ES/A49>, sign it, and Email the completed form to the journal office.
3. **Within 48 hours of receiving this e-mail:** Go to <http://wolterskluwer.qconnect.com> to pay for open access. You will be asked for the following information. Please enter exactly as shown:
  - a. Article Title - Effectiveness analysis of active stretching versus active stretching plus low-frequency electrical stimulation in children who play soccer and who have the short hamstring syndrome.
  - b. Manuscript Number - CJSM-14-282R2

Please note that your article will appear on the Journal's on-line Web site at [cjsportmed.com](http://cjsportmed.com) as a Published Ahead-of-Print article in approximately 6 to 8 weeks' time. You can register to receive Published Ahead-of-Print e-mail alerts or RSS Feeds. To do so, please access the Journal's on-line Web site at [cjsportmed.com](http://cjsportmed.com), click on the Published Ahead-of-Print link at the top of the page, and select your preferred alert format(s).

On behalf of the Clinical Journal of Sport Medicine, I thank you for allowing us to review this manuscript. I am certain the scientific and medical communities will find it interesting and useful.

<http://cjasm.edmgr.com/>

Your username is: [antonio.pb23@gmail.com](mailto:antonio.pb23@gmail.com)

Your password is: apalazon23

With kind regards,

Christopher Hughes, MBBS, MSc  
Editor in Chief  
Clinical Journal of Sport Medicine

# Clinical Journal of Sport Medicine

## Effectiveness analysis of active stretching versus active stretching plus low-frequency electrical stimulation in children who play soccer and who have the short hamstring syndrome.

--Manuscript Draft--

<b>Manuscript Number:</b>	CJSM-14-282R2
<b>Full Title:</b>	Effectiveness analysis of active stretching versus active stretching plus low-frequency electrical stimulation in children who play soccer and who have the short hamstring syndrome.
<b>Article Type:</b>	Original Research
<b>Keywords:</b>	Physical Therapy Modalities; Electric Stimulation; Muscle Stretching Exercises; Musculoskeletal Diseases; Sports Medicine.
<b>Corresponding Author:</b>	Antonio Palazón-Bru, PhD Miguel Hernández University San Juan de Alicante, Alicante SPAIN
<b>Corresponding Author Secondary Information:</b>	
<b>Corresponding Author's Institution:</b>	Miguel Hernández University
<b>Corresponding Author's Secondary Institution:</b>	
<b>First Author:</b>	Francisco Piqueras-Rodríguez, PT, MPH
<b>First Author Secondary Information:</b>	
<b>Order of Authors:</b>	Francisco Piqueras-Rodríguez, PT, MPH Antonio Palazón-Bru, PhD Vicente Francisco Gil-Guillén, MD, PhD
<b>Order of Authors Secondary Information:</b>	
<b>Manuscript Region of Origin:</b>	SPAIN
<b>Abstract:</b>	<p><b>Objective:</b> To determine the effectiveness of active stretching versus active stretching plus electrical stimulation (Stretching+TENS) in young soccer players with the short hamstring syndrome (SHS).</p> <p><b>Design:</b> Randomized, controlled, single-blind parallel clinical trial with three arms and a 2-month follow-up. The assignment ratio was 1:1:1.</p> <p><b>Setting:</b> The study involved young federated soccer players in the town of Jumilla, in the region of Murcia (Spain), who were controlled in a physiotherapy office in 2012.</p> <p><b>Participants:</b> Fifty-one young soccer players (10-16 years) with SHS.</p> <p><b>Interventions:</b> 1) Stretching+TENS; 2) Active stretching; 3) Conventional stretching.</p> <p><b>Main Outcome Measures:</b> Straight leg raise test (SLR), popliteal angle with the passive knee extension test (PKE) and the toe-touch test (TT).</p> <p><b>Results:</b> Significant results (<math>p &lt; 0.05</math>) were: Group 1 vs. 2: 1) SLR <math>-5.5^\circ</math> right; 2) PKE, <math>+10.2^\circ</math> right and <math>+6.2^\circ</math> left; 3) Range of values of clinically relevant parameters (RVCRP): relative risk (RR), 0.35-0.38; relative risk reduction (RRR), 0.62-0.65; absolute risk reduction (ARR), 0.32-0.39; number needed to treat (NNT), 3-4.</p> <p>Group 1 vs. 3: 1) SLR, <math>-12.3^\circ</math> right and <math>-10^\circ</math> left; 2) PKE, <math>+12.9^\circ</math> right and <math>+8.5^\circ</math> left; 3) TT, <math>-8.9</math> cm; 4) RVCRP: RR, 0.12-0.28; RRR, 0.72-0.88; ARR, 0.60-0.83; NNT, 2-2.</p> <p>Group 2 vs. 3: 1) SLR, <math>-6.8^\circ</math> right and <math>-6.2^\circ</math> left; 2) TT, <math>-6.7</math> cm; 3) RVCRP: RR, 0.44-0.53; RRR, 0.47-0.56; ARR, 0.40-0.56; NNT, 2-3.</p> <p><b>Conclusions:</b> Stretching+TENS produces greater improvement than active stretching alone, and these are both better than conventional stretching.</p>

1 **TITLE PAGE:**

2 **Title of the article:** Effectiveness analysis of active stretching versus active  
3 stretching plus low-frequency electrical stimulation in children who play soccer and  
4 who have the short hamstring syndrome.

5 **Short title:** Short hamstring syndrome rehabilitation.

6 **Authors:** Francisco Piqueras-Rodríguez, PT, MPH<sup>1</sup>, Antonio Palazón-Bru, PhD<sup>2</sup>,  
7 Vicente Francisco Gil-Guillén, MD, PhD<sup>2</sup>

8 <sup>1</sup>Physiotherapy Office, Altiplano Salud Medical Center, Jumilla, Spain.

9 <sup>2</sup> Department of Clinical Medicine, Miguel Hernández University, San Juan de  
10 Alicante, Spain.

11 **Corresponding author:** Prof. Antonio Palazón-Bru, PhD. Department of Clinical  
12 Medicine, Miguel Hernández University, Carretera de Valencia - Alicante S/N, 03550  
13 San Juan de Alicante, Spain. Telephone: +34 965919449. Fax: +34 965919450.  
14 E-mail: [antonio.pb23@gmail.com](mailto:antonio.pb23@gmail.com).

15 **Acknowledgements:** This study was conducted with the involvement of children  
16 belonging to the Jumilla Municipal Football School. We thank the physiotherapists  
17 MD Bleda and A Valero for doing all the tests and their support, as well as Ian  
18 Johnstone for the translation and his helpful comments.

19 **Funding:** none.

20 **Word count:** 2,999

21 **Word count for the abstract:** 235.

22 **ABSTRACT**

23 **Objective:** To determine the effectiveness of active stretching versus active  
24 stretching plus electrical stimulation (Stretching+TENS) in young soccer players with  
25 the short hamstring syndrome (SHS).

26 **Design:** Randomized, controlled, single-blind parallel clinical trial with three arms  
27 and a 2-month follow-up. The assignment ratio was 1:1:1.

28 **Setting:** The study involved young federated soccer players in the town of Jumilla, in  
29 the region of Murcia (Spain), who were controlled in a physiotherapy office in 2012.

