

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS



**CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA MUSCULATURA
ISQUIOTIBIAL SUPERFICIAL EN FUNCIÓN DEL GRADO
DE DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO Y EL EFECTO
AGUDO DEL ESTIRAMIENTO DE LAS FASCIAS.**

TESIS DOCTORAL

Dña. MARÍA JESÚS GIL MÉNDEZ

2015

Anexo I. Modelo de certificado para Doctorados regulados por el RD 56/2006, y por RD 1393/2007

D/D^a. MANUEL DE ARMAS HERNÁNDEZ SECRETARIO/A DE LA FACULTAD DE FORMACIÓN DEL PROFESORADO DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA,

CERTIFICA,

Que la Comisión Académica del Programa de Doctorado de Formación del Profesorado, con fecha 06/05/2013 tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "APLICACIÓN DE LA TENSIOMIOGRAFÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA MUSCULAR EN ADAPTACIONES AGUDAS Y CRÓNICAS AL EJERCICIO FÍSICO" presentada por el/la doctorando/a D/D^a Darío Rodríguez Matoso y dirigida por el/la Doctor/a D. Juan Manuel García Manso y codirigida por el Dr. D. David Rodríguez Ruiz

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Artº 6 del Reglamento para la elaboración, defensa, tribunal y evaluación de tesis doctorales de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a 07 de Mayo de dos mil trece

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

Programa de Doctorado en Avances en Traumatología.Medicina del Deporte.Cuidado de Heridas.

Título de la Tesis

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL SUPERFICIAL EN FUNCIÓN DEL GRADO DE DOLOR LUMBAR INESPECÍFICO Y EL EFECTO AGUDO DEL ESTIRAMIENTO DE LAS FASCIAS.

Tesis Doctoral presentada por Dña. MARÍA JESÚS GIL MÉNDEZ.

Dirigida por el Dr. D. David Rodríguez Ruiz

El/la Director/a,

(firma)

El/la Doctorando/a,

(firma)

Las Palmas de Gran Canaria, a _____ de _____ de 20__

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS

PROGRAMA DE DOCTORADO EN AVANCES EN TRAUMATOLOGÍA



**CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA
MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL SUPERFICIAL
EN FUNCIÓN DEL GRADO DE DOLOR LUMBAR
INESPECÍFICO Y EL EFECTO AGUDO DEL
ESTIRAMIENTO DE LAS FASCIAS.**

TESIS DOCTORAL DE LA LCDA. EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE

DÑA. MARÍA JESÚS GIL MÉNDEZ

DIRECTOR:

DR. DAVID RODRÍGUEZ RUIZ, PROFESOR ASOCIADO DEL DEPARTAMENTO DE
EDUCACIÓN FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

LAS PALMAS DE GRAN CANARIA, NOVIEMBRE 2015

Agradecimientos

Sinceramente no sé cómo expresar en unas pocas líneas, el profundo agradecimiento, la admiración, el respeto y demás sentimientos que me han acompañado durante este arduo camino de investigación, y que he sentido y siento hacia cada una de las personas que lo han compartido conmigo. Gracias por formar parte de mi vida, y por brindarme de una u otra manera su apoyo incondicional.

Me gustaría agradecer en primer lugar al Dr. David Rodríguez Ruiz, que desde el comienzo de esta maravillosa andadura, me ha ofrecido su absoluta y total disponibilidad, por su disposición, su paciencia y dedicación, por su talante sencillo, humilde y cercano, con el que ha conseguido orientarme y trasmitirme sus conocimientos de manera natural y profesional. Debo reconocer que sin su ayuda, no hubiese sido capaz de finalizar satisfactoriamente este trabajo del que a día de hoy, tras salvar muchos obstáculos y vencer momentos de desconcierto, me siento muy orgullosa.

Quiero agradecer también al Dr. Ignacio Diez Vega, por haber aportado, con su participación, rigor y calidad a este estudio; a todas las personas y amigos que contribuyeron y participaron en la investigación, así como a todos los que me ofrecieron desinteresadamente su disponibilidad a participar en las fases de muestreo, sin apenas conocerlos.

Agradezco a mi amigo y socio, el Dr. Fabio Bovi, por ser literalmente una fuente inagotable de inspiración, por su comprensión y asesoramiento; a mi amiga Isabel Marín Torres, quien con su cariño y atenciones, ha estado siempre presente y disponible, siguiendo desde cerca cada paso de este camino. Igualmente a mi amiga Maria Teresa Vicente Pardo por toda su dedicación y paciencia.

Finalmente quiero dar las gracias a mi familia, de especial manera a mis padres, María Méndez Castro y Juan Gil Hernández, seguidores y animadores incondicionales de todos mis propósitos, que con tanto amor, han secundado cada una de mis ilusiones y me han motivado cuando más lo he necesitado, dedicándome su tiempo, sus palabras y ofreciéndome siempre su apoyo y comprensión. Es con orgullo, que afirmo que lo que soy hoy en día, se lo debo a ellos sin lugar a dudas.

Gracias a mis hermanos; a Juan Gil Méndez por ampararme, como fiel escudero, en los momentos más difíciles; y a Andrés Fernando Gil Méndez, por poner siempre todos sus

medios a mi disposición, por reconfortarme cuando lo he necesitado, por compartir conmigo su calidad humana, su generosidad y sus sabias palabras. No puedo dejar de dirigir unas palabras también a los que considero los responsables de gran parte de mis energías, mis pequeños sobrinos, capaces en cualquier momento de dibujar una sonrisa en mi rostro sin pedir nada a cambio, al igual que a sus pertinentes e increíbles madres, además de amigas, que han dejado que fuera parte integrante de sus bonitas familias. Me siento muy orgullosa y muy afortunada por ello.

Por último, quiero dedicar algunas líneas de este agradecimiento a aquellas personas que formaron parte de mi vida y que ya no están entre nosotros, en particular a Antonio Méndez Castro que con su manera de ser y sus palabras, contribuyó a forjar con cariño la esencia de mí actual persona.

ÍNDICE

1.ÍNDICE	PÁGINA
1.ÍNDICE	I
2. RESUMEN	IX
3. ABSTRACT	XI
4. INTRODUCCIÓN	1
5. FUNDAMENTACIÓN	5
5.1. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR	5
5.1.1. Descripción de erectores espinales y la fascia toracolumbar.	6
5.1.2. Biomecánica de la columna lumbar.	10
5.1.3. Función de la musculatura y la fascia toracolumbar.	10
5.2. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA MUSCULATURA ISQUIOSURAL	11
5.2.1. Descripción anatómica de la musculatura isquiosural.....	12
5.2.2. Musculatura isquiosural y musculatura isquiotibial.	13
5.2.3. Descripción de la región glútea.	14
5.3. DOLOR LUMBAR	15
5.3.1. Historia de la lumbalgia.....	15
5.3.2. Clasificación de la lumbalgia.	16
5.4.- DOLOR INESPECÍFICO	16
5.4.1. Rigidez de la musculatura isquiotibial: bíceps femoral y semitendinoso.....	17
5.4.2. Rigidez de erectores espinales y fascia toracolumbar.	19
5.5. MOVILIDAD DE LA CADENA POSTERIOR Y LA ANATOMÍA FASCIAL	20
5.6. INDUCCIÓN MIOFASCIAL	33
6. OBJETIVO E HIPÓTESIS	41
6.1. OBJETIVOS	41
6.2. HIPÓTESIS EXPERIMENTAL	41

7. MÉTODO.....	47
7.1. DISEÑO.....	47
7.2. MUESTRA.	47
7.3. INSTRUMENTOS DE MEDIDA.	49
7.3.1. Cuestionarios de Salud	49
7.3.2. Cuestionarios de medición del dolor lumbar	50
7.3.3. Test de valoración funcional	51
7.3.4. Selección de los Test	53
7.3.5. Descripción de los test de valoración inicial seleccionados	53
7.3.5.1. Anamnesis.	53
7.3.5.2. Cuestionario de la salud general (SF12).....	54
7.3.5.3. El cuestionario de salud general de Goldberg (GHQ28).....	55
7.3.5.4. Test Par-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire).....	56
7.3.5.5. Cuestionario de dolor de McGill en español (CDE)	56
7.3.5.5. Índice de discapacidad de Oswestry (IDO).	57
7.3.5.6. Escala visual analógica – EVA.....	58
7.3.5.7. Método de Mckenzie. Fenómeno de centralización.	58
7.3.5.8. Funcional Movement Systems (FMS).....	60
7.3.6. Instrumentos de evaluación	66
7.3.6.1. Programa kinovea.	66
7.3.6.2. La Tensimiografía (TMG).....	67
7.3.6.2.1 Aspectos condicionantes de una medición precisa.....	69
7.3.6.2.2. Descripción de los parámetros.....	72
7.4. PROTOCOLO DE INTERVENCIÓN: PROCEDIMIENTOS.	78
7.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS DE LOS DATOS.	86
8. RESULTADOS.....	91
8.1. TEST DE VALORACIÓN INICIAL.....	91

8.2. FUNCIONAL MOVEMENT SYSTEMS (FMS).....	93
8.3. ANÁLISIS DE DATOS KINOVEA.....	94
8.3.1. Análisis de Datos Kinovea – Isquiotibiales.....	94
8.3.2. Análisis de Datos Kinovea – Cadera.....	98
8.3.3. Análisis de Datos Kinovea – Lumbar.....	100
8.4. ANÁLISIS DE DATOS TMG.	104
8.4.1. Análisis de la Deformación Máxima (Dm).	104
8.4.1.1. Deformación máxima de la muestra en general.	104
8.4.1.2. Deformación máxima diferenciando entre hombres y mujeres.....	105
8.4.1.3. Deformación máxima de toda la muestra diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.....	108
8.4.2. Análisis de datos del Tiempo de Activación (Td).	110
8.4.2.1. Tiempo de activación de la muestra en general.....	110
8.4.2.2. Tiempo de activación diferenciando entre hombres y mujeres.	111
8.4.2.3. Tiempo de activación de toda la muestra diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.....	113
8.4.3. Análisis de datos del Tiempo de Contracción (Tc).	115
8.4.3.1. Tiempo de contracción de la muestra en general.	115
8.4.3.2. Tiempo de contracción diferenciando entre hombres y mujeres.....	116
8.4.3.3. Tiempo de contracción de toda la muestra diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.....	118
8.5. ANÁLISIS DE DATOS DE LOS PARÁMETROS TMG EN CADA UNA DE LAS SERIES MUSCULARES	120
8.5.1. Análisis de Datos de la Deformación Máxima (Dm) en cada una de las series.	120
8.5.1.1. Bíceps femoral.....	120
8.5.1.2. Semitendinoso	122
8.5.1.3. Erectores espinales	123

8.5.2 Tiempo de activación o respuesta (Td) en cada una de las series.	124
8.5.2.1. Bíceps femoral.....	124
8.5.2.2. Semitendinoso	125
8.5.2.3. Erectores espinales	126
8.5.3. Análisis de Datos del Tiempo de contracción (Tc) en cada una de las series.	127
8.5.3.1. Bíceps femoral.....	127
8.5.3.2. Semitendinoso	128
8.5.3.3. Erectores espinales	129
9. DISCUSIÓN.....	135
10. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.	145
11. CONCLUSIÓN.....	149
12. BIBLIOGRAFÍA	153
13. ÍNDICE DE TABLAS	179
14. ÍNDICE DE FIGURAS	185
15. ANEXOS	193
ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	193
ANEXO 2. ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS.	195

RESUMEN

2. RESUMEN

El presente estudio pretende evaluar el estado de la musculatura superficial isquiotibial, concretamente el bíceps femoral y semitendinoso, que conforman la línea superficial posterior responsable de la sustentación del cuerpo, contrarrestando la flexión natural y generando la extensión que nos permite la postura de bipedestación. Además de evaluar el estado de la musculatura lumbar, erectores espinales, con el fin de investigar la posible relación que existe con la aparición de dolor lumbar inespecífico y cómo responden las musculaturas involucradas en el estudio al trabajo miofascial. Se describen los resultados obtenidos de una muestra de 60 personas, inicialmente asintomática, activos de un intervalo de 25 y 40 años de edad, que se dividió en función de la variable género y la existencia o no de dolor lumbar inespecífico de grado molestia durante el desarrollo del estudio. Utilizamos la Tensiografía como una herramienta novedosa en el campo de la actividad física y el deporte para valorar la respuesta muscular de los deportistas de una forma precisa y no invasiva. Además del uso del Programa Kinovea para analizar los ángulos de rodilla, cadera y zona lumbar en la posición estática de bipedestación y en los movimientos de flexión y extensión de tronco, obteniendo como resultados que el protocolo de trabajo de las fascias no obtuvo beneficios, de forma aguda, sobre la mecánica de los movimientos durante el test Functional Movement Screen, ni sobre las características mecánicas de la musculatura evaluada, si bien el comportamiento es diferente en función del género y la presencia de dolor. Sin embargo, sí sobre flexión ($p=0,000$; $ES=-0,461$) y la extensión ($p=0,000$; $ES=-0,488$) del tronco centrado la evaluación en la cadera y, por otro lado, se observa que en la zona lumbar los sujetos de ambos sexos con dolor tienen una mayor rigidez o menor rango angular que los sujetos de ambos sexos sin dolor. Como conclusión, el efecto agudo de los movimientos basados en la línea fascial superficial posterior tiene un efecto beneficioso en la amplitud de rango articular en flexión y extensión, donde las características mecánicas de la musculatura evaluada presentan un comportamiento distinto en función de la existencia o no de dolor lumbar inespecífico de tipo molestia.

ABSTRACT

3. ABSTRACT

Our study's main aim is to evaluate the state of the hamstring superficial muscle. More specifically the long portion of the biceps femoral and semitendinosus that makes the superficial portion responsible to hold the human body, counteracting the natural flexion and generating extension, this way makes standing possible. Indeed, we have evaluated the state of the lower back muscle, spinal erectors, in order to investigate the potential relation between the existence of inespecific lower back pain and how the muscles involved in the myofascial tissue respond to it. Results among a group of 60 subjects were compared, initially asymptomatic. Active subjects, aged between 25 to 40 years old, few of them presented symptoms of lower back pain during the study. Descompensation will have a consequence in our organism. Fascial tissue covers our body and moves towards a net of connective tissue adapting constantly to the demands of it in terms of tension that makes movement and stabilization possible. Tensiography was used in our methodological procedure as a new tool in the field of physical activity and sports; this tool will serve as a way to evaluate the muscular response in a precise and non invasive way. Indeed, the program Kinovea will be used as a way to analyze the angles in knees, hips and lower back in static position and extension and flexion of the upper body. As a result we observed no benefits of the fascial workout, in a very deep way, not even in the mechanic movements during the Functional Movement Screen. Indeed, the mechanical muscular characteristics observed didn't show differences either; nevertheless, a different behavior was shown depending on gender and the level of pain felt. On the other hand, significant results were recorded in bending position ($p=0,000$; $ES=0,461$) and extension ($p=0,000$; $ES=0,488$) of the upper body centered and evaluation hips elevated. Rigidity of the lower back and less angle of movement was observed in those subjects with lower back pain, this wasn't observed in the subjects without pain. As a conclusion, the deep effect of movements based on the back superficial fascial line will have a beneficial effect in the breadth of articular angle in bending and extension positions, the mechanical muscular characteristics evaluated showed a different outcome depending on the existence or not of inespecific lower back pain.