30 **Participants:** Fifty-one young soccer players (10-16 years) with SHS.

31 **Interventions:** 1) Stretching+TENS; 2) Active stretching; 3) Conventional stretching.

32 **Main Outcome Measures:** Straight leg raise test (SLR), popliteal angle with the  
33 passive knee extension test (PKE) and the toe-touch test (TT).

34 **Results:** Significant results ( $p < 0.05$ ) were: Group 1 vs. 2: 1) SLR  $-5.5^\circ$  right; 2) PKE,  
35  $+10.2^\circ$  right and  $+6.2^\circ$  left; 3) Range of values of clinically relevant parameters  
36 (RVCRP): relative risk (RR), 0.35-0.38; relative risk reduction (RRR), 0.62-0.65;  
37 absolute risk reduction (ARR), 0.32-0.39; number needed to treat (NNT), 3-4.

38 Group 1 vs. 3: 1) SLR,  $-12.3^\circ$  right and  $-10^\circ$  left; 2) PKE,  $+12.9^\circ$  right and  $+8.5^\circ$  left;  
39 3) TT,  $-8.9$  cm; 4) RVCRP: RR, 0.12-0.28; RRR, 0.72-0.88; ARR, 0.60-0.83; NNT, 2-  
40 2. Group 2 vs. 3: 1) SLR,  $-6.8^\circ$  right and  $-6.2^\circ$  left); 2) TT,  $-6.7$  cm; 3) RVCRP: RR,  
41 0.44-0.53; RRR, 0.47-0.56; ARR, 0.40-0.56; NNT, 2-3.

42 **Conclusions:** Stretching+TENS produces greater improvement than active  
43 stretching alone, and these are both better than conventional stretching.

44 **CLINICAL RELEVANCE**

45 The use of electrical stimulation combined with active stretching is a relevant  
46 technique for habitual clinical practice that should be systematically integrated in  
47 children aged 10-16 years who play soccer and who have the short hamstring  
48 syndrome.

49

50 **Keywords:** Physical Therapy Modalities; Electric Stimulation; Muscle Stretching  
51 Exercises; Musculoskeletal Diseases; Sports Medicine.



## 52 INTRODUCTION

53 Adequate flexibility of the hamstring muscle is basic for the correct functioning of the  
54 musculoskeletal system, mainly because of its dominance in postural activity and the  
55 tension continually experienced by this muscle group.<sup>1</sup>

56 Shortening of the hamstring muscles has repercussions on the lumbar spine  
57 and pelvis,<sup>2-8</sup> as well as leading to a greater predisposition to leg lesions, mainly due  
58 to the resulting muscle decompensation,<sup>9,10</sup> giving rise to a high incidence of these  
59 lesions and days off sports.<sup>11-15</sup>

60 The practice of some sports, like soccer, is associated with an increased  
61 prevalence of the short hamstring syndrome (SHS).<sup>9</sup> It would therefore be interesting  
62 to review stretching programs, particularly in young children and adolescents, as the  
63 SHS reduces flexibility and has possible consequences.<sup>11,16-19</sup>

64 Many studies have analyzed techniques for hamstring muscle flexibility.  
65 These techniques can be dynamic or static, the latter being more effective.<sup>20-25</sup> Two  
66 of the static methods involve either active or passive stretching, with varying results  
67 between one and the other.<sup>11,26,27</sup> Several studies have examined different  
68 techniques for proprioceptive neuromuscular facilitation versus static techniques,  
69 though the differences were not significant.<sup>28-31</sup> No uniform agreement exists about  
70 the duration of the stretching; some studies reported greater effectiveness after 15  
71 seconds,<sup>32-34</sup> and others after 30 seconds.<sup>31,35</sup> In addition, no significant differences  
72 have been found concerning the stretching position.<sup>32</sup>

73 However, we have only found studies involving samples of 12 or fewer adults  
74 that examined the effectiveness of stretching versus stretching with the application of

75 electrical stimulation (Stretching+TENS) (Table 1). Accordingly, we undertook a  
76 study to assess and compare the effectiveness of an eight-week program of active  
77 stretching (AS) versus Stretching+TENS in young soccer players. We used AS as it  
78 is the technique that best respects the neutral lumbar lordosis position and achieves  
79 the greatest gains in joint range. We gave one session per week for eight weeks as  
80 this combination produces modifications in viscoelasticity,<sup>36,37</sup> with a duration of 15  
81 seconds each stretch as recent studies have considered this time to be adequate to  
82 gain muscle flexibility.<sup>6,32,33</sup>

83

## 84 **METHODS**

### 85 **Study population**

86 Young federated soccer players in the town of Jumilla, in the region of Murcia  
87 (Spain). Jumilla has a population of 25,711 inhabitants,<sup>45</sup> and it is usual for children  
88 and adolescents to play soccer there.

### 89 **Study design and participants**

90 Randomized, controlled, single-blind parallel clinical trial with three arms and a 2-  
91 month follow-up. Assignment ratio: 1:1:1. All the study boys were aged 10-16 years,  
92 registered with the Soccer Federation of the Region of Murcia, and members of the  
93 Jumilla Municipal Soccer School (JMFS). In addition, they had to have a result in the  
94 Straight Leg Raise (SLR) test  $<70^{\circ}$  and/or  $>15^{\circ}$  in the Passive Knee Extension test  
95 (PKE). The children stated they were not afraid to receive electrotherapy,<sup>46</sup> had not  
96 had any lumbar pain during the previous three months and had no current lesion.  
97 Children were excluded if they had any acute muscle or ligament lesions, recent or

98 non-consolidated fractures, ligament hyperlaxity, Marfan syndrome or functional  
99 shortening.

100 To obtain these subjects we contacted the management of the JMFS and then  
101 explained the study to the soccer trainers. We then explained it to the children and  
102 their parents who attended the training sessions and were interested in the project,  
103 resolving any doubts. After this, the informed consent form was sent to the parents.  
104 This was followed by the initial evaluation phase (pretest), with the evaluation taking  
105 place on those days when the children had no training or extracurricular activities.  
106 The final sample comprised those children who wished to take part and who had  
107 SHS. This whole procedure was undertaken during April 2012.

## 108 **Interventions**

109 Each participant was randomly assigned to one of the three groups: (1)  
110 Stretching+TENS, (2) AS, or (3) control. The randomization was done with Epidat  
111 3.1. The participants were able to change the day of their sessions if necessary or if  
112 they failed to attend on the specific day. Any participant who did not receive all eight  
113 treatment sessions was excluded from the final analysis; the rest were reassessed  
114 after eight weeks (post-test).

115 (1) Stretching+TENS (see Video, Supplemental Digital Content 1, which  
116 demonstrates the technique for Stretching+TENS). The participants underwent AS  
117 with low-frequency electrical stimulation. The participant lay on the examination table  
118 in a supine decubitus position and adhesive electrodes were attached. Two 5x5 cm  
119 electrodes were placed on the ends of the belly of the femoral biceps, and two  
120 electrodes on the ends of the semitendinosus and semimembranosus muscles.<sup>47</sup>

121 The instrument used was the TENS-MED 931 (ENRAF-NONIUS) that has two leads  
122 (one for each two electrodes). The participant was then asked to flex the hip 90° until  
123 the end of the test. To maintain this position the physiotherapist used the  
124 inclinometer at the start of the test and made all necessary corrections during the  
125 test. This was followed by the participant extending the knee until he noticed  
126 tightness in the back of the thigh or behind the knee. At this point the intensity of the  
127 low-frequency electrical stimulation was increased until there was contraction of the  
128 hamstring muscles. The electrical current was an alternating symmetrical biphasic  
129 rectangular waveform and was present throughout the whole exercise. When the  
130 participant ceased noting the tightness he was asked to extend the knee again until it  
131 was again tight, at which point the electrical stimulation was again intensified. This  
132 process was repeated until such time as the feeling of tightness continued even after  
133 increasing the intensity. As a general rule, this procedure is satisfactory after three  
134 repetitions and does not usually last more than 45-60 seconds.<sup>39,41,48</sup> The technique  
135 is performed on both legs. Muscle contraction was achieved using transcutaneous  
136 electrical nerve stimulation (TENS) at a frequency of 50 Hz with impulse trains of 1 s.  
137 A towel was used to keep the leg raised and achieve knee extension with isotonic  
138 contraction of the quadriceps. The towel was placed around the sole of the foot and  
139 its only purpose was to hold the leg up, so that the subject did not have to exert any  
140 effort.

141 (2) AS (see Videos, Supplemental Digital Contents 2-4, which demonstrate the  
142 stretching exercises) (Figure 1). These participants performed three specific  
143 exercises of static AS of the hamstring muscles, maintaining the maximum tightness  
144 that was tolerable without pain for 15 seconds.<sup>17,47</sup> These exercises were performed

145 twice, with a total of six repetitions.<sup>1,49</sup> The rest period between stretching was 15  
146 seconds. All the participants received precise instructions about each stretching  
147 exercise on the day before the stretching session.

148 (3) Control group. These participants continued their usual clinical practice of  
149 stretching under the direction of their respective trainers.

150 Following the final evaluation, all the participants in Groups 1 and 3 received a  
151 personal demonstration of the same exercise of AS of the hamstring muscles as that  
152 performed in Group 2, in order to be able to continue with this program  
153 independently at home or during their soccer practice.

154 Groups 1 and 2 underwent one session weekly for eight weeks, i.e., a total of  
155 eight treatment sessions.<sup>42</sup> These sessions were given in the Jumilla Physiotherapy  
156 Office.

## 157 **Variables and measurements**

159 Outcomes: differences achieved in range of joint movement eight weeks after  
160 starting the study (post-test minus pretest). The joint movement parameters  
161 measured were: SLR, PKE, and touch-toe test (TT). The participants were  
162 categorized according to the results of these tests. A patient was considered to have  
163 improved his joint movement if the progression was above the mean of all the  
164 subjects involved. This grouping was decided as we were unable to find any  
165 reference defining improvement. For the three tests, improvement was considered to  
166 be a greater SLR and TT, and a lower PKE.

167           The test procedures were measured as follows. The SLR was measured  
168 using a Uni-level inclinometer (ISOMED, Inc., Portland, OR) on the tibial crest,  
169 starting from a horizontal position of 0° (Figure 2).<sup>44</sup> One evaluator took the  
170 measurement whilst the other controlled for pelvic rotation, hip abduction/adduction,  
171 hip rotation, knee flexion, ankle and foot position; as well as placing a towel in the  
172 lumbar area to prevent pelvic retroversion. The PKE was measured using a 30 cm  
173 long-arm goniometer. The result was taken according to the method of Norkin and  
174 White,<sup>50</sup> considering 0° as complete knee extension (Figure 3). This measurement  
175 was controlled as in SLR. In addition, the virtual knee axis corresponded with the  
176 goniometer axis. The TT was first described by the American Academy of  
177 Orthopedic Surgeons in Chicago in 1965;<sup>28</sup> it is also known as the Cureton test,  
178 Krauss and Hirsland test, or the “toe-touch” test (Figure 4). The TT measurement  
179 was controlled by one evaluator watching to make sure it was done correctly while  
180 the other took the measurement. No warming-up was allowed prior to these tests. All  
181 the evaluations were done under the same ambient conditions, and at the same time  
182 and day of the week as their respective pretest evaluations.

183           All the participants were evaluated bilaterally before starting the interventions  
184 (pretest). At the end of the eight weeks of treatment, given as one session per week,  
185 all the participants were again assessed 5 minutes after the last stretching (post-  
186 test). The same researcher directed the stretching sessions in Group 2, with a  
187 maximum of 5 children per session, in order to obtain correct supervision and  
188 performance of the stretching, as well as controlling the correct development in the  
189 intervention Group 1. Two physiotherapists (blinded) with over 10 years work

190 experience, especially in sports physiotherapy, and duly trained undertook the  
191 pretest and post-test measurements.

192 All the participants received instructions not to undertake any stretching other  
193 than that recommended by the trainers and that given by the physiotherapist, as well  
194 as not to modify the intensity and frequency of physical exercise during the study.

195 Secondary variables: laterality, body mass index (BMI), age, number of years  
196 federated, and degree of shortening. These variables were measured to verify the  
197 correct randomization. The data about age, laterality and number of years federated  
198 were collected by personal interview with each participant. The BMI  
199 [weight(kg)/height<sup>2</sup>(m)] was calculated using calibrated devices.

200

### 201 **Sample size**

202 Final sample: 51 boys. Differences were contrasted in independence (qualitative  
203 improvement:  $X^2$  test) and comparison of means (quantitative improvement: ANOVA)  
204 to evaluate the SLR interventions. Ten children were randomly chosen to obtain an  
205 estimation of the contrast parameters considered. In both legs, with  $\alpha=5\%$ , we  
206 obtained a power for both contrasts of almost 100%.<sup>51</sup>

207

### 208 **Statistical analysis**

209 To describe the variables we used frequencies (absolute and relative) for the  
210 qualitative variables. For the quantitative variables we used means plus standard

211 variations (normal variables) and medians plus interquartile ranges (non-normal  
212 variables).

213 To verify the homogeneity of the randomization we used  $X^2$  tests (Pearson or  
214 Fisher), ANOVA (normal variables) and medians comparison (non-normal variables).  
215 The same procedure was used to verify that the participants who did not finish the  
216 study had similar characteristics to those who remained.

217 The improvement was analyzed quantitatively using ANOVA (normal  
218 variables) and comparison of medians tests (non-normal variables). In the event of  
219 significant differences in the ANOVA models we used the Tukey post-hoc test, in  
220 order to determine where the differences existed. In the case of non-normality we  
221 made box-charts.

222 Qualitatively we assessed the improvement by calculating clinical relevance  
223 indicators: relative risk (RR), absolute risk reduction (ARR), relative risk reduction  
224 (RRR), and number needed to treat (NNT).

225 To check for normality we used the Shapiro-Wilk/Kolmorov-Smirnov test  
226 ( $\leq 30$  items of data). All the analyses were made for both legs in all the outcomes  
227 and  $\alpha=5\%$ . The confidence intervals (CI) were calculated for the most relevant  
228 parameters. The analyses were done using IBM SPSS 19.0.