INTRODUCCIÓN

4. INTRODUCCIÓN

La mayoría de personas con dolor lumbar inespecífico tratan sus síntomas de forma independiente y muy pocos acuden a su médico. Solo aquellos que la sufren de manera crónica. El tratamiento del dolor se considera el control de la evolución natural del posible daño para asegurar la recuperación rápida de las funciones, y al mismo tiempo el control de la sintomatología. Por ello, es conveniente entender las causas que generan este dolor y la evolución natural de ellas. En este sentido, actualmente existen pruebas objetivas para valorar el grado de dolor de una persona, (Busquet, 2001).

Para entender las causas del dolor, debemos comprender la organización fisiológica de nuestro cuerpo, para seguir mejor la instalación inteligente de los esquemas adaptativos, es decir, de los esquemas de compensación. El cuerpo se dispondrá de manera natural de tal forma que le permita en todo momento mantener el equilibrio, tratando de evitar cualquier dolor e incomodidad, lo que provocará la disminución de movilidad si fuera necesario para obtener un funcionamiento confortable. La consecución de este equilibrio y comodidad constante causa un gasto elevado de energía que se traduce en un estado de fatiga importante, si bien este esfuerzo trata de compensar muscularmente alguna carencia física. La persona no podrá mantener simplemente su equilibrio y confort, sino que perderá su verticalidad, apareciendo encubiertos daños, en cuestión de tiempo y, por tanto, un desgaste, (Busquet, 2001).

La verticalidad y el equilibrio están totalmente vinculados a las cadenas musculares que aseguran la buena coordinación de la organización general de nuestro cuerpo, que estará íntimamente relacionada con las vías fasciales. Entendemos por estructuras fasciales al envoltorio colaginoso superficial de nuestro cuerpo que penetra en la profundidad de las estructuras hasta el envoltorio de las células. Por ello, interviene directamente en toda demanda de longitud, y es necesario que entendamos que las tensiones que se puedan aplicar sobre ellas se presenten como una constante fisiológica. De esta forma, si requerimos mayor longitud y no se puede, se produce una tensión dolorosa, desencadenando por vías reflejas tensiones musculares, contractibilidad muscular que nos llega a generar dolor, (Busquet, 2001).

El tratamiento basado en la movilización de las cadenas musculares es, en realidad, un trabajo de las vías fasciales que compartimentan y unen a los músculos durante el

movimiento. Entendemos que el estado de la musculatura superficial isquiosural (Bíceps femoral y Semitendinoso) que forman parte de la cadera posterior tienen vital importancia en la aparición de dolores inespecíficos a nivel lumbar, siguiendo las vías fasciales. El reequilibrio y las tensiones pasarán por el tratamiento de estos envoltorios fasciales, (Pilat, 2003).

Por esta razón, es muy importante la remodelación de las fascias mediante la inducción necesaria para poder rearmonizar de forma eficaz las fibras de colágeno, mejorar la eficacia de los movimientos naturales y la regeneración del tejido sobresolicitado, evitando la sensación de dolor (Pilat, 2003; Findley et al., 2012).

FUNDAMENTACIÓN

5. FUNDAMENTACIÓN.

El tejido conjuntivo del cuerpo humano está formado por meridianos de fascia muscular que pueden seguirse como una línea, estas líneas representan las vías anatómicas. Vía anatómica equivale a meridiano miofascial. Miofascial trasmite la idea de conjunto, (Myers, 2014; López-Hincapie y Hincapie-Garaviño, 2015).

La estabilidad, el esfuerzo, la tensión, fijación y compensación muscular se reparten conforme a estas líneas que se muestran como una anatomía longitudinal. Es importante la comprensión del esquema de las vías anatómicas para entender la anatomía musculo-esquelética y los patrones corporales compensatorios en la actividad física. Además de entender que el dolor inespecífico de una parte de nuestro cuerpo puede estar vinculada a otra parte que no presenta dolor, (Myers, 2014; López-Hincapie y Hincapie-Garaviño, 2015).

Por todo ello, el objetivo fundamental es conocer las características mecánicas de la musculatura isquiotibial superficial de personas activas, estudiar la movilidad de las cadenas posteriores, la aparición de dolor lumbar inespecífico y el efecto del trabajo mediante la inducción miofascial.

5.1. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR.

La columna vertebral es un eje óseo compuesto por vértebras que se encuentran articuladas entre sí para permitir movilidad y tienen forma de anillo, en cuyo centro se encuentra la médula espinal protegida. Entre las vértebras se sitúan los discos intervertebrales, que son una especie de almohadillas de tejido fibrocartilaginoso que aportan elasticidad a la columna y evitan el roce óseo durante los movimientos de la estructura, amortiguando presiones que se ejercen sobre el eje cráneo - caudal. El eje lo conforman la columna cervical, columna dorsal, columna lumbar, columna sacra y la columna coccígea, (Spalteholz et al., 1978; Rohen et al., 1996; Rodríguez – Baeza, 2003)

Nos centraremos en la columna lumbar formada por vértebras lumbares, huesos cortos, impares y simétricos, donde especialmente se soportan las considerables tensiones y el peso del cuerpo. Se encuentran articuladas y unidas por ligamentos intervertebrales que limitan los movimientos excesivos. Toda la zona lumbar se encuentra bien

vascularizada e inervada gracias al aporte sanguíneo de las ramas de las arterias lumbares que nos permiten sentir y movernos. Estos nervios se distribuyen de forma muy ordenada y se inervan de una determinada manera en específicas zonas de los miembros inferiores, lo que nos permite valorar el nivel y región de muchos problemas dolorosos. De manera paralela, los músculos lumbares se sitúan en capas y nos ayudan a mantener la estabilidad, (Williams, 1980-1989).

Para Panjabi y colaboradores la estabilidad de la columna depende de tres subsistemas: estructura osteoarticular, los músculos espinales y el control neurológico.

5.1.1. Descripción de erectores espinales y la fascia toracolumbar.

Los erectores espinales o extensores de la columna son un conjunto de músculos y tendones que se extienden de forma vertical a lo largo de la región lumbar, torácica y cervical, y que se encuentran localizados principalmente en los surcos laterales de la columna vertebral. Los erectores se originan en la fascia toracolumbar, y ascienden a lo largo de la espalda en dirección vertical hasta llegar a la zona cervical donde se insertan. Es una gran masa muscular muy tendinosa que varía de tamaño y estructura según la región de la columna en la que nos encontremos, si se trata de la región sacra, la musculatura se presenta estrecha y puntiaguda, mientras que en la región lumbar es más grande, más carnosa, y se subdivide de forma ascendente en tres columnas que van disminuyendo de tamaño a medida que se insertan en las costillas y en las vértebras. En cuanto a la región de origen la estructura es tendinosa, (Netter, 2008).

El erector de la columna según Sobotta (2000) y Netter (2008), comienza en la superficie anterior de un tendón ancho y grueso que se une a la cresta media del sacro, las apófisis espinosa de la región lumbar y las vértebras torácicas undécima y duodécima, del ligamento supraespinoso, la parte posterior de los bordes internos de las crestas iliacas y las crestas laterales del sacro, donde finalmente se unen con el ligamento sacrotuberoso y ligamentos sacro-iliacos posteriores. Las fibras musculares forman una gran masa muscular que se divide, en la región lumbar superior, como apuntábamos anteriormente, en tres columnas; la lateral (músculo iliocostal), intermedia (músculo longísimo) y medial (músculo espinoso):

A. El *músculo iliocostal* comienza en el sacro, aponeurosis del erector de la

columna y cresta iliaca. Posee tres inserciones según la región de localización:

- *Iliocostal lumbar*: tiene su origen en el borde externo de la cresta ilíaca, del coxal y del sacro formando parte de la fascia toracolumbar. Se inserta en los bordes inferiores de los ángulos de las costillas torácicas más caudales, entre la sexta costilla hasta la novena costilla, y además en las vértebras lumbares más craneales, siendo las tres superiores, más concretamente en sus apófisis costiformes.
- *Iliocostal torácico*: tiene su origen en los tendones planos de los bordes superiores de los ángulos que forman las seis costillas inferiores, medial a los tendones de inserción del iliocostal lumbar. Se inserta en los bordes superiores de los ángulos de las seis costillas superiores y en la parte posterior de las apófisis transversas de la séptima vértebra cervical.
- *Iliocostal cervical*: tiene su origen en los ángulos de la tercera, cuarta, quinta y sexta costillas, y se inserta en los tubérculos posteriores de las apófisis transversas de la cuarta, quinta y sexta vértebra cervical.

B. El *músculo longísimo* del dorso en función de las regiones donde tiene su origen e inserción adquiere diferentes nombres:

- *Longísimo torácico*: tiene su origen en el sacro, la apófisis espinosa de las vértebras lumbares y las apófisis transversas de la última vértebra torácica, y se inserta en la apófisis transversa de la vértebra lumbar, la aponeurosis del erector de la columna, las costillas y la apófisis costal de las vértebras lumbares.
- *Longísimo cervical*: tiene su origen en la apófisis transversal de la sexta vértebra torácica a la primera vértebra torácica (T6-T1) y se inserta en la apófisis transversa de la séptima vértebra cervical a la segunda vértebra cervical (C7-C2).
- *Longísimo de la cabeza*: tiene su origen en la apófisis transversa de la cuarta vértebra torácica a la primera vértebra torácica (T4-T1). Avanza por la séptima vértebra cervical a la cuarta vértebra cervical (C7-C4), y se inserta en la apófisis mastoides del hueso temporal.

C. El *músculo espinoso* posee fascículos diferenciados según su origen e inserción:

- *Espinoso torácico*: tiene su origen en la apófisis espinosa de la tercera vértebra

- lumbar a la décima vértebra torácica (L3-T10) y se inserta en la apófisis espinosa de la octava vértebra torácica a la segunda vértebra torácica (T8-T2).
- *Espinoso cervical*: tiene su origen en la apófisis espinosa de la segunda vértebra torácica a la sexta vértebra cervical (T2-C6), y se inserta en la apófisis espinosa de la segunda vértebra cervical a la cuarta vértebra cervical (C2-C4).
 - *Espinoso de la cabeza*: son unas fibras inconstantes del músculo espinoso que recorren desde las vértebras cervicales y torácicas superiores, insertándose en la protuberancia occipital externa.

Las fibras musculares que como bien detallamos forman esta gran masa muscular de la región lumbar continúan a las fibras que dan origen al músculo glúteo mayor, (Olson, 2006), musculatura de gran importancia que aunque no siendo objeto de estudio es pertinente mencionar y que explicaremos con mayor detenimiento más adelante.

Nos centraremos a continuación en la zona lumbar que está cubierta por la fascia toracolumbar, una estructura tipo “faja” compuesta por una red de capas fasciales y aponeuróticas, que posibilitan la separación entre sí de diversas musculaturas de la columna vertebral, la musculatura de la pared abdominal, cuadrado lumbar y psoas ilíaco, pero que a su vez las mantiene conectadas, (Segarra et al., 2014). Se diferencian tres partes:

- *Lámina superficial de la capa posterior*, directamente relacionado con los músculos dorsal ancho y serrato posteroinferior.
- *Lámina profunda de la capa posterior*, aísla la musculatura paravertebral. Es una parte muy importante porque actúa como mecanismo hidráulico que ayuda a la musculatura paravertebral en su función de sostén de la columna lumbosacra, manteniendo a lo largo de la parte lateral de esta capa paravertebral profunda la conexión con el músculo transversal del abdomen.
- *Capa media*, forma la separación entre la musculatura anterior y la posterior del cuerpo.

Las capas en su conjunto forman una gruesa estructura que se fijará en la espina ilíaca posterosuperior y ligamento sacrotuberoso de la pelvis, (Willard et al., 2012; Heredia et al., 2015).

Debemos considerar cuando abordamos el conocimiento de la fascias toracolumbar su importante relación con la estabilidad del *core*. El término *core*, etimológicamente significa núcleo, centro o zona media y fue empleado por primera vez por *Richard H. Domínguez* y *Robert S. Gajda* en su libro llamado *Total Body Training*, 1982. Término que vinculado a la actividad física y deportiva hace referencia al sistema de control neural y al conjunto integrado de estructuras activas, que son los músculos de la región toracolumbar, abdominal y cadera; y estructuras pasivas que son las vértebras, discos, ligamentos, etc. La acción proporciona estabilidad del tronco de manera estática como dinámica, permitiendo la óptima transmisión de fuerzas entre los miembros superiores e inferiores, de manera combinada o secuencial, (Segarra et al., 2014).

Entendemos según *Willardson (2007)* que el *core* es un concepto funcional y que se puede entrenar. Representa el centro de la cadena cinética funcional, *Akuthota y Nadler*, (2004). Por ello es importante establecer criterios claros sobre el entrenamiento de la zona, proponiendo adecuadas progresiones para acondicionar y potenciar el *core*. Su desarrollo será necesario para realizar las tareas de manera eficaz y disminuyendo el riesgo de lesión, *Vleeming et al*, (2007).

Se trata de crear movimientos específicos, soportar fuerzas externas o generar presión, todo ello con ayuda de la respiración, ajustando siempre fuerzas con patrones musculares que faciliten la trayectoria deseada y afrontando cualquier resistencia dentro de nuestras capacidades. Debemos tener en cuenta aspectos como:

- Mecanismos básicos relacionados con el control neural de la estabilidad del tronco.
- Diferencias entre sujetos de la zona del *core* en cuanto a condición física entre otros factores.
- Estrategias de control del *core* en personas sanas y la vinculación de dolor inespecíficos.
- Poseer directrices claras y útiles en los programas de acondicionamiento.

Los criterios que tomemos para un adecuado acondicionamiento y potenciación del *core* deben estar dirigidos a progresiones que logren adaptaciones que garanticen la estabilidad de la zona en general, ya que consideramos que deben ser una base

fundamental del entrenamiento saludable evitando posibles lesiones, (Faries y Greenwood, 2007; Hibbs et al, 2008).

5.1.2. Biomecánica de la columna lumbar.

La columna lumbar protege el sistema nervioso puesto que rodea las vías nerviosas que conducen las señales motoras y sensoriales a la mitad inferior del cuerpo, cubriendo a la médula espinal y la cola de caballo, organizando las vías de entrada y salida del plexo lumbar. Posee la función de sustentación porque contribuye al mantenimiento de la posición erguida y sirve de apoyo al resto del cuerpo, además de una función mecánica porque permite la flexión, extensión y rotación del tronco (Miralles, 2001).

Los cuerpos vertebrales tienen como principal función soportar el peso, estos amortiguan las cargas y palancas mecánicas que se ejercen de manera constante en nuestra vida cotidiana durante cualquier actividad. Todas aquellas tensiones que podamos generar se producen en los cuerpos vertebrales y se transmiten hacia el anillo fibroso que es capaz de absorber esta energía mecánica, proporcionando estabilidad en los movimientos de rotación y acciones de deslizamiento de tejidos. La región lumbar se encuentra más expuesta a lesiones puesto que es la zona donde se generan más tensiones en todas sus direcciones, (Williams y Warwick, 1980; Miralles, 2001).

5.1.3. Función de la musculatura y la fascia toracolumbar.

Definitivamente, la principal función de los erectores espinales es la extensión e hiperextensión de la espina baja, además de intervenir en la flexión lateral.

La función de la estructura fascial de la región lumbar, que se presenta como una estructura tridimensional y un modelo muy necesario, es la estabilidad lumbopélvica - sacroilíaca, postura estática y movimiento. Fundamentalmente resiste las fuerzas de tensión que se genera en todos los planos de movimiento. Actúa como estructura asistente de los músculos paravertebrales en su misión de soporte de la columna vertebral sirviendo también de soporte de la misma (Natale et al, 2014). Por último, posee una relación en la nocicepción, según Gimenez-Amaya (2000) y Gracias (2012), es proceso neuronal por el cual se codifican y procesan los estímulos potencialmente dañinos para los tejidos. Es una actividad aferente, sensitiva, producida por el sistema nervioso periférico y central, que se inicia en los receptores de dolor que pueden

detectar cambios térmicos, mecánicos o químicos por encima del umbral del sistema. La irrigación de otros muchos tejidos cuya inervación es compartida por la fascia puede conducir la señal de cualquier cambio.

Por ello se puede transmitir a los miembros superiores. El músculo dorsal ancho, importante rotador interno y aductor del hombro, se origina en esta fascia; o a miembros inferiores. Las fuerzas de tracción generadas sobre el músculo bíceps femoral pueden generar movimiento de la capa más profunda en la zona lumbar situada en la quinta vértebra lumbar y primera vértebra sacra (L5-S1), a través del ligamento sacrotuberoso, (Willard et al, 2012).

En definitiva, pese a que se haya subestimado el rol del mecanismo de la fascia toracolumbar en su función como estabilizadora del raquis, hay suficiente literatura para sostener su papel funcional, desde una perspectiva biomecánica y fisiológica, de las fascias lumbares. Se defiende su intervención segmentaria en los tres planos de movimiento, su papel relacionado con la propiocepción, la generación de tensión y mejora de la eficiencia de la contracción muscular paravertebral, en la transferencia de fuerza y protección articular sacroilíaca...etc. Por todo ello, es importante comprender su estructura y funcionamiento para estudiar la estabilidad de la columna vertebral, (Mooney et al., 1997; Vleeming, 2008; Pilat, 2009; Myers, 2010; Earlset al., 2011; Natale et al., 2014; Stecco, 2014; Chaitow, 2014; López-Hincapie y Hincapie-Garaviño, 2015). Debemos mencionar por ello la musculatura abdominal, que aun no siendo objeto de estudio, juega un importantísimo papel porque posee una función flexora del tronco y también estabilizadora junto con el músculo del psoas y cuadrado lumbar (Mcgill, 2002).

Concluyendo, todas las estructuras en su conjunto permiten la flexión y extensión del tronco, relacionando cadena anterior con posterior y facilitan el enderezamiento de la columna vertebral y su estabilidad, (Busquet, 2001).

5.2. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA MUSCULATURA ISQUIOSURAL.

La denominación genérica que se suele dar a la musculatura isquiosural con más frecuencia es la de musculatura isquiotibial, no siendo del todo correcta porque engloba músculos que se insertan en la tibia y en el peroné.

Describiremos la musculatura isquiosural, pero en el presente estudio la enunciaremos como la musculatura isquiotibial (semitendinoso y bíceps femoral), término usado en el ámbito deportivo no siendo el adecuado. Para ello, debemos dejar bastante claro los términos que hacen referencia a la morfología y funcionalidad de las estructuras citadas, puesto que la determinación de la musculatura radica en su origen e inserción final, (Latarjet, 2005; Gilroy, 2008).

Los músculos posteriores del muslo, compuestos por semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral, se denominan como músculos isquiotibiales, Medina et al. (1983). Se incluye en esta denominación, según Netter (1990), también a la porción isquiocondílea del aductor mayor por su origen isquiático, aunque es un músculo monoarticular que alcanza hasta el cóndilo femoral. Williams (1986) los denomina, en cambio, músculos de la corva.

5.2.1. Descripción anatómica de la musculatura isquiosural.

Es un conjunto de músculos formados por el bíceps femoral, el músculo semitendinoso y el semimembranoso.

A. Músculo Bíceps crural o femoral:

Está compuesto por dos cabezas o vientres musculares, llamadas cabeza larga y cabeza corta. La cabeza larga tiene su origen en la tuberosidad isquiática de la pelvis, mientras que la corta en el tercio medio de la cara posterior del fémur. Tanto la cabeza corta como la larga recorren la parte posterior del fémur, y pasan por detrás de la rodilla insertándose en la cabeza del peroné. La cabeza corta no pasa por la articulación coxofemoral y como se origina en la zona media sólo realiza la función de flexión de rodilla, mientras que la cabeza larga al tener más recorrido además de contribuir en la flexión de rodilla, realiza la extensión de cadera.

B. Músculo Semimembranoso:

Se origina en la tuberosidad isquiática del hueso coxal y recorre toda la zona posterior del muslo, pasando por detrás de la rodilla e insertándose en la tibia. Realiza las mismas funciones que la cabeza larga del bíceps, extensión de cadera y flexión de rodilla y que el semitendinoso.

C. Músculo Semitendinoso:

El músculo semitendinoso también tiene su origen en la tuberosidad isquiática del hueso coxal, como el bíceps femoral y el semimembranoso, sigue el mismo recorrido posterior del muslo hasta pasar por detrás de la rodilla como el semimembranoso e insertándose en la pata de ganso profunda que se localiza en la tibia, denominada así ya que la inserción de los tendones en ese área recuerda la forma de la pata de un ave.

Su función es la misma que la del bíceps femoral, porción larga, y semimembranoso, extensión de cadera y flexión de rodilla, (Delmas, 1989; Spalteholz et al. 1996; Kendall et al, 2000; Azkoiti - Jimeno, 2014; Supital, 2014;).

La musculatura isquiotibial superficial, objeto de estudio, tiene orígenes, funciones e inserciones muy parecidas, por ello que se trabajen de manera conjunta para mejorar tanto los rangos de movimiento articular como la fuerza; es muy difícil realizar un trabajo por separado. Normalmente se trabaja la elongación del músculo a través de la flexión de la cadera y el trabajo de fuerza, (Jiménez et al, 2003). González Gálvez (2014) afirma que la disminución de la capacidad fuerza-resistencia de la musculatura flexora y extensora del tronco, así como los escasos valores de flexibilidad están relacionados con mayores tasas de dolor de espalda. Ha demostrado mejoras aplicando el método pilates como herramienta para trabajar tales capacidades.

Se trata de una musculatura que se debe tener muy en cuenta, puesto que su tonicidad y rigidez consideramos que repercutirá de alguna manera en la zona lumbar. Quizás sea la musculatura que más se castiga en muchos deportes donde la alta exigencia del gesto deportivo, en fases de estiramientos excéntricos, además de la intensidad, pone a prueba la estabilidad del sistema sinérgico entre agonista y antagonista. Son músculos muy expuestos a traumatismos por su disposición biarticular, porque son muy largos, muy carnosos y poseen tendones muy cortos, muy predispuestos a sufrir acortamientos modificando de esta manera la posición de la pelvis, columna y rodilla, posibilitando el riesgo de lesiones, (Jiménez et al, 2003).

5.2.2. Musculatura isquiosural y musculatura isquiotibial.

En el presente estudio analizaremos las características mecánicas de la musculatura

isquiosural superficial porque, en concreto, valoraremos la cabeza larga del bíceps femoral y el semitendinoso. En cambio, en nuestro estudio hablaremos de musculatura isquiotibial superficial, como se le conoce de manera coloquial en el ámbito deportivo, no siendo el término adecuado.

Recordemos que la porción larga del bíceps femoral se origina en la tuberosidad isquiática del isquion y se inserta en la cabeza del peroné, no se inserta en la tuberosidad externa de la tibia. Por el contrario, el semitendinoso se origina en la tuberosidad isquiática de la cadera y se inserta en la tibia. (Delmas, 1989; Kendall et al, 2000; Jimeno, 2014; Supital, 2014).

5.2.3. Descripción de la región glútea.

Es importante mencionar la región glútea porque son importantes músculos que también intervienen en la zona posterior sobre los miembros inferiores, como la musculatura isquiosural, influyendo en la movilidad y estabilidad de la pelvis y la columna vertebral. Se dividen en glúteo mayor, mediano y menor:

A. Glúteo Mayor:

Es un músculo muy potente, voluminoso, muy grueso además de fuerte que se encuentra en la cara superficial. Tiene su origen en la pelvis, en la parte posterior del hueso sacro y hueso ilion, y se dirige hacia el tracto iliotibial y hacia la tuberosidad glútea, un relieve óseo en el fémur.

La función del glúteo mayor es extender la cadera. Es un potente extensor que realiza el movimiento de llevar la pierna hacia atrás. Se ayuda de los músculos isquiosurales (bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso) pero, en su conjunto, suponen menos potentes que el glúteo mayor por sí solo. Además realiza la función de rotación externa de cadera y la de estabilizador de la pelvis, evitando que se incline hacia adelante, así como la acción de separación y aproximación de la cadera pero con menor potencia.

B. Glúteo Mediano:

Tiene su origen en el hueso ilion y se dirige al relieve óseo denominado trocánter

mayor del fémur. Interviene en la estabilidad de la pelvis y es el principal músculo abductor de la cadera, separando el muslo, alejándolo de la línea media.

C. Glúteo Menor:

De los tres músculos es el de menor tamaño, más profundo y menos potente que igualmente interviene de apoyo al glúteo mediano en su función de separación de la cadera.

En resumen, el glúteo mayor es el más potente extensor (con diferencia) y el glúteo medio el más potente separador. (Platzer, 2008; Kapandji, 2010; Fox, 2011; Schünke et al, 2011).

La musculatura glútea no será objeto de nuestro estudio, pero debemos conocerla igualmente por su implicación y relevancia.

5.3. DOLOR LUMBAR.

5.3.1. Historia de la lumbalgia.

La lumbalgia en España afecta a más de cuatro millones y medio de personas, la población española mayor de 20 años presenta lumbalgia en un 14,8%, cifras bastantes significativas. El dolor afecta más a las mujeres, en un 17.8%, que a los hombres en un 11.3%. La franja de edad de mayor impacto sería entre los 30 y 50 años según datos extraídos del informe EPIDOR, estudio epidemiológico del dolor en reumatología en España, formado por un comité científico que ha realizado un estudio destinado a conocer con detenimiento la percepción del dolor, sus repercusiones sobre la calidad de vida y el manejo que de él hacen los profesionales de la reumatología en las personas en las consultas externas,(González y Condon, 2000).

En los últimos 35 años se ha producido un aumento constante de la incidencia de la lumbalgia en los países industrializados y el coste derivado de la lumbalgia relativo a los gastos sanitarios, indemnizaciones, pérdidas de productividad en el trabajo, aumentaron exponencialmente, (Bosch, 2000).

Diversos estudios estadísticos a nivel mundial han realizado estimaciones sobre el porcentaje de la población adulta que sufre o ha sufrido lumbalgia, y se ha obtenido que

en los países desarrollados se calcula que el dolor lumbar afecta entre el 70% y el 90% de la población, con una incidencia del 5% anual (Matus et al., 2003; Brizzi et al., 2004 O'Sullivan, 2005; Griffith et al., 2007). Según el grupo de trabajo de la IASP (Asociación Internacional para el Estudio del Dolor) dirigido por Fordyce (1995), el 85% de los cuadros de lumbalgia son inespecíficas. El síntoma de dolor prevalece en el 99% de la población que presenta patologías en la columna (Waddel, 1998). El 90% de los casos de dolor no tienen causa identificable, ya que no existe en la actualidad ningún sistema lo bastante claro para clasificar de manera válida y fiable el dolor inespecífico (Campbell & Muncer, 2005).

5.3.2. Clasificación de la lumbalgia.

La Asociación Internacional para el Estudio del Dolor Lumbar (IASP) realiza una clasificación en función de las causas de dolor vertebral, creando dos grupos: El primer grupo engloba las causas conocidas y el segundo grupo las causas desconocidas. Siguiendo la clasificación, se establecen a su vez los grupos que cito a continuación:

1. *Dolor lumbar específico*: Somático o radicular.
2. *Dolor lumbar inespecífico*: Origen incierto o psicógeno.
3. *Dolor lumbar referido*: Causa orgánica extra-raquídea.

El 85% de las lumbalgias se encasillan en el grupo de las inespecíficas llamadas comunes ó biomecánicas, también denominadas inespecíficas directamente. Son de origen mecánico ó postural. La mayor parte de las personas que sufren la dolencia desconocen la causa de los síntomas realmente, (Campbell y Muncer, 2005)

5.4.- DOLOR INESPECÍFICO.

El dolor lumbar inespecífico es un síntoma que obedece a múltiples causas y debe ser analizado acorde a ello, (Matus et al., 2003; Griffith et al., 2007). Fundamentalmente tiene su origen en las diversas estructuras que conforman la columna.

La columna vertebral está rodeada por estructuras que poseen una amplia inervación. La lesión puede estar localizada porque origina dolor en la propia zona afectada como en el cuerpo vertebral, discos intervertebrales, ligamentos que unen cuerpos vertebrales, músculos que se insertan en la columna a esos niveles para mantener la estabilidad y la

movilidad. Por el contrario, la lesión puede no estar localizada porque se origina en la musculatura que colabora en las acciones de estabilidad y movilidad de la columna lumbar de manera indirecta y el dolor se origina en zonas cercanas y no en la zona afectada. El dolor puede estar acompañado de un dolor irradiado a zonas próximas, lo que llamamos dolor referido.

Por todo ello, se define como un dolor en la columna entre costal inferior y glúteo inferior, acompañado de limitación de movimiento e influenciada en muchas ocasiones por actividades físicas y posturas que se asocian a dolor referido (Deyo y Centor, 1986; Waddell, 1998; Kovacs et al., 2002; Krizmer y Van Tulder, 2007). Es importante identificar la estructura dañada que origina la lumbalgia, simplemente porque la evolución de la misma puede comprometer y afectar a otras estructuras que de manera indirecta puedan estar involucradas. Muchos de los dolores de espalda se generan por contracturas musculares, estados de tensión muscular involuntaria y duradera de un músculo ó grupo muscular cuando se somete a frío, humedad, corrientes de aire, situaciones de estrés, alteraciones del sueño, posturas inadecuadas mantenidas, sobrecargas, esfuerzos bruscos ó movimientos violentos que normalmente no estamos acostumbrados, nuestro sistema defensivo y de protección hace que se cree un círculo vicioso entre el dolor y la contractura, (Fontecha, 2006; Martínez-Crespo, 2009).

El dolor de espalda es la causa más frecuente en las consultas médicas y se ha considerado un problema de salud pública. El manejo inadecuado tiene serias repercusiones de tipo físicas, psicoafectivas y económicas para quien lo sufre, por ello es objeto principal de estudio y se han extraído recomendaciones basadas en los niveles de evidencia y conclusiones de tipo operacional, planes proactivos educacionales, entre otras, con el fin de mejorar su tratamiento (Guevara-López, 2011).

5.4.1. Rigidez de la musculatura isquiotibial: bíceps femoral y semitendinoso.

Se trata de un grupo de músculos situados en la parte posterior del muslo, como hemos determinado anteriormente. En la presente investigación, valoraremos únicamente la porción larga del bíceps femoral y el semitendinoso, y a lo largo del estudio lo citaremos como musculatura isquiotibial. Recordemos que la musculatura isquiosural estaba compuesta por la porción corta y larga del bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso. En cambio, en el estudio la mencionaremos musculatura isquiotibial

superficial haciendo referencia como se conoce coloquialmente en el ámbito deportivo a la musculatura objeto de estudio, porción larga del bíceps y el semitendinoso, (Latarjet, 2005; Gilroy et al., 2008). Su principal función es flexionar la rodilla y extender la cadera, además de proporcionar estabilidad en la pelvis y el equilibrio. Son los responsables gran parte del mantenimiento de la postura del cuerpo, se encuentran en constante tensión y son propensos a la rigidez y al retraimiento, un aspecto que empeora dependiendo del estilo de vida y la actividad deportiva que se practique. Por todo ello, repercuten de manera negativa en la cadera y la rodilla, las articulaciones donde tienen su origen e inserción respectivamente, pero también repercute de manera negativa en la espalda, zona lumbar, modificando la postura y la biomecánica del cuerpo. La rigidez en la zona isquiotibial condiciona el crecimiento en edades tempranas y puede producir rectificación de la curvatura lumbar u otras desalineaciones asociadas de la columna. Principalmente las actividades donde ejercitamos mucho más los miembros inferiores a través del salto, carrera, recepciones de peso, cambios de sentido, porque favorecemos la semiflexión de rodilla que provoca un mayor trabajo muscular aumentando la tensión y el volumen; como consecuencia el músculo tiende a perder su capacidad de estiramiento. La rigidez puede originarse también por factores genéticos, bajo nivel de actividad física y sedentarismo, cuando no se ejercitan lo suficiente se mantienen acortados y perdemos flexibilidad y tono, por lo que como musculatura estabilizadora compromete la postura de nuestra espalda y pelvis. La falta de flexibilidad en la musculatura isquiotibial reduce la movilidad de la pelvis con lo que afecta biomecánicamente en la distribución de presiones en la columna vertebral, (Busquet 2001; Liebenson 2002; Pilat 2003; Fontecha 2006; Myers 2014).