229

## 230 **ETHICAL CONSIDERATIONS**

231 The study posed no risk to the participants and a direct benefit was expected, since  
232 the results could reflect improved hamstring flexibility in the children with SHS. The

233 study was undertaken in accordance with the principles of the Declaration of Helsinki  
234 and complied with the European Union norms of good clinical practice. The  
235 participants, their parents, their coaches and the Soccer Federation were informed of  
236 the nature of the study and the data needed. In addition, the participants undertook  
237 to attend all the programmed sessions. The study was approved by the Ethics  
238 Committee of Miguel Hernández University. The study was registered in the clinical  
239 trials database (clinicaltrials.gov), with registry number NCT02100241.

240

## 241 **RESULTS**

242 Figure 5 shows the number of participants in each study phase. Of the 85 children  
243 who wished to participate, 23 were excluded as they did not fulfill all the inclusion  
244 criteria. Thus, the study comprised 62 children who underwent the randomization  
245 process. After two months 11 participants abandoned the study (3 in Group 1 [2  
246 fractures and 1 withdrew from the study], 5 in Group 2 [all withdrew], and 3 in Group  
247 3 [all withdrew]).

248 Table 2 shows the descriptive characteristics of the initial sample, as well as  
249 the homogeneity of the groups. No significant differences ( $p < 0.05$ ) were seen  
250 between the groups. Table 2 also shows that the participants who abandoned the  
251 study ( $n = 11$ ) had similar characteristics to those who remained ( $n = 51$ ) ( $p > 0.05$ ).

252 Table 3 shows the quantitative analysis. Comparison between Groups 1 and 2  
253 showed a significant mean reduction of  $5.5^\circ$  in the right SLR. For the PKE we found  
254 a significant mean increase of  $10.2^\circ$  in the right and  $6.2^\circ$  in the left legs. No  
255 significant differences were seen in either the TT or the left SLR.

256 Comparison between Groups 1 and 3 showed significant mean differences in  
257 all the tests. In the SLR the mean reduction was 12.3° in the right and 10° in the left.  
258 For the PKE there was a mean increase of 12.9° (right) and 8.5° (left), and for the TT  
259 the mean reduction was 8.9 cm.

260 Comparison between Groups 2 and 3 showed a significant mean reduction in  
261 the SLR (right, 6.8°; left, 6.2°), and for the TT a mean reduction of 6.7 cm. No  
262 significant differences were seen in the PKE.

263 The patients who improved their joint movement experienced: left SLR, 22  
264 (43.1%); right SLR, 25 (49.0%); left PKE, 25 (49.0%); right PKE, 21 (41.2%); TT, 23  
265 (45.1%).

266 Table 4 shows the clinical relevance analysis. Comparison between Groups 1  
267 and 2 showed significant variables for the RR (0.35-0.38), RRR (0.62-0.65), ARR  
268 (0.32-0.39), and NNT (3-4). The SLR and left PKE were not significant.

269 Comparison between Groups 1 and 3 showed all the variables to be  
270 significant: RR (0.12-0.28), RRR (0.72-0.88), and ARR (0.60-0.83). All the NNT had  
271 a value of 2.

272 Comparison of the significant differences between Groups 2 and 3 showed  
273 the following: RR, 0.44-0.53; RRR, 0.47-0.56; ARR, 0.40-0.56; and NNT 2-3. The  
274 right PKE was not significant.

275

## 276 **DISCUSSION**

277 In general, all the outcomes in this study showed a better improvement in Group 1  
278 compared with the other two groups. In turn, Group 2 also experienced generally  
279 better improvements than Group 3. A search of the literature revealed two studies  
280 comparing the effectiveness of Stretching+TENS.<sup>22,39</sup> These papers, however, had  
281 very different study designs and study populations in comparison with our study.  
282 These studies found a positive mean increase of about 5° in the PKE after  
283 application of electrical stimulation instead of AS. We may have obtained a  
284 significant improvement with the use of electrical stimulation as the other studies  
285 were undertaken in reduced samples, as well as being undertaken in adults and non  
286 sportspersons. Other studies have evaluated different types of stretching that cannot  
287 be compared with our study (Table 1).

288 During the follow-up there were two fractures, both in Group 1 (Figure 5). As  
289 this number was very small, we consider it due to chance. Nonetheless, this should  
290 be corroborated with larger studies.

291 When we started the study we expected to find that the Stretching+TENS  
292 contributed significantly to the improvement in the state of extensibility of the  
293 hamstring muscles in the children with SHS. However, an unexpected finding was  
294 that Stretching+TENS was not significantly different to AS in the left SLR and the TT.  
295 This may be because the dominant leg for most of the children was the right, with  
296 this leg being more often stretched when kicking than the left leg. As regards the TT,  
297 though, this dominance may not have been influential as this test not only evaluates  
298 hamstring extensibility it also involves multiple joints and muscle chains and it may  
299 be altered by the different leg length.

300           Physiotherapy services should play an active part in the fight against SHS in  
301 children, integrating techniques to minimize this problem. Our results indicate that  
302 the use of Stretching+TENS is a relevant technique for habitual clinical practice that  
303 could be systematically included for children who play soccer and who have this  
304 syndrome. We base this suggestion not only on the significant differences found  
305 between the different interventions but also on the excellent results as analyzed with  
306 the indicators of clinical relevance.

307

### 308 **Strengths and limitations of the study**

309 The main strength of the study concerns the lack of other studies analyzing the  
310 repercussion of Stretching+TENS in children with the SHS who play soccer. This is  
311 therefore a pioneering study in the analysis of this technique in this particular  
312 population. Additionally, the results are clinically useful for physiotherapy offices.  
313 Another important point is the high statistical power in the analyses made, which  
314 enables us to infer our results with a minimum possibility of error. Finally, this study  
315 was a randomized, single-blind, clinical trial, so that all the possible systematic errors  
316 were minimized as the three groups were equally divided.

317 Regarding study limitations, we have to consider that these results are limited to  
318 children aged 10-16 years who play soccer.

319

### 320 **Conclusions**

321 We believe that this study is ideal to compare the technical differences examined. In  
322 summary, in children who play soccer who have the SHS, Stretching+TENS results  
323 in greater improvement than AS alone, and these two are both better than the  
324 conventional stretching commonly performed in training. We should also not forget to  
325 recommend stretching of all the muscle groups, concentrating on the hamstring  
326 muscles in children with these characteristics. Thus, one of our maxims is to raise  
327 awareness of the importance of stretching so that it becomes a habit.