La rigidez que se presenta en la musculatura isquiotibial puede ocasionar dolor e impotencia localizada en la zona lumbar dificultando la movilidad. Si no se identifica el origen del dolor y persiste con el tiempo llegará a desencadenarse un aumento de la curvatura dorsal, variaciones en la zona lumbar y sacra alterando incluso los discos intervertebrales, además de repercutir en la curvatura lumbar en la posición de sentado. Recordemos que existe una cierta tendencia a la rigidez de la musculatura isquiotibial cuando no realizamos actividad física, tomamos actitudes sedentarias y permanecemos mucho tiempo sentados (Cholewicki y McGill, 1996; Silva y Gómez-Conesa, 2008).

5.4.2. Rigidez de erectores espinales y fascia toracolumbar.

Debemos destacar que un alto porcentaje de personas no tiene consciencia del funcionamiento de la región lumbar y no saben cómo activarlos, ya que no han tomado consciencia de la posición de su cuerpo o sus partes en el movimiento, algo que pudimos comprobar a lo largo del estudio, la falta de sentido Kinestésico. Normalmente existe una tendencia a generar tensión en los tendones y mantener rigidez general en el tronco. Si no somos capaces mantener una perfecta rigidez con la columna y la pelvis, lo que se llama bloqueo pélvico, la transferencia de fuerza no es tan eficiente y puede dañarse la espalda. Por ello es necesario desarrollar el sentido Kinestésico para mejorar la transmisión eficiente de la fuerza. Es necesario que se produzca la contracción concéntrica voluntaria de erectores lumbares para que se sostengan en la extensión, estos se adjuntan al sacro, mientras la musculatura isquiotibial, que también interviene, se adjunta a la parte inferior de la pelvis. De esta forma los erectores y tendones de los isquiotibiales intentan mantener el control de la espalda estableciendo una lucha de fuerzas para mantener la rigidez y estabilidad de la espalda. Se podría decir que no controlamos voluntariamente los músculos lumbares, (Rippetoe y Kilgore, 2005).

Debemos entender que toda tarea motriz requiere de una activación del mecanismo de control y regulación del movimiento que será más o menos compleja en función de la dificultad de la tarea. Se encarga el sistema neuromuscular que depende del sistema sensoriomotor, quien efectúa movimientos complicados eficazmente con un mínimo de energía, gracias a todos sus receptores y vías aferentes, así como mecanismos de integración y procesamiento central, además de respuestas eferentes necesarias para ejecutar la acción y mantener la estabilidad funcional, Vanmeerhaeghe y Rodríguez, (2013). Tanto erectores espinales como la fascia toracolumbar son responsables de la estabilidad que según Boyle (2003), es la habilidad para crear movimientos tanto en miembros superiores como inferiores sin movimientos compensatorios de la columna y/o la pelvis. Sin embargo Sherry y Best (2004), la definen como la habilidad para controlar la posición del tronco y la pelvis, para la correcta producción y transferencia de fuerza durante las actividades funcionales. Mientras para Barr et al., (2005), es un proceso dinámico compuesto por posiciones estáticas y movimientos controlados.

Teniendo en cuenta el concepto de estabilidad, el sistema nervioso central estima las

habilidades pertinentes que garanticen la estabilidad de la columna, de manera anticipada. Las habilidades se basan en un mecanismo de biofeedback, donde la capacidad propioceptiva es fundamental para poder constituir la posición correcta y el movimiento de la columna lumbar y la pelvis, mediante modelos internos que permitan la buena interacción entre el cuerpo y las fuerzas ejecutivas, Vleeming et al. (2007). Igualmente, se elabora una respuesta correctiva cuando realizamos un gesto como consecuencia de haber percibido la anomalía o cambios repentinos que denominamos feedback, que sería la información proporcionada por vías reflejas o no después de analizar un estímulo, Riemann & Lephart (2002).

Esta estabilidad se consigue manteniendo la rigidez que permite a su vez que se transmitan las fuerzas de manera mucho más efectiva. Según McGill la estabilidad proviene fundamentalmente de la rigidez necesaria para mantenerse, existe una rigidez pasiva y una rigidez activa. La rigidez pasiva se pierde con el daño tisular, mientras que la rigidez activa se origina por el rango de movimiento (ROM), y se pierde con patrones motores perturbados posteriores a la lesión (McGill; 2002). La estabilidad de la columna, o la estrategia para asegurar que no experimente inestabilidad, depende solamente de los patrones motores y de movimientos elegidos por los individuos (McGill; 2004). La rigidez aumenta de forma rápida y no es lineal con la activación muscular, así que una ligera actividad muscular crea la suficiente rigidez de estructura y musculatura implicada (López y Rodríguez, 2013).

5.5. MOVILIDAD DE LA CADENA POSTERIOR Y LA ANATOMÍA FASCIAL.

La fascia según la definición del *Diccionario Médico Salvat* es una “aponeurosis o expansión aponeurótica” que como membrana fibrosa blanca, luciente y resistente que sirve de envoltura a los músculos y unen estos con las partes que se mueven. La palabra aponeurosis proviene del latín (*apo* = borde / *neurón* = tendón), son láminas fibrosas, colágenas, de varias capas que proporcionan fijación adicional al músculo en su unión al tejido óseo.

Es un tejido conectivo que lo define a su vez como tejido de sostén derivado del mesodermo, formado por fibras conjuntivas y elásticas, y células. Comprende el tejido laxo, adenoideo, óseo, elástico y cartilaginoso. La fascia se considera un tejido conectivo, el más extenso del organismo.

Según Pilat (2003), existen tres tipos de tejido conectivo, el propiamente dicho, el específico, que se encuentra en el tejido adiposo y reticular, y el esquelético, que forma el cartílago y hueso. El tejido conectivo se clasifica en tres grupos: denso regular, que está presente en ligamentos y tendones; el denso irregular, que está presente en las cápsulas articulares, periostio, aponeurosis y donde se requiera resistencia mecánica multidireccional; y el laxo, que está presente en las envolturas de las vísceras, neurológicas y musculares, como también en las fascias subcutánea.

El músculo está dividido en fascículos a través del tejido conectivo intramuscular que está compuesto por membranas unidas entre sí que forman la estructura funcional de las fibras musculares, constituidas por tres envolturas, Pilat (2003):

- Endomisio: es la primera envoltura que está dispuesta en forma de tubo que envuelve la fibra y rodea las células musculares conectando con el resto de células formando la unidad.
- Perimisio: es la segunda envoltura que envuelve las fibras musculares y conduce vasos sanguíneos y nervios a los fascículos. Permite que el músculo realice la contracción.
- Epimisio: es la tercera envoltura que rodea a todo el músculo.

El tejido intramuscular varía el contenido, la composición y su distribución dependiendo de las adaptaciones que se propicien para realizar sus funciones y se podrá observar concretamente en el perimisio, donde se encuentra mayor cantidad de tejido (Mayne & Sanderson, 1985; Purslow 2005-2002; Duran, 2008). La morfología del tejido conectivo del perimisio es cambiante entre un músculo y otro, siendo importante la orientación de las fibras de colágeno. Se determinó que la longitud del perimisio se deformaba con facilidad en el músculo relajado, lo que explica su capacidad de reorientación, porque estimula la interfase entre perimisio y endomisio actuando sobre las células, que son las que transmiten la fuerza a través de las membranas musculares a la matriz extracelular y finalmente a los tendones. Estas propiedades permiten los cambios de diámetro y longitud de las fibras en el proceso de contracción y relajación. Por ello, consideramos que el músculo es un tejido contráctil donde las fascias es el tejido conectivo y las fibras la unidad funcional, cada contracción moviliza el sistema fascial y cada restricción afecta el funcionamiento del sistema

muscular. Esta unidad funcional se conoce como Miofascia, Pilat (2003).

La fascia es una palabra derivada del latín, *banda que ata*, y su función es recubrir al organismo mediante una red tridimensional e interconectada que protege, soporta y da forma al cuerpo desde la cabeza a los pies (Myers, 2014). También juega un importante papel en la transmisión de fuerzas entre los músculos (Huijing, 2007-2009).

Mancuso (2008) y MacDougall (2014) defienden que el término fascia está relacionado con el tejido de origen embriológico cuyas funciones comunes, se encuentran repartidas en los músculos, tendones, ligamentos, envolturas conjuntivas de los órganos y de las vísceras. El llamado tejido conectivo, se presenta en forma de banda que tiene una estructura matricial tridimensional, que se entrelaza, rodea, protege y soporta cualquier otra estructura del cuerpo humano.

MacDougall (2014), además especifica que la fascia envuelve el sistema muscular y estructuras óseas que conectan los músculos, con los tendones, articulaciones y huesos, que la fascia se une y conecta todas estas estructuras musculares, actuando como una red de tensión continua. El músculo, como la fascia, son sensibles a la cargas mecánicas (Simmonds et al., 2012; Schleip et al., 2012; Mason 2012; MacDougall, 2014). Los receptores que responden a la carga mecánica o a la distorsión, se estimulan, dependiendo del trabajo que se realice de diversas maneras.

Por ello, la fascia es dinámica y está sujeta a cambios que normalmente se producen por una transformación debido a una respuesta interna y externa por la demanda de la tensión constante que se aplica continuamente y que provoca la adaptación. Todo ello es posible debido a su composición, contiene abundantes proteínas, colágeno y elastina.

El colágeno proporciona resistencia y estabilidad cuando se aplica una tensión mecánica, para evitar un sobre-extensión. (Schleip et al., 2012; Duncan et al., 2014). Asegura a la fascia la fuerza y la protección de estiramientos excesivos. Las fibras de colágeno son flexibles pero individualmente no son elásticas. Aunque ofrecen resistencia a estiramientos cuando se comprimen sucede lo contrario debido a su capacidad de extensibilidad y su espesor que le permite ajustarse bajo la carga de compresión (Nordin et al., 2004).

La elastina proporciona una calidad elástica que permite estirar el tejido conectivo hasta

el límite de la longitud de las fibras de colágeno, mientras se produce absorción de la fuerza de tensión. Su estructura es elástica y fácilmente deformable, sin embargo es una estructura estable. Cuando la sometemos a un estiramiento excesivo se rompen, con lo que sus extremos se retraen y se enrollan.

El espacio situado entre las células y las fibras de tejido conectivo lo ocupa la sustancia fundamental, que es una especie de sustancia gelatinosa compuesta por ácido hialurónico y proteoglicanos, con gran contenido de agua que lubrican las fibras incrementando la viscosidad y facilitando el deslizamiento entre las mismas. La sustancia fundamental es el entorno inmediato para todas las células del cuerpo (Chaitow y DeLany, 2008). Actúa como lubricante, limpiador y distribuidor de nutrientes.

En definitiva, las estructuras de nuestro cuerpo son el resultado de acuerdos entre estabilidad y movilidad, sujetas a necesidades de rigidez y movimiento. En este sentido, las proteínas descritas anteriormente hacen que la fascia adquiera una capacidad tensión y tracción llamada "*tensegridad*", Myers, (2014).

La tensegridad es un principio estructural basado en el empleo de componentes aislados y comprimidos, que se encuentran dentro de una red tensada continua, de tal modo que los miembros comprimidos no se tocan entre sí y están unidos únicamente por medio de componentes traccionados, que son los que delimitan espacialmente dicho sistema (Gómez-Jáuregui, 2008).

Teniendo en cuenta este principio, nos vemos obligados a examinar cómo el cuerpo cuando inicia un movimiento se estabiliza y responde al estrés o a un dolor inespecífico.

Las estructuras se sostienen simplemente mediante la tensión o la compresión, la combinación de ambas permiten este equilibrio. Nuestras miofascias y el entramado de colágeno constituyen una red continua de tensión restrictiva, pero ajustable, alrededor de cada hueso y cada cartílago, así como los globos de líquido incomprensible que rodean cada órgano y músculo, los cuales ejercen un empuje centrífugo sobre esta membrana tensil restrictiva. En última instancia puede considerarse que los tejidos más duros y los sacos presurizados flotan en esta red tensional, lo que nos conduce a la estrategia de ajustar el componente de tensión para modificar cualquier desalineación de

los huesos, (Mayet et al., 1995).

Actualmente, las definiciones de la red fascial están totalmente influenciadas por las propiedades biomecánicas de las estructuras de tensegridad (Chaitow., 2011; Levin & Martin., 2012). Las estructuras fasciales se componen de elementos de compresión que harán el trabajo de unos puntales y elementos de tracción que harán el trabajo de bandas. La compresión y la tensión siempre están presentes dentro de cada elemento individual interactuando. El efecto de compresión domina claramente en las estructuras, se comporta como los puntales y el efecto de tracción que deriva en la deformación tensional, es la dominada por las bandas (Schleip et al, 2012).

En tales estructuras, los puntales no mantienen continuidad, sin embargo las bandas si mantienen esa continuidad para distribuir su carga de tensión a todos los demás miembros tensionales. Se ha sugerido que los cuerpos humanos sanos tienden a manifestar un mayor grado de propiedades de tensegridad (Levin y Martin., 2012; Schleip et al., 2012).

Consideremos que la fascia tiene un alto componente elástico que le permite resistir la deformación cuando se aplica fuerza, pero su tendencia es la de recuperarse, y volver a su forma y tamaño inicial, una vez aplicada dicha tensión (Mancuso, 2008; Myers., 2011; Stecco et al., 2011; Schleip et al., 2012; Duncan., 2014).

Debido a su capacidad elástica y al concepto de tensegridad que le permite la variación de longitud, al responder a una elongación, la fascia cuando llega a un grado de laxitud se recoge con la misma velocidad que se ha producido la deformación. Si se realiza la elongación de manera lenta y sostenida, la recuperación al estado inicial es de manera lenta. Este proceso de restauración se produce mediante el retroceso elástico a través de la histéresis, que es la tendencia de un material a conservar una de sus propiedades, en ausencia del estímulo que la ha generado, (Duncan, 2014).

Por todo ello, sintetizamos afirmando que el organismo está formado por cuatro tipos esenciales de tejidos: muscular, neural, epitelial y el tejido conectivo. Hemos otorgado especial relevancia al tejido conectivo, del que hemos estudiado su composición y comportamiento. Cabe destacar de manera detallada las funciones del mismo, según enuncia Pilat (2003).

El tejido conectivo como un sistema fascial sostiene y mueve el cuerpo entre otras muchas funciones que citamos a continuación, Pilat (2003):

- *Protección*: Forma una red protectora que protege de forma individual cada componente de nuestro cuerpo y a su vez actúa como un sistema de protección global. Gracias a su resistencia mantiene la integridad de las partes corporales que forman nuestra anatomía y la conserva de la manera más conveniente, para ello no significa que haya un aumento de rigidez sino de adaptabilidad. El sistema fascial posee un alto porcentaje de elasticidad que vamos perdiendo con la edad, por lo que la capacidad protectora disminuye.
- *Absorción de los impactos y amortiguación de las presiones*: Absorbe y amortigua impactos, atenuando la intensidad y preservando la integridad física. La grasa corporal es la responsable principalmente de formar una especie de almohadilla de protección, evitando roturas. Lo que permite la amortiguación es la presencia de los proteoglicanos, actuando como lubricantes y transformándose en una sustancia viscoelástica, proceso demostrado en investigaciones realizadas sobre la fascia toracolumbar (Yahia et al., 1992).
- *Formación de compartimentos corporales*: Las fascias forman paredes que por un lado separan y por otro unifican y conectan a modo de tabiques musculares. Permite englobar una acción muscular de una zona específica, facilitando la formación de grupos funcionales para ejercer determinados movimientos. Hacen posible la independencia de acción entre los músculos y los órganos, constituyendo planos de movimiento. Las divisiones continúan dentro del músculo separando fibras en función de su actividad precisa.
- *Determinación de la forma de los músculos y mantenimiento de la masa muscular en una posición funcional óptima*: El sistema fascial se halla anclado al hueso formando láminas que se colocan a diferentes niveles; sus fibras tienen una dirección según su orientación, lo que permite incrementar la eficacia mecánica del movimiento, puesto que dependiendo de cómo se sitúen las fibras se puede restringir la amplitud del movimiento o aumentar la fuerza dependiendo de la demanda de cada zona.
- *Suspensión*: Existe una unión interna y externa de cada estructura que permite la fijación y la movilidad para poder adaptarse a cualquier cambio. El espesor y la

densidad del colágeno es importantísimo porque condiciona la elasticidad de las fascias, y por tanto de las estructuras que deberán readaptarse por los requerimientos mecánicos.

- *Sostén*: Asegura la estabilidad de las articulaciones y su coordinación mecánica.
- *Soporte*: Es un soporte de sistema nervioso, vascular y linfático, en general del sistema locomotor.
- *Cohesión de las estructuras del cuerpo, soporte del equilibrio postural*: Es capaz de realizar compensaciones posturales para no perder su comodidad y estabilidad, creando una postura eficaz aunque se creen malos hábitos.
- *Nutrición del tejido*: Posee capilares que ayudan al proceso nutricional, además colabora con el mantenimiento de la temperatura corporal por lo que participa del proceso de sudoración.
- *Ayuda en la curación de las heridas*: Gracias a la producción de colágeno los tejidos tienen la capacidad de cicatrizar.
- *Coordinación hemodinámica*: Soporta el sistema circulatorio y ayuda al sistema vascular y linfático evitando que pueda colapsarse, puesto que la estructura del sistema venoso y linfático es muy poco terso y bastante blanda, con lo que las válvulas de retorno se apoyan en las fascias para facilitar la función, mientras que las arterias muestran mayor rigidez.
- *Comunicación de cambios*: Gracias a su tejido conectivo transmite impulsos mecánicos.

Recordemos que desde la piel hasta el plano muscular, por lo general hay tres capas fundamentales de tejido conectivo fibroso en el cuerpo humano: la fascia superficial, la fascia profunda y epimisio, aparte de toda la fascia visceral (Stecco et al., 2011; Schleip et al., 2012; Schleip y Müller., 2012; Myers, 2014; Duncan., 2014), citadas y descritas a grosso modo anteriormente.

Diversos estudios han revelado la diferencia entre la fascia superficial y la fascia profunda Macchi et al., (2010) y Lancerotto et al., (2011), que explicaremos a continuación con mayor determinación:

- *Fascia Superficial:*

La fascia superficial está adherida a la piel y atrapa la grasa superficial, su espesor varía en función de la región donde se localice y también del género, porque abunda y es más gruesa en extremidades inferiores, en la zona posterior del cuerpo que en la anterior, siendo aún más gruesa en las mujeres que en los hombres Abu-Hijleh et al., (2006); Stecco et al., (2011). La piel es muy móvil pero en ciertas regiones se requiere estabilidad y la fascia superficial se pega directamente a la aponeurosis.

Todas las estructuras de nuestro organismo de una manera u otra están vinculadas a la subdermis, que no es tan solo un depósito de grasa, sino que asegura las necesidades mecánicas de los vasos y nervios (Netter, 2010). Estos se encuentran protegidos por las fascias superficiales hasta las capas más profundas para evitar cualquier tipo de desgarro.

Se considera que los cambios del sistema de fascia superficial que tiene que ver con el envejecimiento explica el desarrollo de deformidades del contorno corporal y establece las bases para su corrección (Lockwood, 1996).

En definitiva, la fascia superficial está formada por una red que se extiende desde el plano subdérmico hasta la fascia muscular y se compone por membranas horizontales , finas separadas por grandes cantidades de grasa encerrada entre tabiques fibrosos formando una estructura parecida a un panal, y que presenta características casi constantes en todas partes (Mancuso, 2008). Sus tabiques están conectados entre sí por medio de septos fibrosos de recorrido vertical u oblicuo orientados perpendicularmente a la superficie, formando una estructura mecánicamente sólida en su anclaje con la dermis, mientras que la fascia más profunda, posee septos más oblicuos, propiedades elásticas limitadas y una tendencia hacia el desplazamiento de los lóbulos adiposos (Duncan, 2014). Se adhiere a la fascia profunda sobre sus estructuras óseas y algunos pliegues ligamentosos (Duncan 2014).

- *Fascia Profunda:*

La fascia profunda está constituida por un material más denso y fuerte según su ubicación y su función; forman una compleja red que envuelve y separa los músculos, vaina de los nervios, vasos sanguíneos, los ligamentos y se une con otras estructuras

para formar una masa compacta y firme.

El sistema fascial profundo se divide en miofascia, viscerofascia y meninges, que constituyen una continua red estructural y funcional.

La fascia profunda se presenta con un gran espesor, se puede separar de los músculos, porque su componente alto en colágeno y rico en ácido hialurónico permite el fácil deslizamiento a favor del movimiento. Cuando un músculo se contrae, se realiza un movimiento de las estructuras óseas y se produce una extensión de la fascia pertinente en virtud a la acción muscular. Se extiende en porciones específicas de la fascia profunda por la acción de la expansiones miofasciales específicas (Stecco et al., 2008; Stecco et al., 2011). Por ello, su organización es precisa puesto que sus conexiones son constantes, un tejido altamente organizado con diferentes especializaciones a nivel regional (Bogduk y Macintosh., 1984; Geneser, 1986; Stecco et al., 2008). Su estrecha relación sugiere que puede desempeñar una función propioceptiva desde un punto de vista mecánico.

Su actividad es comparable a una correa de transmisión entre las articulaciones cercanas, entre músculos sinérgicos y establece la continuidad perceptiva y direccional y determina bases anatómicas de las cadenas miokinética (Stecco L., 2004).

La fascia profunda de la extremidad no tiene una alta capacidad elástica, por lo que trasmite la tensión creada por los músculos de una manera mucho más efectiva, incluso pasando por encima de las diferentes articulaciones y segmentos. (Maas y Sandercock., 2010; Purslow., 2010; Yucesoy., 2010).

Las capas de fascias profundas pueden verse alteradas por un uso excesivo, un traumatismo, cirugía, inflamación o mala postura (Duncan, 2014).

Por lo general, tanto la fascia superficial como profunda conforman las vías miofasciales que deben presentar una continuidad. Al igual que unas vías ferroviarias, las líneas fasciales que generan tensión deben ir en la misma dirección, rectas o cambiar de manera gradual el sentido. Algunas sólo mantienen dicha conexión miofasciales en determinadas postura o durante determinadas actividades. Las fascias se organizan por planos como hemos valorado anteriormente, y un cambio de plano o profundidad representa un cambio de vía. De esta manera, se entiende la comunicación establecida entre ambas capas, Myers (2014). Por esta misma razón, la cadena debe continuar para

que continúe la trasmisión de tensión.

La cadena posterior de la musculatura inferior la conforman los músculos isquiosurales que se insertan en la cara posterior de las tuberosidades isquiáticas. Hay una continuidad de fibras de la miofascia isquiotibial que continúan por el ligamento sacrotuberoso y asciende por el sacro. Existen paradas óseas o inserciones donde la unión miofascial es mayor en las fibras superficiales que en las más profundas. En el plano superficial existe mayor comunicación con otras vías. Cuando la comunicación entre hojas profundas es notable hablamos de ligamentos laxos. La falta de comunicación se relaciona con rigidez o inmovilidad, (Myers, 2014). Es necesario entender las líneas fasciales que forman las cadenas tanto posteriores como anteriores de nuestro cuerpo:



Figura 1. A. Línea Superficial Posterior. B. Línea Superficial Anterior.

Adaptado de Myers (2014).

La Línea Superficial Posterior (LSP) conecta y protege la superficie posterior de todo el cuerpo, se extiende desde el pie hasta la cabeza, donde se divide en dos segmentos que van desde los pies a las rodillas y desde las rodillas hasta el hueso frontal, diferenciando dos hemisferios; funciona como una línea continua cuando las rodillas están extendidas y el sujeto se encuentra de pie.

Su función principal es sostener el cuerpo cuando se encuentra en posición vertical, de pie, evitando la tendencia de la flexión que adoptamos desde que nacemos. Además de

generar, cuando hablamos de movimiento, la extensión y la hiperextensión.

Se necesita una mayor masa muscular con fibras resistentes y de contracción lenta para contrarrestar la demanda postural erecta. Se exigen bandas y láminas muy fuertes en la sección fascial como el tendón de Aquiles, los músculos isquiotibiales, el ligamento sacrotuberoso, la fascia toracolumbar, erector de la columna y cresta occipital.

Debemos tener en cuenta que los músculos de línea postural superficial flexionan hacia atrás y las rodillas también se flexionan a diferencia de otras articulaciones, no contribuyendo a la función extensora. Cuando nos encontramos parados, son los tendones los que ayudan a los ligamentos a mantener la postura alineada entre la tibia y el fémur.

Desde que nacemos nos encontramos en flexión y a medida que vamos desarrollando los músculos de la LPS se irán activando y estabilizando hasta alcanzar la posición erguida, mediante el desarrollo de la fuerza, la competencia y el equilibrio a medida que nuestro sistema madura (Myers, 2014).

La Línea Superficial Anterior (LSA) conecta la superficie anterior del cuerpo, se extiende desde el dorso del pie hasta el lateral del cráneo, igualmente en dos segmentos que van desde los dedos de los pies hasta la pelvis y desde la pelvis hasta la cabeza. Funciona como una línea continua cuando la cadera está en extensión, posición de bipedestación.

Su principal función es equilibrar la LSP contrarrestando la LSA, con lo que genera una tensión que nos permite elevar las partes del cuerpo, que se proyectan hacia delante rebasando el eje gravitatorio manteniendo el pubis, la caja torácica y la cara. Además de proteger las partes blandas de la zona anterior, protegen las vísceras de la cavidad ventral. Funcionalmente mantiene la extensión de la rodilla, genera la flexión del tronco y caderas, además de la dorso-flexión del pie.

Por lo que nos encontramos dos líneas que se oponen, mientras una flexiona; la otra extiende. El equilibrio en el plano sagital viene dado por la relación de tensión y relajación entre ellas. Las líneas son parte de los planos fasciales por lo que cuando la línea fascial posterior tiende a desplazarse hacia delante, la opuesta como respuesta se desplaza hacia atrás. Hemos de resaltar que la LSA contiene un mayor número de fibras

rápidas debido a la necesidad de generar movimientos de flexión rápidos, enérgicos y repentinos.

Diferenciamos tanto en la LSP como en la LSA dos hemisferios, derecho e izquierdo, cada uno con sus vías anatómicas orientadas de arriba abajo y viceversa y con sus paradas óseas. Observando, podremos comprobar el estado de equilibrio y nos revelará si es necesario elongar alguna línea. Los movimientos se realizan en el plano sagital, movimiento hacia delante o hacia atrás. Los patrones de movimiento que compensan la postura hacia delante se detectan cuando observamos limitación de flexión plantar, hiperextensión de rodilla, inclinación anterior de la pelvis, desplazamiento anterior de la pelvis, restricción de la respiración en las costillas anteriores y cabeza adelantada (Myers, 2014).

En este estudio nos centraremos en el dolor lumbar no patológico, sino inespecífico y, por tanto, debemos tener presente las cadenas musculares del tronco (anterior y posterior), además de entender su relación funcional con los miembros inferiores, en particular del semitendinoso y bíceps femoral. La flexión y extensión del tronco se efectúan con relación a un eje transversal. El plano anterior está compuesto por estructuras óseas y musculares como esternón, pubis, los rectos abdominales entre otras muchas estructuras. Todo ello forma un potente pilar vertical respecto al eje raquídeo que forma el plano posterior. Recordemos que el plano posterior está formado por la columna vertebral, discos, músculos paravertebrales, músculos espinales, que constituyen una función de apoyo. Con sus músculos cortos, es un resorte de retroceso, equilibra y temple la acción del eje anterior. El simple hecho de enderezamiento de la columna lumbar hace que las lumbares se contraigan condicionando la lordosis fisiológica, Busquet, (2001). Se forma una especie de arco en la zona lumbar, donde normalmente se pueden deducir molestias debido a una musculación intensa provocando diversas adaptaciones como pueden ser:

- aumento de la lordosis fisiológica.
- pinzamiento discal posterior.
- presiones interapofisiarias posteriores.
- hundimiento de la columna.
- pérdida de movilidad.

Produciendo las condiciones necesarias para que se produzca un desgaste que puede

acelerar el proceso de artrosis. La musculatura lumbar a menudo es contraída y atrofiada, por la sobresolicitación constante. El músculo está hecho para un trabajo rítmico y no constante y, es precisamente este trabajo continuo el que favorece el desarrollo de estructuras fibrosas en detrimento de las fibras musculares. Por tanto, para tratar esta musculatura se tendrá que buscar la causa que engendran estas tensiones musculares. Se tendrá que devolver la longitud a estas cadenas musculares a fin de hacer desaparecer las presiones que se aplican a la columna, ya que son sus características físicas y su funcionalidad las que repercuten en el arco lumbar, generando más o menos tensiones, intentando compensar la estructura, (Busquet, 2001).

El conjunto de los isquiosurales participa en la flexión de la rodilla, equilibrándose sus componentes en la rotación interna-externa. En semiflexión, estando relajado el bloqueo ligamentoso de la rodilla, los isquiotibiales internos y externos actúan frenando la articulación y tienen un papel primordial para preservar la integridad ligamentosa. Esta función pide a los músculos la contracción rápida y frecuente. Por su función habitual en muchos deportes donde se demanda carrera corta y semiflexión de rodilla, aumentan su volumen y tienden a contraerse y, por tanto, a perder elasticidad. Por ello, entendemos que se debe trabajar tanto la fuerza como la flexibilidad para conservar todas sus cualidades mecánicas y fisiológicas tanto de la musculatura como de la articulación y así poder tener los rangos de movilidad articular (ROM) y elasticidad muscular necesarias para no generar tensiones excesivas y que provoquen ese dolor inespecífico a nivel lumbar, pues con esta sintomatología la persona tiende a compensar con una flexión de rodilla y, por tanto, a generar una mayor tensión lumbar, (Busquet, 2001).

No es necesario que se evite la actividad física para prevenir mayor deterioro o dolor. Se puede pensar que la actividad deportiva causa lesiones o empeoramientos. Idea errónea. La práctica de actividad física y deportiva adecuada previene muchas lesiones y enfermedades, proporciona mejoras en nuestra calidad de vida y beneficios muy importantes para nuestra salud. Su práctica nos vincula a hábitos de vida saludables. El riesgo se encuentra en los excesos, la elección del ejercicio y la manera de realizar nuestra práctica. Debemos encontrar el equilibrio y seleccionar las actividades que nos convienen, (Pilat, 2003).