328 **REFERENCES**

- 329 1. Davis DS, Ashby PE, McCale KL, et al. The effectiveness of 3 stretching  
330 techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. J  
331 Strength Cond Res. 2005;19:27-32.
- 332 2. Borman NP, Trudelle-Jackson E, Smith SS. Effect of stretch positions on  
333 hamstring muscle length, lumbar flexion range of motion, and lumbar curvature in  
334 healthy adults. Physiother Theory Pract. 2011;27:146-154.
- 335 3. Comerford, M. Dynamic stabilization-evidence of muscle dysfunction. British  
336 Institute of Musculoskeletal Medicine. Proceedings of the Society of Orthopaedic  
337 Medicine Conference. London: 1997.
- 338 4. Gajdosik R. Hamstring stretching and posture. Phys Ther. 1997;77:438-440.
- 339 5. Hennessy L, Watson AWS. Flexibility and posture assessment in relation to  
340 hamstring injury. Br J Sports Med. 1993;27:243-246.
- 341 6. Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing  
342 posture and on lumbar and hip motions during forward bending. Phys Ther.  
343 1996;76:836-845.
- 344 7. López-Miñarro PA, Muyor JM, Belmonte F, et al. Acute effects of hamstring  
345 stretching on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt. J Human Kinetics.  
346 2012;3:69-78.
- 347 8. Santonja F, Pastor A. Cortedad isquiosural y actitud cifótica lumbar = Hamstring  
348 shortness (SHH) and lumbar kiphotic attitude. Selección. 2003;12:150-154.
- 349 9. Busquet L. La pubalgia. In: Las cadenas musculares. Tomos III. 5<sup>th</sup> ed. Badalona,  
350 Spain: Paidotribo;2008.
- 351 10. Busquet L. Miembros inferiores. In: Las cadenas musculares. Tomos IV. 5<sup>th</sup> ed.  
352 Badalona, Spain: Paidotribo;2009.

- 353 11. Engebretsen AH, Myklebust G, Holme I, et al. Intrinsic risk factors for hamstring  
354 injuries among male soccer players: A prospective cohort study. *Am J Sports*  
355 *Med.* 2010;38:1147-1153.
- 356 12. Gabbe BJ, Bennell KL, Finch CF. Why are older Australian football players at  
357 greater risk of hamstring injury? *J Sci Med Sport.* 2006;9:327-333.
- 358 13. Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: Factors that Lead to  
359 injury and re-Injury. *Sports Medicine.* 2012;42:209-226.
- 360 14. Sherry MA, Best TM. A Comparison of 2 Rehabilitation Programs in the  
361 Treatment of Acute Hamstring Strains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:116-  
362 125.
- 363 15. Worrell TW, Perrin DH. Hamstring Muscle Injury: The Influence of Strength,  
364 Flexibility, Warm-Up, and Fatigue. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16:12-18.
- 365 16. Ekstrand J, Gillquist J, Liljedahl SO. Prevention of soccer injuries. Supervision by  
366 doctor and physiotherapist. *Am J Sports Med.* 1983;11:116-120.
- 367 17. Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, et al. The association football medical  
368 research programme: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports*  
369 *Med.* 2001;356:43-47.
- 370 18. Newsham-West R, Button C, Milburn PD, et al. Training habits and injuries of  
371 masters' level football players: a preliminary report. *Phys Ther Sport.* 2009;10:63-  
372 66.
- 373 19. Willy RW, Kyle BA, Chleboun GS. Effect of Cessation and Resumption of Static  
374 Hamstring Muscle Stretching on Joint Range of Motion. *J Orthop Sports Phys*  
375 *Ther.* 2001;31:138-144.
- 376 20. Bandy W, Iron J. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility  
377 of the hamstring muscles. *Phys Ther.* 1997;77:1090-1096.

- 378 21. Covert CA, Alexander MP, Petronis JJ, et al. Comparison of ballistic and static  
379 stretching on hamstring muscle length using an equal stretching dose. J Strength  
380 Cond Res. 2010;24:3008-3014.
- 381 22. De Hoyo LM, Borja CS. La electroestimulación como medio para la mejora de la  
382 flexibilidad. Revista digital- Buenos Aires, 2006;11:101.
- 383 23. Neiger H. Estiramientos analíticos manuales. 3rd ed. Barcelona, Spain:  
384 Panamericana;2001.
- 385 24. O'Sullivan K, Murray E, Sainsbury D. The effect of warm-up, static stretching and  
386 dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. BMC  
387 Musculoskelet disord. 2009;10:37.
- 388 25. Russell P, Decoster L. Effects of gastrocnemius, hamstring, and combined  
389 stretching programs on knee extensibility. Athletic Training & Sports Health Care.  
390 2010;2:67-73.
- 391 26. Chan SP, Hong Y, Robinson PD. Flexibility and passive resistance of the  
392 hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. Scand J  
393 Med Sci. 2001;11:81-86.
- 394 27. Meroni R, Cerri CG, Lanzarini C, et al. Comparison of active stretching technique  
395 and static stretching technique on hamstring flexibility. Clin J Sport Med.  
396 2010;20:8-14.
- 397 28. American Academy of Orthopedic Surgeons. Joint Motion: Method of Measuring  
398 and Recording. Edinburgh, Scotland: Churchill Livingstone Inc;1966.
- 399 29. O'Hora J, Cartwright A, Wade CD, et al. Efficacy of static stretching and  
400 proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstring length after a single  
401 session. J Strength Cond Res. 2011;25:1586-1591.

- 402 30. Puentedura EJ, Huijbregts PA, Celeste S, et al. Immediate effects of quantified  
403 hamstring stretching: hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus  
404 static stretching. *Phys Ther Sport*. 2011;12:122-126.
- 405 31. Smith M, Fryer G. A comparison of two muscle energy techniques for increasing  
406 flexibility of the hamstring muscle group. *J Body Mov Ther*. 2008;12:312-317.
- 407 32. Ayala F, Sainz de Baranda P. Efecto del estiramiento activo sobre el rango de  
408 movimiento de la flexión de cadera: 15 versus 30 segundos. *Mot Eur J Hum Mov*.  
409 2008;20:1-14.
- 410 33. Ayala F, Sainz de Baranda P, Andújar PS. Effect of 3 different active stretch  
411 durations on hip flexion range of motion. *J Strength Cond Res*. 2010;24:430-436.
- 412 34. Roberts J, Wilson K. Effect of stretching duration on active and passive range of  
413 motion in the lower extremity. *Br J Sports Med*. 1999;33:259-263.
- 414 35. Bandy W, Irion J, Briggler M. The effect of static stretch and dynamic range of  
415 motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys  
416 Ther*. 1998;27:295-300.
- 417 36. Fasen JM, O'Connor AM, Schwartz SL, et al. A randomized controlled trial of  
418 hamstring stretching: comparison of four techniques. *J Strength Cond Res*.  
419 2009;23:660-667.
- 420 37. Ylien JJ, Kankainen T, Kautiainen HJ, et al. Effect of stretching on hamstring  
421 muscle compliance. *J Rehabil Med*. 2009;41:80-84.
- 422 38. DePino GM, Webrigth WG, Arnold BL. Duration of maintained hamstring flexibility  
423 after cessation of an acute static stretching protocol. *J Athl Training*. 2000;35:56-  
424 59.

- 425 39. Maciel ACC, Cámara SMA. Influence of transcutaneous electrical nerve  
426 stimulation (TENS) associated with muscle stretching on flexibility gains. Braz J  
427 Phys Ther. 2008;12:373-378.
- 428 40. Ogura Y, Miyahara Y, Naito H, et al. Duration of static stretching influences  
429 muscle force production in hamstring muscles. J Strength Cond Res.  
430 2007;21:788-792.
- 431 41. Pérez Machado JL, Alamo Arce DD. Estudio comparativo entre los estiramientos  
432 musculares mediante tensión activa y electroestimulación = Comparative study  
433 between muscular stretching by active tension and electrostimulation.  
434 Fisioterapia. 2001;23:10-14.
- 435 42. Santonja FM, Sainz De Baranda P, Rodríguez PL, et al. Effects of frequency of  
436 static stretching on straight-leg raise in elementary school children. J Sports Med  
437 Phys Fitness. 2007;47:304-308.
- 438 43. Weijer VC, Gorniak GC, Shamus E. The effect of static stretch and warm-up  
439 exercise on hamstring length over the course of 24 hours. J Orthop Sports Phys  
440 Ther. 2003;33:727-733.
- 441 44. Ylinen JJ, Kautiainen HJ, Hakkinen AH. Comparison of active, manual, and  
442 instrumental straight leg raise in measuring hamstring extensibility. J Strength  
443 Cond Res. 2010;24:972-977.
- 444 45. INE: Instituto Nacional de Estadística. Madrid; 2012. Available at:  
445 <http://www.ine.es/>. Accessed July 20, 2013.
- 446 46. Gajdosik R, Lusin G. Hamstring muscle tightness: reliability of an active-knee-  
447 extension test. Phys Ther. 1983;63:1085-1090.
- 448 47. Basas A. Metodología de la electroestimulación en el deporte. Revista  
449 Fisioterapia. 2001;23:36-47.

- 450 48. Maya J. Potenciación y elongación eléctrica. IX Jornadas Nacionales de  
451 Fisioterapia en el Deporte. 2001;Murcia.
- 452 49. Rodríguez García PL, Santonja Medina F, Canteras Jordana M, et al Mejora de  
453 la extensibilidad isquiosural tras un programa escolar de estiramientos =  
454 Improving the hamstring elasticity inside a school program. Selección.  
455 1999;8:157-164.
- 456 50. Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: a guide of goniometry. 2º ed.  
457 Davis: University of Michigan (USA);1995.
- 458 51. Chow S, Wang H, Shao J. Sample size calculations in Clinical research. 2º ed.  
459 Chapman & Hall/CRC: New York (USA);2008.



460 **FIGURE LEGENDS:**

461

462 Figure 1: Active stretching exercises.

463

464 Figure 2: The straight leg raise range of motion hamstring test.

465

466 Figure 3: The passive knee extension range of motion hamstring test.

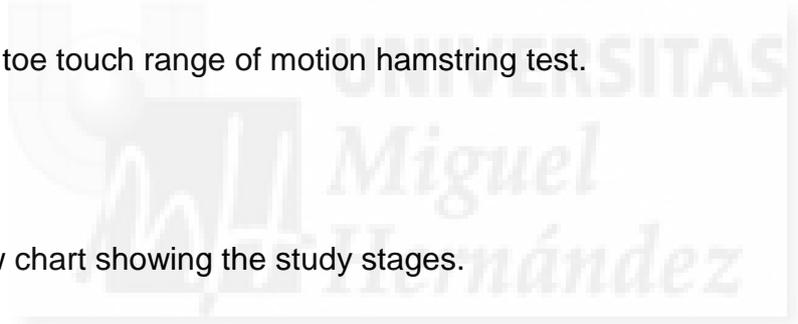
467

468 Figure 4. The toe touch range of motion hamstring test.

469

470 Figure 5. Flow chart showing the study stages.

471



472 **LIST OF SUPPLEMENTAL DIGITAL CONTENT**

473 Video 1.avi

474 Video 2.avi

475 Video 3.avi

476 Video 4.avi



1 Table 1: Evidence of stretching-induced range of motion with relatively brief durations of stretching.

Authors	Population	n	Intervention	Parameter	Results
Ayala et al. <sup>32</sup>	Healthy, young adult volunteers (57m/25w)	82	AS (12×15sec vs. 6×30sec for 12 weeks)	SLR	19.85° (15sec) 20.40° (30sec)
Ayala et al. <sup>33</sup>	Healthy, young adult university students (106m/44w)	150	AS (12×15sec, 6×30sec, 4×45sec for 12 weeks)	SLR	19.85° (15sec) 20.40° (30sec) 21.44° (45sec)
Bandy et al. <sup>35</sup>	Subjects aged 21-39 years with limited hamstring muscle flexibility (61m/32w)	93	SS (3×1min, 3×30sec, 1×1min, 1×30sec; 5/week for 6 weeks)	PKE	10.5° (3×1min) 10.05° (3×30sec) 10.45° (1×1min) 11.50° (1×30sec)

Covert et al. <sup>21</sup>	Participants aged 18-27 years and PKE>20° (16m/16w)	32	SS vs. BS (30sec 3/week for 4 weeks)	PKE	11.9° SS 3.8° BS
Davis et al. <sup>1</sup>	Young adults aged 21-35 years	19	SS, PS, PNF (30sec 3/week for 4 weeks) and control	PKE	13.1° PNF 23.7° SS 11.5° Self-stretching
De Hoyo Lora et al. <sup>22</sup>	First division volleyball players	10	AS +TENS vs. PNF for 2 weeks	SLR	19.8 cm AS+TENS
DePino et al. <sup>38</sup>	Male cadets from a collegiate military institute	30	SS (4 x30sec) vs. control	AKE	7.3°
Fasen et al. <sup>36</sup>	Subjects aged 21-57 years	100	AS vs. PS for 8 weeks	PKE	SS vs. BS p=0.0066
Li et al. <sup>6</sup>	Subjects without known musculoskeletal impairment of their spine or lower extremities and with	30	SS (10x15sec for 3 weeks) vs. control	SLR and AKE	9° SLR 12° AKE

	tight hamstring muscles				0.6° standing lumbar angle 2.5° stand pelvic inclination
López-Miñarro et al. <sup>7</sup>	Employees of the police force service in an urban area.	55	SS (3x20sec 3 times each)	SLR and SR	8.9° Right SLR 8.71° Left SLR 5.45cm SR
Maciel et al. <sup>39</sup>	Women who were not athletes	30	SS (3x30sec every day for 2 weeks) vs. Application of TENS before and during static stretching	PKE	12.76° SS 17.53° TENS+SS
Meroni et al. <sup>27</sup>	Healthy subjects	65	AS vs. PS for 6 weeks	PKE	8.7° SS 5.3° PS

O'Hora et al. <sup>29</sup>	Healthy university students (22m/23w)	45	SS 30sec vs. PNF	PKE	11.8° PNF 7.53° SS
O'Sullivan et al. <sup>24</sup>	University students: 18 previously injured/18 uninjured	36	SS vs. DS	PKE	6° Injured (after warmup) 4.7° No injured (after warmup) 9° Injured (SS) 5.3° Not injured (SS) 4.7° Injured (DS) 2.7° Not injured (DS)
Ogura et al. <sup>40</sup>	Male volunteers	10	SS (30sec vs. 60sec)	SR	2.1 cm (30sec)