La mejora de la condición física de la musculatura isquiotibial, reduce el dolor lumbar en los casos donde consideramos que es una causa que incide directamente en muchos deportistas por el tipo de deporte que se realiza, que fomenta su excesiva contractibilidad como respuesta compensatoria del organismo. Consideramos que se debe emplear programas de ejercicios simples, a través de estiramientos de fascias principalmente y la inducción miofascial, que posibilitaría una reeducación postural equilibrando las cadenas posteriores aumentando el grado de funcionalidad (ROM y elasticidad muscular).

Teniendo en cuenta las fascias, y en concreto las Líneas que acabamos de explicar, el objetivo del siguiente estudio es también evaluar los efectos agudos producidos sobre el músculo tras aplicar un trabajo miofascial concreto donde se moviliza y se estiran de las Líneas Fasciales Superficiales posteriores (LFS).

5.6. INDUCCIÓN MIOFASCIAL.

El estudio de las fascias nos permite entender el organismo como un todo, donde cada parte está vinculada a todo el sistema y cuando se mueve, responde el cuerpo en general (Myres, 2014). Esta visión que presenta a nuestro organismo como un modelo mecánico de movimiento que responde como conjunto, hace posible plantear estrategia de educación y tratamiento de lesiones (Huijing, 2007).

Debido a la orientación de nuestro trabajo, más sobre la educación y el entrenamiento, esta inducción miofascial se basa en la ejecución de ejercicios basados en las líneas fasciales explicadas anteriormente, y entendiendo que el conocimiento de estas vías nos proporciona la posibilidad de tomar decisiones en cuanto a la calidad de ejecución del trabajo y su entrenamiento.

El trabajo miofascial, mediante la realización de unos ejercicios muy específicos, nos permite aumentar la flexibilidad y el rango de movimiento, siguiendo las vías anatómicas de las cadenas musculares posteriores. Se trata de estiramientos de las líneas antero posterior que podrán estirar o activar varios músculos o líneas. Las posturas que se adoptan nos ayudan a comprender cómo puede estirarse la continuidad fascial de una línea, además de las estructuras individuales. Existen efectos inmediatos en aquellas

personas que no presentan inicialmente ningún síntoma de dolor inespecífico en una sola aplicación del trabajo miofascial repercutiendo en el aumento de la flexibilidad del bíceps femoral y de la columna lumbar, Pilat (2003).

La flexibilidad se define como la capacidad de mover una o varias articulaciones mediante la restricción libre de dolor del rango de movimiento (ROM), los grados de libertad de movimiento de una articulación (Brigstocke et al., 2013). La longitud muscular y flexibilidad frecuentemente se intercambian, sería la capacidad del músculo que cruza una articulación para alargar hasta el final del rango de movimiento. La flexibilidad es necesaria para todos los movimientos y los cambios de la misma puede desequilibrar las cargas del sistema musculo esquelético y causar lesiones (Ylinen, 2009). La disminución de flexibilidad en la zona posterior de la rodilla es un factor que predispone al dolor de espalda (González-Gálvez, 2014). Existen estudios que indican que muchos de los dolores de espalda en la zona lumbar están localizados en la opresión de los tendones de la zona posterior de la rodilla (Marshall et al., 2009).

Las fascias como hemos mencionado anteriormente son un tejido conectivo que rodea nervios, vasos sanguíneos y fibra muscular del cuerpo humano conectando huesos, músculos y órganos, formado una gran red en todo nuestro cuerpo (Schleip et al., 2012). Las vías anatómicas de nuestro cuerpo, como un esquema donde se representan las vías de conexión de las fascias, han insinuado que cualquier tensión que se genere en una parte de la línea anatómica puede tener efectos perjudiciales resultantes de la disminución de la flexibilidad (Myers, 1997-2014). Se ha estudiado cómo ha repercutido la poca flexibilidad y la rigidez de los isquiotibiales (Harty et al., 2005). Por ello, se ha detectado la íntima relación que posee el bíceps femoral con la flexibilidad de la columna vertebral indicando algún grado de conectividad (Marr et al., 2011; González-Gálvez, 2014), pese a estudios que cuestionan la continuidad entre fascia ó musculo (Langevin, 2006; Kassolik et al., 2009). Además, las propias vías anatómicas han sugerido más relación en cuanto a lesiones se refiere entre la columna vertebral y la zona superficial de los isquiotibiales (Myers, 2009, 2014). La línea superficial de los isquiotibiales contiene la fascia plantar y flexores de los dedos del pie, los tendones de la corva (semimembranosos, semitendinoso y bíceps femoral), la fascia de la zona sacrolumbar, erector de la columna y finalmente la fascia se extiende hasta llegar a la superficie anterior del cráneo (Myers, 2014).

Consideramos, por todo ello, que un programa de intervención mediante la inducción miofascial utilizando la propia masa corporal para ejercer presión en los tejidos mediante ejercicios de alineación postural y estiramientos estáticos con pocas repeticiones produce un aumento de la flexibilidad de la cadena posterior y rango de movilidad teniendo una alta eficacia. Existen estudios que han demostrado efectos inmediatos utilizando la inducción miofascial a través de ejercicios pasivos de estiramiento de los músculos isquiotibiales a lo largo de la línea superficial que continua con el rango de movimiento y equilibrio por la columna vertebral (Hyong & Kang, 2013). Otros estudios han obtenido efectos inmediatos utilizando en la inducción miofascial implementos como una pelota de golf, *The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial* (Department of Allied Health Professions, Faculty of Health and Applied Sciences University of the West of England (UWE), Glenside Campus, Blackberry Hill, Bristol BS16 1DD, United Kingdom).

En este sentido, proponemos el entrenamiento de las vías anatómicas de cadenas posteriores para educar el movimiento, adquirir una alta calidad de ejecución técnica de los ejercicios que nos permita un mejor rendimiento y evitar daños, contribuyendo a la salud de la persona, Myers, (2014).

La presente investigación sugiere una manera de hacer mejor las cosas si somos conscientes de las propiedades y respuestas de las fascias. La idea va asociada también a un buen soporte nutricional, la coordinación neurológica y la fuerza y el equilibrio muscular, Myers, (2014).

Es necesario conocer que mediante el ejercicio, una carga periódica, se favorece un patrón reticular espiral regular a través de la miofascias, la falta de carga reduce la ondulación molecular de la fascia necesaria para amortiguar proporcionando una respuesta elástica, método por el cual los órganos tendinosos de Golgi (OTG) leen la carga a la que está sometida el tejido. Por eso, las personas sedentarias poseen debilidad muscular y deben remodelar su retícula espiral y recuperar la ondulación fascial. Los programas de entrenamiento deben adaptarse a las diferencias genéticas que nos encontremos y necesitan una perseverancia suave, debido a que los músculos se

desarrollan más rápido que las fascias, que necesitan tiempo para recambiar su colágeno que depende a su vez del tipo de ejercicio que realice la persona, su edad y su nutrición, Myers, (2014).

En la actualidad, según Myers (2014), podemos observar cómo el entrenamiento de las fascias nos permite comprender las vías anatómicas de nuestro cuerpo , su mecánica y funcionamiento, para incorporar la eficiencia en nuestros movimientos en las diferentes modalidades deportivas, obteniendo el mejor resultado posible a través del uso adecuado y perfecto de los miembros, buscando la elongación muscular que nos permite ampliar rangos de movimiento articular pudiendo trabajar en todas las dimensiones, evitando restricciones y lesiones.

Algo bastante novedoso (Avison, 2015), es el hecho de que las diversas modalidades deportivas orienten su trabajo al entrenamiento de las fascias. Se está trabajando a través de todo el mundo, de manera interdisciplinar, para poder perfeccionar los movimientos convenientes de las modalidades deportivas mejorando el gesto técnico y a su vez el rendimiento deportivo, y facilitando movimientos de manera elegante y funcional en actividades propias de la vida cotidiana.

Los trabajos de entrenamiento se habían orientado principalmente en la función muscular. Ahora se centran en secuencias en la que se estimula el tejido de las fascias, satisfaciendo de esta manera un entrenamiento basado en los principios del trabajo fascial. Se requiere una integración de todos los principios miofasciales, donde se busca un movimiento fluido de los miembros pero a su vez controlado que trabaje en varias dimensiones y que facilite cambios de ángulo, que permita una hidratación del tejido y regeneración del mismo, consintiendo la elongación del músculo. Se trata de una acción integrada en todos los meridianos miofasciales que intervienen en el movimiento (Stecco et al., 2015).

Para realizar un buen trabajo debemos seguir teniendo en cuenta los principios del entrenamiento, requieren ser óptimamente individualizados porque los límites del pico de máximo rendimiento en cada una de las modalidades deportivas varían muchísimo, incluso en la misma disciplina, el objetivo es fortalecer los componentes elásticos de las fascias, en músculos y tendones (Stecco et al., 2015).

Por estas razones, en el presente estudio observamos a priori si existen dolores

inespecíficos, evaluamos el comportamiento postural de cada sujeto, clasificamos el nivel de actividad física en función de las horas de entrenamiento y diferenciamos las muestras por género, teniendo en cuenta además su edad, altura y peso. Utilizamos un programa de intervención basado en una secuencia de movimientos inspirados en el yoga y el pilates con muy pocas repeticiones, muy preciso y de ejecución lenta y controlada, donde buscamos elongar la musculatura. Se trabaja la contracción excéntrica fundamentalmente y sobre los principios de tencresidad.

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

6. OBJETIVO E HIPÓTESIS.

6.1. OBJETIVOS

El presente trabajo tiene como principales objetivos:

- Evaluar el estado de la musculatura isquiotibial superficial (Bíceps Femoral y Semitendinoso) y los Erectores Espinales, con el fin de observar su posible relación con la existencia de dolor lumbar inespecífico.
- Comprobar el efecto agudo de un programa de movimientos basados en la línea fascial de la cadena posterior (Myers, 2014), sobre las características mecánicas de la musculatura isquiotibial superficial (Bíceps Femoral y Semitendinoso) y los Erectores Espinales, así como su implicación en la postura y la movilidad de la zona lumbar en función de la presencia o no de dolor lumbar inespecífico.

6.2. HIPÓTESIS EXPERIMENTAL.

- La causa fundamental de muchos dolores no patológicos a nivel lumbar, dolor lumbar inespecífico, se produce por compensaciones que establecen un mal hábito y/o modifican los patrones de movimiento creando adaptaciones en busca de la estabilidad.
- La respuesta mecánica de la musculatura isquiotibial y de los erectores espinales, así como la postura, la flexión y la extensión en bipedestación están condicionadas por la existencia o no de dolor lumbar inespecífico.
- Que la diferencia de género influye en la forma en que condiciona la presencia o no de dolor lumbar inespecífico a la respuesta mecánica de la musculatura isquiotibial y de los erectores espinales, así como a la postura, la flexión y la extensión en bipedestación.

MÉTODO

7. MÉTODO.

7.1. DISEÑO.

Como expusimos a la hora de explicar los objetivos, nuestro estudio responde a un planteamiento estructurado en un ambiente óptimo y controlado, de tipo experimental y metodología cuantitativa, ya que con los resultados obtenidos en el estudio de investigación presentados buscamos la aplicación práctica de la TMG como herramienta de evaluación y control de la actividad física y del deporte, permitiendo conocer las características de la musculatura isquiotibial superficial y su vinculación con la musculatura lumbar. Por tanto, se debe considerar un trabajo descriptivo porque describe los fenómenos como suceden en la realidad, no existe manipulación de las variables, se observa y se describe tal y como se presentan. Nos valemos de elementos cualitativos y cuantitativos que nos aporten la objetividad y fiabilidad. Se utilizan métodos estadísticos de carácter descriptivo que nos permite organizar y clasificar los indicadores cuantitativos obtenidos en las mediciones, además de inferencial que nos facilita la interpretación de los datos. Posee un carácter exploratorio porque nunca antes ha sido investigado aplicando la TMG al campo del entrenamiento deportivo y la práctica de actividad física a una población bastante diversa de mujeres y hombres que entrenan con niveles físicos diferentes (según horas de práctica deportiva) , actividades distintas (fuerza, resistencia, etc.) y con la presencia o ausencia de dolor lumbar, sin tener conocimiento previo de todo ello, con el fin de establecer algún tipo de vínculo entre las características de la musculatura isquiotibial y lumbar, además de estudiar la aplicación de la intervención del trabajo a través de las fascias.

Debemos considerar que este tipo de procedimientos evaluativos son novedosos y de reciente incorporación al campo de las ciencias de la actividad física y el deporte, además de las ciencias de la salud. Sus resultados entendemos que establecerán nuevas líneas de investigación que permitirán el empleo de esta herramienta como base de próximos estudios a la vez que podrían proporcionar valores de referencia útiles para contrastar futuras investigaciones.

7.2. MUESTRA.

La muestra inicial, aleatoria, fue de 82 personas, a las que se realizó una anamnesis y se

les pasó una serie de cuestionarios de salud y de valoración funcional para seleccionar la muestra de intervención en función de los criterios de inclusión y exclusión del estudio (Figura 2). Tras este filtro inicial se excluyeron 19 personas a las que se les realizó el proceso de intervención a 63 personas. Al final se concluyó el trabajo analizando a 60 personas, ya que el registro de datos de tres personas presentaba fallos en la recogida.

Por tanto, son 60 personas activas de ambos sexos, entre 25 y 40 años de edad, que realizan algún tipo de actividad física y deportiva habitualmente. La población está formada por 36 hombres y 24 mujeres. Se desconoce en un principio las horas de entrenamiento semanal, tipo de actividad o modalidad deportiva que practican, su condición física y control postural, y si padecen algún dolor o patología, en concreto en la zona lumbar. Por este motivo, se les pasó una serie de test iniciales que caracterizaban la muestra, sin dar conocimiento de los resultados a los evaluadores para que no les condicione (diseño ciego).

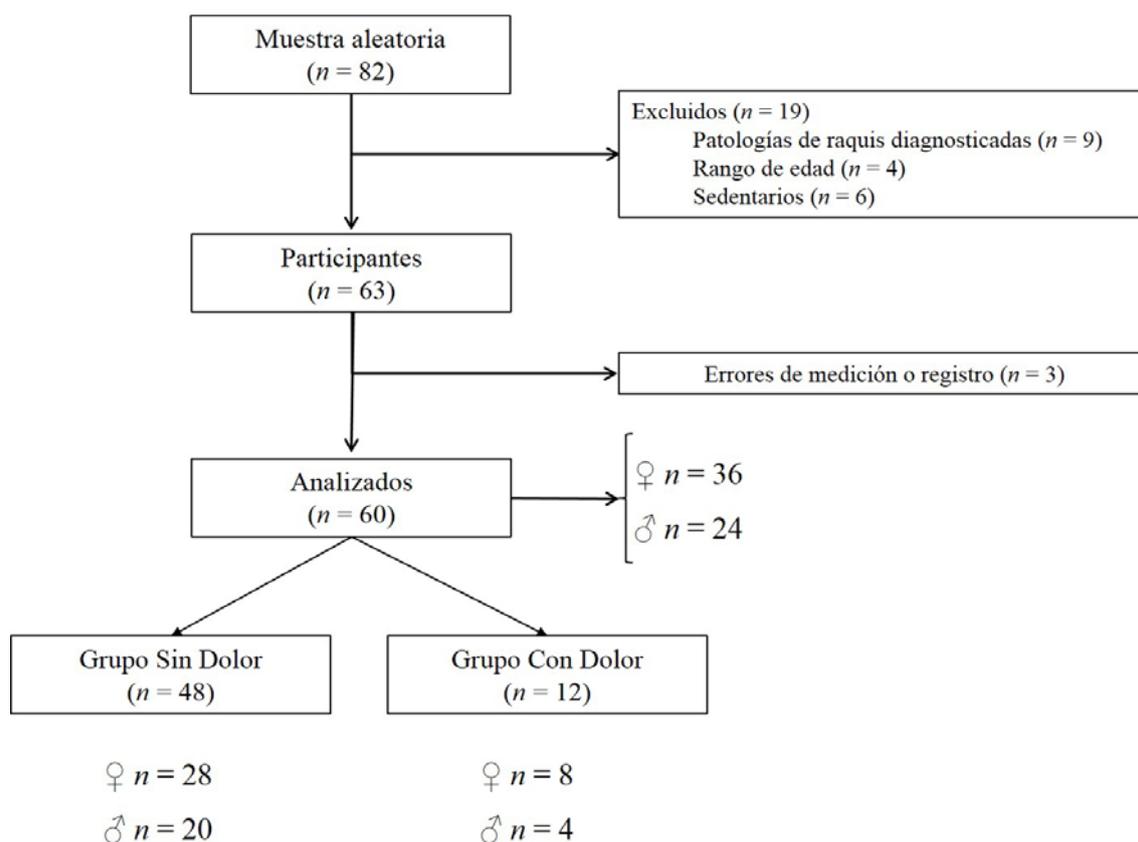


Figura 2. Diagrama de flujo de la muestra.