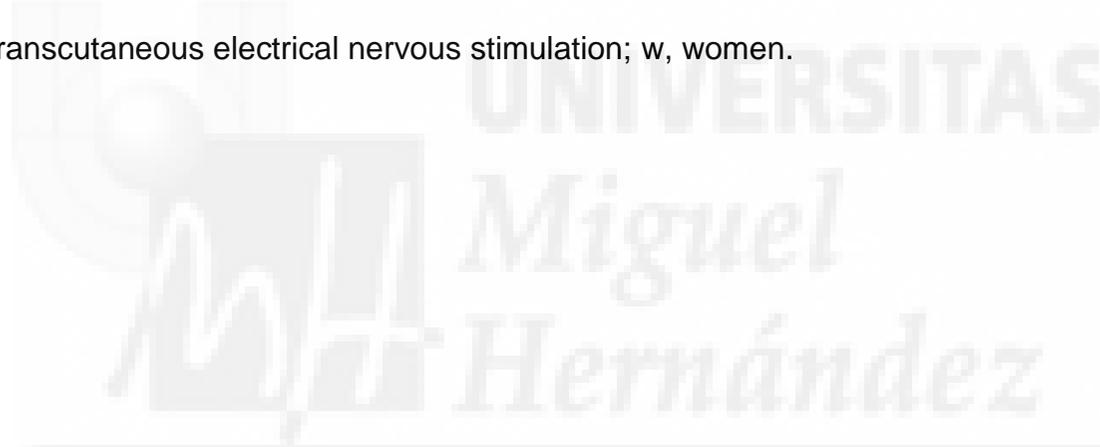
					3.0 cm (60sec)
Pérez et al. <sup>41</sup>	Ten subjects	10	AS vs. S+TENS 2 weeks	PKE	3.8° AS 9.4° TENS
Puentedura et al. <sup>30</sup>	Subjects without excessive hamstring muscle flexibility (17m/13w)	30	SS (2x30sec) vs. PNF	AKE	9.1° SS (At 30sec after stretching) 8.9° PNF (At 30sec after stretching)
Roberts et al. <sup>34</sup>	University sports club members (19m/5w)	24	AS (5sec or 15sec 3/week for 5 weeks)	SLR and PKE	6.17° (15sec) SLR 6.08° (5sec) SLR 5.79° (15sec) PKE 5.34° (5sec) PKE
Russell et	Recreationally active college	47	SS calfs, SS hamstrings or	PKE in relaxed	12.16°

al. <sup>25</sup>	students (22m/25w)		mixed (3/week for 4 weeks)	plantar flexion and neutral ankle	(Gastrocnemius) 13.78° (Hamstring)  9.87° (Gastrocnemius + hamstring)
Santonja et al. <sup>42</sup>	Children aged 10-11 years	62	AS (5min 2/week for 9 months vs. 5min 4/week for 9 months)	SLR	9.3° (twice a week)  16.9° (4 times a week)
Weijer et al. <sup>43</sup>	Physical therapy student volunteers with limited bilateral hamstring length (28m/28w)	56	Warming 10min + SS  3x30sec  SS 3x30sec  Warming  Control	AKE	10.3° (At 24h after stretching)  7.7° (At 24h after stretching)

Ylien et al. <sup>44</sup>	Healthy men, not athletes but who undertook recreational sports 4/week	12	SS (6x30sec everyday for 4 weeks)	SLR	17°
----------------------------	--	----	-----------------------------------	-----	-----

2 Abbreviations: AaxBb, Aa=repetitions, Bb= duration; AKE, active knee extension; AS, active stretching; BS, ballistic stretching; DS,  
3 dynamic stretching; EEM, electromyographic; m, men; MMG, mechanomyographic; PKE, passive knee extension; PNF,  
4 proprioceptive neuromuscular facilitation; PS, passive stretching; PT, peak torque; SLR, straight leg raise; SR, sit and reach; SS,  
5 static stretching; TENS, transcutaneous electrical nervous stimulation; w, women.

6



- 1 Table 2: Descriptive and comparative analysis between the different groups of children who participated in the study, and for the
- 2 children who completed or withdrew from the study (2012 data).

Variable	Stretching+TENS n = 20 n(%) / $\bar{x} \pm s$ or median(IR)	Stretching n = 21 n(%) / $\bar{x} \pm s$ or median(IR)	Control n = 21 n(%) / $\bar{x} \pm s$ or median(IR)	p	Completed the study*, ‡ n = 51 n(%) / $\bar{x} \pm s$ or median(IR)	Withdrew from the study <sup>†, ‡</sup> n = 11 n(%) / $\bar{x} \pm s$ or median(IR)	p
Dominant leg:							
Right	19(95.0)	17(81.0)	18(85.7)	0.481	45(88.2)	9(81.8)	0.623
Left	1(5.0)	4(19.0)	3(14.3)		6(11.8)	2(18.2)	
SHS level pre-test:							
I	11(55.0)	10(47.6)	11(52.4)	0.891	27(52.9)	5(45.5)	0.652
II	9(45.0)	11(52.4)	10(47.6)		24(47.1)	6(54.5)	
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	19.9 $\pm$ 2.6	18.1 $\pm$ 2.6	19.8 $\pm$ 2.8	0.061	18.7(17.1-21.3)	19.7(16.0-20.0)	0.740

Years federated	4.6±2.5	4.3±2.3	3.9±2.0	0.620	5(2-6)	5(1-6)	0.446
Age (years)	12.4±1.8	12.3±1.6	12.3±1.8	0.971	12(11-14)	12(10-14)	0.794
Right SLR pre-test (degrees)	63(60-66)	62(60-63)	60(56-66)	0.713	62(60-66)	60(60-64)	0.740
Left SLR pre-test (degrees)	62(53-64)	60(58-62)	60(56-64)	0.229	60(56-64)	60(56-64)	0.277
Right PKE pre-test (degrees)	32.4±6.5	34.3±5.5	35.7±7.0	0.268	34.2±6.7	33.7±5.9	0.814
Left PKE pre-test (degrees)	33.9±5.6	36.4±5.2	35.7±7.7	0.408	35.2±6.5	36.0±5.0	0.703
TT pre-test (cm)	-8.7±7.2	-8.5±4.5	-10.9±5.8	0.373	-9.2±6.4	-10.4±3.0	0.544

- 3 Abbreviations: BMI, body mass index; median(IR), median(interquartile range); n(%), absolute frequency(relative frequency); PKE,
- 4 passive knee extension; SHS, short hamstring syndrome; SLR, straight leg raise; TENS, transcutaneous electrical nervous
- 5 stimulation; TT, toe touch;  $x\pm s$ , mean±standard deviation.

6 \*: Group: Stretching+TENS, 17(33.3%); Stretching, 16(31.4%); Control, 18(35.3%).

7 †: Group: Stretching+TENS, 3(27.3%); Stretching, 5(45.5%); Control, 3(27.3%).

8 ‡: p-value of group analysis for the children who completed or withdrew from the study: 0.477.



1 Table 3: Quantitative analysis of the outcomes for the study children (2012 data).

Variable	$\bar{x} \pm s$	B (95% CI)	p-value	MD with Stretching +TENS (95% CI)	MD with Stretching (95% CI)	MD with Control (95% CI)
Right SLR post-test (degrees):						
Stretching+TENS	73.5±7.2	12.3(8.1,16.6)	<0.001	N/A	-5.5(-10.8,-0.3) <sup>†</sup>	-12.3(-17.4,-7.2)*
Stretching	68.0±4.0	6.8(2.5,11.1)		5.5(0.3,10.8) <sup>†</sup>	N/A	-6.8(-12.0,-1.6) <sup>†</sup>
Control	61.2±6.8	0		12.3(7.2,17.4)*	6.8(1.6,12.0) <sup>†</sup>	N/A
Left SLR post-test (degrees):						
Stretching+TENS	69.3±6.5	10.0(5.8,14.1)	<0.001	N/A	-4.2(-9.3,1.0)	-10.0(-15.0,-5.0)*
Stretching	65.1±4.4	5.8(1.6,10.0)		4.2(-1.0,9.3)	N/A	-5.8(-10.9,-0.7) <sup>†</sup>
Control	59.3±7.0	0		10.0(5.0,15.0)*	5.8(0.7,10.9) <sup>†</sup>	N/A
Right PKE post-test (degrees):						

Stretching+TENS	22.6±9.7	-12.9(-19.2,-6.6)	<0.001	N/A	10.2(2.4,18.0) <sup>†</sup>	12.9(5.3,20.5)*
Stretching	32.8±11.5	-2.7(-9.1,3.7)		-10.2(-18.0,-2.4) <sup>†</sup>	N/A	2.7(-5.0,10.3)
Control	35.5±6.1	0		-12.9(-20.5,-5.3)*	-2.7(-10.4,5.0)	N/A
Left PKE post-test (degrees):						
Stretching+TENS	25.8±7.9	-8.6(-13.4,-3.8)	0.002	N/A	6.2(0.3,12.2) <sup>†</sup>	8.6(2.8,14.3) <sup>†</sup>
Stretching	32.0±5.7	-2.3(-7.2,2.5)		-6.2(-12.2,-0.3) <sup>†</sup>	N/A	2.3(-3.5,8.2)
Control	34.3±7.3	0		-8.6(-14.3,-2.8) <sup>†</sup>	-2.3(-8.2,3.5)	N/A
TT post-test (cm):						
Stretching+TENS	-1.9±8.2	8.8(4.5,13.1)	<0.001	N/A	-2.2(-7.5,3.1)	-8.8(-14.0,3.7)*
Stretching	-4.1±4.4	6.7(2.3,11.0)		2.2(-3.1,7.5)	N/A	-6.7(-11.9,-1.4) <sup>†</sup>
Control	-10.8±5.7	0		8.8(3.7,14.0)*	6.7(1.4,11.9) <sup>†</sup>	N/A

- 2 Abbreviations: B, regression coefficient; CI, confidence interval; MD, mean difference; N/A, not applicable; PKE, passive knee
- 3 extension; SLR, straight leg raise; TENS, transcutaneous electrical nervous stimulation; TT, toe touch;  $x\pm s$ , mean±standard
- 4 deviation.
- 5 \*,  $p<0.001$ ; †,  $0.001<p<0.05$ .

1 Table 4. Qualitative analysis of the improvement outcomes for the study children (2012 data).

Comparison	RR	95% CI (RR)	RRR	95% CI (RRR)	ARR	95% CI (ARR)	NNT	95% CI (NNT)	<i>p-value</i>
Right SLR post-test: Stretching+TENS / Control	0.12	(0.03,0.46)	0.88	(0.54,0.97)	0.83	(0.64,1.01)	2	(0,2)	<0.001
Right SLR post-test: Stretching+TENS / Stretching	0.27	(0.07,1.11)	0.73	(-0.11,0.93)	0.32	(0.03,0.61)	4	(2,31)	0.057
Right SLR post-test: Stretching / Control	0.46	(0.26,0.82)	0.54	(0.18,0.74)	0.51	(0.24,0.77)	2	(2,5)	0.002
Left SLR post-test: Stretching+TENS / Control	0.24	(0.10,0.55)	0.76	(0.45,0.90)	0.76	(0.56,0.97)	2	(2,2)	<0.001
Left SLR post-test: Stretching+TENS / Stretching	0.54	(0.19,1.49)	0.46	(-0.49,0.81)	0.20	(-0.11,0.52)	5	(2,∞)	0.218
Left SLR post-test:	0.44	(0.25,0.76)	0.56	(0.24,0.75)	0.56	(0.32,0.81)	2	(2,4)	<0.001

Stretching / Control									
Right PKE post-test: Stretching+TENS / Control	0.26	(0.11,0.63)	0.74	(0.37,0.89)	0.65	(0.41,0.90)	2	(2,3)	<0.001
Right PKE post-test: Stretching+TENS / Stretching	0.38	(0.15,0.96)	0.62	(0.04,0.85)	0.39	(0.08,0.70)	3	(2,13)	0.024
Right PKE post-test: Stretching / Control	0.70	(0.47,1.06)	0.30	(-0.06,0.53)	0.26	(-0.01,0.54)	4	(2,∞)	0.110
Left PKE post-test: Stretching+TENS / Control	0.28	(0.12,0.68)	0.72	(0.32,0.88)	0.60	(0.33,0.86)	2	(2,4)	<0.001
Left PKE post-test: Stretching+TENS / Stretching	0.54	(0.19,1.49)	0.46	(-0.49,0.81)	0.20	(-0.11,0.52)	5	(2,∞)	0.218
Left PKE post-test: Stretching / Control	0.53	(0.29,0.95)	0.48	(0.05,0.71)	0.40	(0.10,0.69)	3	(2,11)	0.016

TT post-test: Stretching+TENS / Control	0.19	(0.07,0.52)	0.81	(0.48,0.93)	0.77	(0.56,0.98)	2	(2,2)	<0.001
TT post-test: Stretching+TENS / Stretching	0.35	(0.11,1.10)	0.65	(-0.10,0.89)	0.32	(0.02,0.63)	4	(2,54)	0.049
TT post-test: Stretching / Control	0.53	(0.32,0.88)	0.47	(0.12,0.68)	0.44	(0.18,0.71)	3	(2,6)	0.006

2 Abbreviations: ARR, absolute risk reduction; CI, confidence interval; NNT, number needed to treat; PKE, passive knee extension;  
3 RR, relative risk; RRR, relative risk reduction; SLR, straight leg raising; TENS, transcutaneous electrical nervous stimulation; TT,  
4 toe touch;  $x \pm s$ , mean  $\pm$  standard deviation.

5 We defined improvement as having had an outcome improvement better than the mean (higher in SLR and TT, lower in PKE). The  
6 two months' difference in the outcomes means were (degrees in SLR and PKE, cm in TT): right SLR, 5.94; left SLR, 5.06; right  
7 PKE, -3.88; left PKE, -4.45; TT, 3.41. Stretching+TENS; active stretching with electrical stimulation.

8 Relative Risk: risk in the outcome in the treatment group / risk of the outcome in the control group.

9 Absolute Risk Reduction: difference in the risk of the outcome between groups; OR the risk in the control group - risk of the  
10 outcome in the treatment group.

- 11 Relative Risk Reduction: the percent reduction in risk of the treated group compared to the control group; OR the absolute risk
- 12 reduction / risk of the outcome in the control group.
- 13 Number Needed to Treat: the number of patients that must be treated over a given period of time to prevent one adverse event.



Figure 1  
[Click here to download high resolution image](#)



Figure 2  
[Click here to download high resolution image](#)



Figure 3  
[Click here to download high resolution image](#)



Figure 4  
[Click here to download high resolution image](#)



Figure 5  
[Click here to download high resolution image](#)