Criterios de inclusión: poseer entre 25 y 40 años de edad, ser personas activas (que realizan actividad física o deportiva) y encontrarse sanos.

Criterios de exclusión: personas sedentarias, personas con dolencias o patologías diagnosticadas, enfermedades que incapaciten funcionalmente y no encontrarse en el rango de edad entre los 25 y 40 años.

7.3. INSTRUMENTOS DE MEDIDA.

La metodología del estudio parte de una selección minuciosa de test y mediciones específicas para confirmar y refutar la hipótesis formulada. Se determinan aquellos que presentan una utilidad diagnóstica donde podamos obtener información valiosa durante cada fase del proceso de exploración. La utilidad diagnóstica de un test debe valorarse siempre antes de su incorporación a la práctica y debe someterse al análisis crítico de sus contenidos, para mantener un rigor metodológico adecuado, Cleland (2006).

Una vez se seleccionen los test, describiremos los procedimientos de forma explícita y detallada, proporcionando las descripciones específicas del fin para el que se utiliza, la ejecución física exacta y los criterios de puntuación, realizándose siempre en idénticas condiciones y de la forma descrita sin ningún tipo de variación. Por ello, también las características de las muestras de la población seleccionada deben ser similares a las del estudio para que su uso no sea limitado Cleland (2006).

La valoración inicial de la persona es muy importante y comienza con el conocimiento de los antecedentes históricos de salud de la persona, Rapado (1992). Se determinan test de salud general, test para la medición del dolor lumbar y test de valoración funcional.

7.3.1. Cuestionarios de Salud:

Los cuestionarios de salud cada vez se utilizan más para evaluar el estado actual de la persona y su evolución, pero también nos interesa el historial de salud de la persona por lo que en el presente estudio contaremos con un test de Anamnesis lo más completo posible, orientado a aquellos aspectos que nos interesa conocer en el estudio, (Deyo et al. 1992). Quizás hayan sido los más fáciles de discriminar. Hemos estudiado por diversas fuentes documentales los más utilizados, fiables y recomendados, además de los más sencillos y accesibles, que se cumplimentan en un corto período de tiempo, y

que recogen exactamente aquellos aspectos que nos interesan.

Hemos buscado a través de internet en Medline, en el Excerpta Medica (EMBASE) y en el índice acumulativo de literatura acerca de ciencias de la salud (CINAHL). Disponen de muchísimas publicaciones a las que accedemos utilizando palabras claves relacionadas con la materia objeto de búsqueda. La ventaja del EMBASE es que es una amplia base de datos que contiene más publicaciones europeas que el Medline.

Existen cuestionarios con varias versiones, con adaptaciones al español y en ocasiones se crea desde un inicio mucha confusión. Por ese mismo motivo, hemos revisado y sometido a análisis crítico por un comité de expertos para mantener un rigor metodológico adecuado, entre otros muchos, pero con detenimiento los siguientes cuestionarios:

- . Test SF12.
- . Test SF36 – Short Form- 36 Health Questionnaire.
- . Test de Goldberg (GHQ28).
- . Test Par-Q.
- . Escala de ansiedad y depresión (HADS).
- . Observación directa de conductas de dolor. Fordyce (1976).
- . Clasificación de Keefe y Block (1982).
- . Cuestionario de salud de Nottingham.
- . Test de calidad de vida del personas con dolor – Espiditest.
- . Sickness Impact Profile (SIP).
- . Groc.

Finalmente, hemos descartado cuestionarios muy específicos que evaluaban ciertas patologías y que por tanto, se desviaban del objeto de nuestra selección, y hemos podido discriminar cuestionarios sencillos, fáciles de entender, versiones española sintetizadas como puede ser el *Test SF12*, además del *Test de Goldberg* y *Test Parq-Q* que nos proporcionan una medida subjetiva del estado de salud.

7.3.2. Cuestionarios de medición del dolor lumbar:

El estudio del dolor implica conocer la naturaleza multidimensional que lo integra. Ha sido necesario para iniciar la búsqueda de los cuestionarios adecuados contar con un

equipo interdisciplinar que nos ha orientado compuesto por médicos, fisioterapeutas y doctores en ciencias motoras. Además nos hemos apoyado en la información obtenida en la revisión de artículos, bibliografía y en el estudio de Cátedra realizado por la Fundación Grünenthal de la Universidad de Salamanca en 2007, donde se evaluó y diagnosticó el dolor por una reunión de expertos de diversos ámbitos y donde colaboraron diversas entidades vinculadas con la materia, con el fin de aunar conceptos.

Debemos tener en cuenta los test que permitan plasmar los cuadros dolorosos, su localización, su origen aparentemente, los agravantes y atenuantes, la característica, su intensidad, cuándo aparece, su tendencia y su irradiación.

Entendemos que debemos escoger varios test que reúnan tres aspectos fundamentales: la subjetividad, la multidimensionalidad y la variabilidad del dolor inespecífico. Por ello, consultamos los siguientes test:

- . Escala analógica visual-VAS. Prueba EVA.
- . Escala numérica.
- . Escala gráfica.
- . Escala de las caras de Wong-Baker.
- . Escala verbal de Keele, 1948.
- . Cuestionario de dolor de McGill- MPQ (Helzack ,1975).
- . Cuestionario de dolor de McGill en Español- CDE.
- . Cuestionario de Wisconsin – BPQ (Wisconsin – Brief).
- . Índice de Lattinen (IL).
- . Índice de discapacidad de Oswestry – Oswestry Disability Index (IDO).
- . Inventario Multidimensional del dolor de Wets Haven-Yale (WHYMPI).
- . Cuestionario DN4.
- . Cuestionarios de afrontamiento ante el dolor crónico CAD.

Finalmente seleccionamos la *Escala Eva*, *Índice de discapacidad de Oswestry (IDO)* y *Cuestionario de dolor de McGill en Español - CDE*, que se complementan con los test de salud abarcando los aspectos mencionados anteriormente.

7.3.3. Test de valoración funcional:

La valoración funcional es necesaria para conocer y entender nuestro funcionamiento y su control, además de reactivar nuestro sistema motor. El análisis de la postura y del

movimiento, así como la función estática y dinámica es fundamental. Se debe tener en cuenta en el estudio factores como la movilidad articular, la fuerza muscular, la coordinación, la capacidad de resistencia y la flexibilidad. Por ello es importante que se seleccionen las técnicas de trabajo o la actividad considerando siempre la postura, Liebenson (2015). En el presente estudio hemos tenido muy en cuenta los factores mencionados y nos hemos decantado por una evaluación objetiva, económica, que nos ha permitido contemplar la línea básica de la capacidad funcional, además de observar mejoras aplicando determinados ejercicios cuantas veces ha sido necesario sin que supusiera grandes costes. Después de indagar en diversas fuentes bibliográficas relativas a test funcionales de movimiento, realizar múltiples consultas a expertos en la materia vinculados profesionalmente a las ciencias médicas, así como a las ciencias de la salud y el deporte, obtuvimos una gran batería de test y llegamos a la conclusión de revisar los test que cito a continuación:

- . Cuestionario de Roland-Morris – Disability Questionnaire (RDQ)
- . Inclínómetro.
- . Método de MCKenzie. Fenómeno de Centralización.
- . Test de medición de la inestabilidad segmentaria lumbar.
- . Test de elevación de la pierna recta.
- . Test de distancia dedos – planta.
- . Test de distancia dedos – suelo.
- . Test del ángulo poplíteo en la medición de la extensibilidad isquiotibial.
- . Test de movilidad pasiva accesoria intervertebral lumbar. Binkley.
- . Prueba de Walswarth.
- . Prueba de Lasegue.
- . Prueba de Brudzinski- Kerning.
- . Prueba de Naffzinger.
- . Prueba de CRAM.
- . Functional Movement Systems (FMS).

Finalmente nos decantamos por un programa compuesto por siete test de valoración de movimientos funcionales llamado *Functional Movement Systems (FMS)* (Cook et al., 2006), que son los que mejor analizaban los aspectos funcionales del movimiento de manera sencilla y sintetizada, reúnen los ejercicios que mejor se adecuan a nuestro

estudio. Consta de siete ejercicios que cito a continuación: Squatting, stepping, lunging, reaching, leg raising, push up y rotary stability. De los cuales seleccionamos los cinco más representativos y necesarios para nuestro estudio, eliminando dos ejercicios, el reaching y push up.

Además consideramos el *Método de MCKenzie* como un test que también reunía muchos aspectos que queríamos valorar durante todo el desarrollo del estudio, como principalmente la funcionalidad, las posibles sensibilidades o dolores, su intensidad y característica, a través de unas pruebas sencillas que nos permitían comprobar la conexión de la línea posterior superficial.

7.3.4. Selección de los Test

Se descartan aquellas mediciones que no poseen utilidad para el estudio. Definimos aquellos test y herramientas que consideramos fiables y válidos para el desarrollo del trabajo. Los criterios que se utilizan se basan en la aplicabilidad; facilidad de aplicación en cuanto a tiempo y capacidad para cumplimentarse; fiabilidad o precisión, mediante la evaluación del coeficiente de correlación; sensibilidad capacidad de detectar cambios; y validez o exactitud, grado en que se ajusta a la realidad, (Solís - García del Pozo et al., 2003; Arribas, 2004). Siguiendo estas líneas o criterios de selección, los test elegidos en el estudio son los siguientes:

- Anamnesis.
- Test SF12.
- Test de Goldberg (GHQ28).
- Test Par-Q
- Cuestionario de dolor de McGill en Español- CDE.
- Índice de discapacidad de Oswestry – Oswestry Disability Index (IDO).
- Escala analógica visual-VAS. Prueba EVA.
- Método de MCKenzie. Fenómeno de Centralización.
- Functional Movement Systems (FMS).

7.3.5. Descripción de los test de valoración inicial seleccionados

7.3.5.1. Anamnesis.

Cuestionarios empleados por los profesionales sanitarios para recabar información

proporcionada por la propia persona durante la entrevista clínica, para crear un historial médico que nos ayudará a diagnosticar posibles enfermedades. Se valoran todos los datos personales como pueden ser el sexo, edad, ocupación, estado civil, enfermedades actuales, antecedentes personales, antecedentes familiares y finalmente se acompaña de una revisión, exploración física. El proceso diagnóstico se inicia con un interrogatorio que aporta el 80% de la información esencial para evitar errores y evaluar correctamente a la persona, quedando un 20% a la exploración física y estudios instrumentales, (Rapado, 1992; Deyo, 1992; Alonso-Calvo et al. 2000; Rodríguez, 2000; Gómez –Naranjo, 1997).

7.3.5.2. Cuestionario de la salud general (SF12).

El nombre original del cuestionario es Medical Outcomes Survey Short-Form General Health Survey (SF-12). Sus autores son Ware, Kosinski & Keller. Existen dos versiones más: SF-20 y el SF-36. El SF-12 es la adaptación realizada para España por Alonso et al, (1998) del SF-12 *Health Survey*. El SF-12 es un cuestionario en versión reducida del *Cuestionario de Salud SF-36* diseñada para utilizarlo de forma rápida.

El SF-12 se contesta entre 5 y 10 minutos. La población de estudio han sido adultos. Consta de 12 ítems provenientes de las 8 dimensiones del SF-36 donde se evalúa: Función Física, Función Social, Rol físico, Rol Emocional, Salud mental, Vitalidad, Dolor corporal, Salud General.

Para cada dimensión se recodifican los ítems y se suman, transformándose posteriormente esta puntuación directa en una escala que va de 0 (el peor estado de salud) a 100 (el mejor estado de salud) y proporciona un perfil del estado de salud basado en la puntuación alcanzada en cada una de las ocho dimensiones analizadas. Estas ocho dimensiones se agrupan en dos factores (salud física y salud mental).

Los 12 ítems se puntúan siguiendo varias modalidades de respuestas. Se presentan ítems con cinco opciones de respuesta sobre el estado de salud que se valoran desde “Excelentes” a “Malas”; ítems con cinco opciones de respuesta que comparan la salud actual con la de hace un año y se valoran desde “Mucho mejor “ a “Mucho peor”; ítems con tres opciones de respuesta sobre limitaciones que causan el estado de salud en su vida cotidiana y se valoran desde “Muy limitantes” a “Nada limitantes”; ítems con dos opciones de respuesta, contestando un “Sí” o un “No”; ítems con seis opciones de

respuesta que valoran las sensaciones físicas y emocionales en las últimas dos semanas.

La puntuación total se obtiene sumando los valores de las opciones seleccionadas. El momento de aplicación del cuestionario se realiza antes del tratamiento o prueba.

La Fiabilidad del cuestionario en cuanto a consistencia interna oscila entre 0.72-0.89. La fiabilidad test-retest oscila entre 0.73-0.86. Su validez es satisfactoria cuando se compara con otras medidas de salud física y mental en una población de personas con una enfermedad mental grave (Salyers et al., 2000). Cuando se compara con el SF-36 se encuentran correlaciones que oscilan entre 0.94-0.96 (sumario físico) y entre 0.94-0.97 (sumario mental). Tanto en población española como americana, los 12 ítems explicaron más del 90 por ciento de la varianza de las medidas sumario física y mental del SF-36. Es sensible al cambio terapéutico. Su validez y fiabilidad está demostrada (Ware et al., 1996; Gandek et al. 1998; Salyers et al. 2000; Vera-Villaruel, 2014; Okonkwo et al., 2010), en la versión española (Alonso et al., 1995; Vilagut et al., 2008).

7.3.5.3. El cuestionario de salud general de Goldberg (GHQ28).

Es un cuestionario para evaluar el estado de bienestar general, tanto aspectos de salud física y mental. Está originalmente diseñado para identificar trastornos mentales no psicóticos en contextos de práctica médica general.

El cuestionario fue desarrollado por Goldberg y Blackwell en 1972. La versión original consta 60 preguntas, pero se han elaborado versión de 30, 28 y 12 ítems. El GHQ-28 es un cuestionario que podemos autoadministrar y que consta de 28 ítems agrupados en cuatro subescalas de 7 ítems cada una: subescala A (síntomas somáticos), subescala B (ansiedad e insomnio), subescala C (disfunción social) y subescala D (depresión grave).

Cada pregunta tiene cuatro posibles respuestas, que van desde mejor a peor de manera progresiva. La persona debe indicar aquella respuesta con la que se siente identificado en esos momentos. Es un instrumento diseñado para su uso en las consultas médicas no psiquiátricas, su objetivo consiste en detectar cambios en la función normal de la persona, no en determinar los rasgos que lo acompañan a lo largo de su vida. Explora dos tipos de fenómenos: la incapacidad para funcionar, desde el punto de vista psíquico, a nivel “normal” y la aparición de nuevos fenómenos de malestar psíquico. Se trata de un instrumento de “screening” bastante utilizado tanto en epidemiología como en el

contexto clínico. Su validez y fiabilidad se ha demostrado, (Retolaza-Balsategui et al., 1993).

7.3.5.4. Test Par-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire):

Es un cuestionario que se originó en Canadá que sirve para detectar cualquier problema de tipo sanitario, en personas aparentemente sanas entre 15 y 69 años de edad que querían comenzar a realizar actividad física y deportiva. Nos informa del estado de forma física de la persona actualmente mediante siete preguntas muy concretas. Las siete preguntas resultan ser efectivas para identificar a las personas que necesitan reconocimiento médico antes de realizar una prueba de esfuerzo (Rodríguez, 1994). Si la persona que realiza el test contesta a todas las preguntas con un NO, únicamente se recomienda medir la presión arterial para comprobar que está en los valores adecuados para empezar la actividad física. En el caso de que se conteste SI, a alguna de las cuestiones planteadas, se recomienda verificar con un médico incidiendo en las preguntas donde se contestó positivamente antes de comenzar cualquier actividad física.

El cuestionario es válido para un máximo de 12 meses, a partir de la fecha que se completa. Se considera inválido si transcurre los doce meses, puesto que se considera que la condición física puede cambiar.

Rodríguez (1994) indica que en Ontario (Canadá) el cuestionario se recomendó como un procedimiento para determinar la mínima estándar antes de iniciar programas de actividad física de baja a moderada intensidad, y en Cataluña (España) fue sugerido al personal sanitario en las consultas de atención primaria para identificar a las personas que necesitaban una valoración médica más detallada. El PAR-Q fue revisado y en Cataluña se presentó una versión de este cuestionario denominada Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física (C-AAF) que ha sido utilizada en estudios recientes, en concreto en la batería AFISAL-INEFC, para la valoración de la condición física en adultos (Rodríguez et al., 1994). En cuanto a estudios realizados en nuestro país relacionados con nuestro ámbito debemos mencionar el publicado por Sánchez- Barrera et al. (1995) en la ciudad de Granada donde participaron 625 personas y el rango de edad fue entre los 10 a los 74 años de edad. (Tuero et al., 2001).

7.3.5.5. Cuestionario de dolor de McGill en español (CDE):

El cuestionario de dolor en español (CDE) se trata de la elaboración completa del

cuestionario de McGill siguiendo la misma teoría y la misma metodología, no se trata de una traducción porque finalmente la composición de descriptores y categorías resultan diferentes al cuestionario original.

El cuestionario completo comprende: 62 palabras claves distribuidas en 15 categorías y, a su vez, en tres dimensiones (sensorial, afectiva y evaluativa), una escala visual analógica y una representación de la figura humana en la que debe indicarse de manera exacta dónde se localiza el dolor.

Su validez y fiabilidad se ha demostrado puesto que el CDE es un cuestionario autoadministrado y está basado en el modelo metodológico seguido en la investigación inicial del MPQ (Melzarck, 1975), puede ser clínicamente aplicable en los países de habla española ya que se investigó únicamente a partir de léxico original en nuestro idioma, (Ruiz et al. 1990 – 1991; Masedo y Esteve, 2000; Martín et al., 2008).

7.3.5.5. Índice de discapacidad de Oswestry (IDO).

El Índice de Discapacidad de Oswestry (IDO) es un cuestionario compuesto por 10 preguntas con seis opciones de respuestas cada una ordenadas de menor a mayor limitación, va de 0 a cinco puntos. La persona señala la frase que más representa su situación actual, se puede rellenar sin presencia del entrevistador perfectamente. La puntuación total se expresa en porcentajes, de 0 a 100%. Se utiliza una fórmula para calcular el total que sería la suma de los ítems contestados por cien, todo ello dividido entre el resultado de cinco por el número de ítems no contestados menos 50.

Su validez y fiabilidad se ha demostrado puesto que es la escala más utilizada y recomendada junto con la de Roland-Morris y está adaptada a la población española. El desarrollo de la escala lo inició en 1976, John O'Brien. Antes de su publicación, en 1980, se probaron varios borradores y fue en 1981 cuando se difundió. Flórez et al, realizaron la adaptación en español en 1995. La versión en castellano ha demostrado su fiabilidad, validez y consistencia interna, está incluida en la categoría de mayor calidad metodológica, recomendación alta. Es viable, fácil de administrar y puntuar; y presenta medidas métricas adecuadas, (Alcántara-Bumbiedro et al. 2006).

La versión ODI 2,1 se tradujo al español y se adaptó culturalmente a la población en personas con dolor lumbar de cualquier tipo de evolución. Se aplicó a 111 personas, se probó la validez de constructo, de contenido y de criterio. Es un instrumento útil y

confiable para la evaluación y seguimiento de las personas con dolor lumbar independientemente del tiempo de evolución, que permite evaluar cambios en el estado de salud y además puede utilizarse en trabajos de investigación, (Jaimes y Cuéllar, 2008).

7.3.5.6. Escala visual analógica – EVA.

Es una escala que permite a la persona identificar la intensidad del dolor trazando una marca en un segmento continuo de 10 centímetros de longitud que va de un extremo cualificado con el término *Sin Dolor* hasta el otro extremo cualificado con el término *Máximo Dolor*. Se puede registrar el punto indicado por la persona como un número que se encuentra anotado en el reverso de la escala, en cm o mm. Es un procedimiento muy recomendado para su uso clínico por su elevado nivel de sensibilidad. Su ventaja es que no contiene número ni palabras descriptivas, por ello a la persona no se le pide que describa su dolor en términos específicos, sino que nos indique sobre una línea continua, la intensidad de su sensación en relación a dos extremos. No se mide la magnitud del dolor, ni valora la naturaleza del mismo. Su validez y fiabilidad se ha demostrado, Yacut et al (2003). En el presente estudio lo utilizamos tras la realización de cada una de las fases del proceso de intervención (Figura 21).

7.3.5.7. Método de McKenzie. Fenómeno de centralización.

Robin McKenzie un fisioterapeuta neozelandés que inició el Método que lleva su nombre, reconocido a nivel mundial y respaldado por abundante literatura científica, siendo actualmente uno de los métodos de valoración, tratamiento y prevención para dolores musculoesqueléticos de columna y extremidades de origen no específico, más usados y recomendados, McKenzie & May (2000-2003-2006) y Romero (2009).

Su objetivo principal es identificar la presencia de signos que nos prevengan de la presencia, desde dolores locales en la columna lumbar a dolores irradiados o referidos, con o sin sintomatología o signos neurológicos.

La valoración se realiza conjuntamente con la información obtenida en la historia clínica y con la exploración donde emplea las estrategias de carga específicas que son:

- Movimientos repetidos hasta el final de la amplitud, posiciones estáticas y corrección postural.

Los ejercicios que se realizan son una extensión y una flexión del troco en bipedestación y en posición sentada, además de una extensión del troco en decúbito prono.

En el presente estudio sólo contemplaremos la flexión y extensión en la posición de bipedestación, puesto que el resto de los ejercicios descritos inhiben la musculatura isquiotibial objeto de estudio, no la implican con el movimiento de la cadena posterior (Figura 3).



Figura 3. Persona realiza una flexión de tronco (imagen izquierda). Persona realiza una extensión de tronco (imagen derecha).

Este test lo utilizamos para identificar rápidamente aquellas personas que tienen una respuesta dolorosa, que pudieran describirlo e indicar la zona de dolor, fenómeno de centralización. Con la intención de que nos describieran la existencia de dolor o no mediante un movimiento simple que pudiera ser evaluado por profesionales de la actividad física. Los profesionales sanitarios mediante este test pueden clasificar el síndrome mecánico que se presenta y determinar el tratamiento adecuado que no será nuestro propósito por alejarse de la temática de estudio.

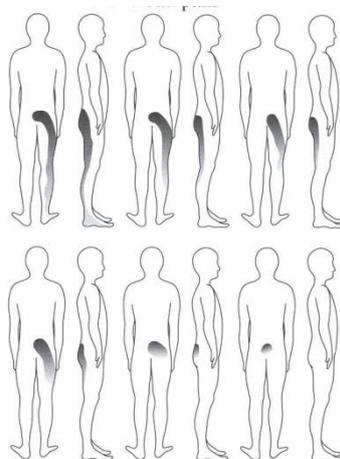


Figura 4. Fenómeno de Centralización, Mckenzie (2006).

Según un estudio de Clare, Adams y Maher (2005) la fiabilidad de la clasificación McKenzie en pacientes con dolor lumbar es de $k = 1.0$ y 0.89 para síndromes y sub-síndromes, indicando una fiabilidad excelente.

Este test de valoración, más la escala EVA, nos darán la información necesaria para determinar las personas que presentan dolor durante la realización del protocolo de intervención en cada una de las pruebas y la intensidad.

7.3.5.8. Funcional Movement Systems (FMS).

Funcional Movement Screen (FMS), es un test de valoración funcional integral que permite evaluar los patrones básicos de movimiento y el control motor del deportista previo a la participación en un programa de entrenamiento (Cook et al, 2006).

El FMS consta de siete pruebas/ movimientos que desafían la capacidad de un individuo para realizar patrones básicos de movimiento que reflejan la combinación de la fuerza muscular, la flexibilidad, la amplitud de movimiento, la coordinación, el equilibrio y la propiocepción.

El objetivo principal de la FMS es evaluar el sistema de cadenas cinéticas, donde se evalúa el cuerpo como un sistema relacionado de segmentos interdependientes, que con frecuencia trabajan desde una posición proximal hacia una dirección distal para iniciar el movimiento.

La información principal que aporta el FMS es:

1. La identificación del riesgo de lesión en la persona.
2. Establecer una evaluación inicial del movimiento funcional para la programación de ejercicios adecuado.
3. Proporcionar una herramienta para seguir el proceso en programas de acondicionamiento físico dinámicos o de gran variación.
4. La implementación de una estrategia de ejercicio correctivo para mejorar o normalizar los patrones de movimientos funcionales.

Los deportistas se califican de cero a tres en cada uno de los siete patrones de movimiento. El score perfecto para la suma de todos los movimientos es de 21:

1. Si el deportista es capaz de hacer movimientos sin ningún tipo de compensación, recibe una puntuación de 3.
2. Si el atleta realiza el movimiento con una o más compensaciones o con alguna

- dificultad, recibe una puntuación de 2.
3. Si el atleta es incapaz de reproducir el movimiento solicitado, recibe una puntuación de 1.
 4. Si durante la ejecución de la prueba el atleta presenta dolor, recibe una puntuación de cero y debería derivarse a un especialista.

En el presente estudio descartamos dos de los ejercicios (reaching y push-up) que no son necesarios porque no aportan información relevante de las estructuras objeto de investigación. A continuación sólo citaremos los cinco ejercicios seleccionados:

- 1º ejercicio - *Squatting*.

Se trata de una sentadilla profunda sujetando una pica por encima de la cabeza con los brazos extendidos.

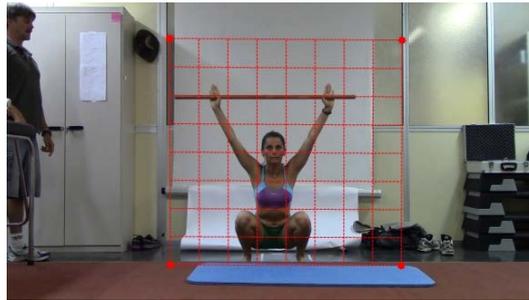


Figura 5. Ejercicio Squatting correctamente realizado.

- Nivel 3:
 - . El tronco debe estar erguido y paralelo a las tibias.
 - . El fémur debe estar por debajo de la horizontal de las rodillas y alineadas sobre los pies.
- Nivel 2:
 - . El tronco debe estar erguido y paralelo a las tibias.
 - . El fémur debe estar por debajo de la horizontal de las rodillas y alineadas sobre los pies.
 - . Con una pica alineada sobre los pies.
 - . Los talones apoyados sobre otra pica.

- Nivel 1:

- . El tronco debe estar erguido y paralelo a las tibias.
- . El fémur no está por debajo de la horizontal de las rodillas.
- . Rodillas no alineadas con los pies.
- . Flexión lumbar.

- 2º ejercicio - *Stepping*.

Se trata de pasar un obstáculo que se encuentra justo delante de nuestras piernas, una valla, realizando un paso adelante mientras sujetamos con ambas manos a la altura de los hombros una pica horizontal al suelo.

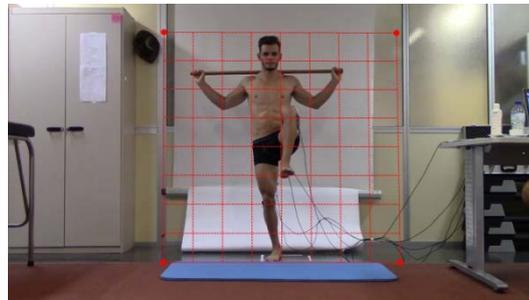


Figura 6. Ejercicio Stepping correctamente realizado.

- Nivel 3:

- . Las caderas, rodillas y tobillos permanecen alineados en el plano sagital.
- . No se notan movimientos o son mínimos en la columna vertebral.
- . La pica y la valla están paralelas.

- Nivel 2:

- . Se pierde la alineación entre las caderas, rodillas y tobillos.
- . Se notan movimientos en la columna vertebral.
- . La pica y la valla no permanecen paralelas.

- Nivel 1:

- . Existe una pérdida de equilibrio.

- 3º ejercicio - *Lunging*.

Se trata de mantener una postura lineal con el apoyo de una sola rodilla en el suelo mientras se sujeta una pica por ambas manos y manteniéndola pegada a nuestra espalda por la zona alta y por la zona baja.

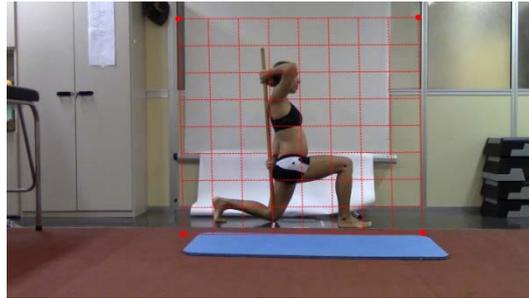


Figura 7. Ejercicio Lunging correctamente realizado.

- Nivel 3:

- . Mantener la pica pegada a todos los puntos de la espalda.
- . Mantener el tronco vertical sin movimientos añadidos.
- . La pica y los pies se mantienen en el plano sagital.
- . La rodilla toca línea y el talón adelantado.

- Nivel 2:

- . La pica pierde contacto con la columna vertebral.
- . El troco no está vertical y se observan movimientos añadidos.
- . La pica y los pies no se mantienen en el plano sagital.
- . La rodilla no toca el talón adelantado.

- Nivel 1:

- . Existe pérdida de equilibrio.

- 4º ejercicio - *Leg raising*.

Se trata elevar una pierna en posición de decúbito supino, tomamos como referencia el punto medio del muslo contrario que mantenemos estático apoyado en el suelo donde situamos una pica en vertical y observamos el recorrido de la pierna contraria.

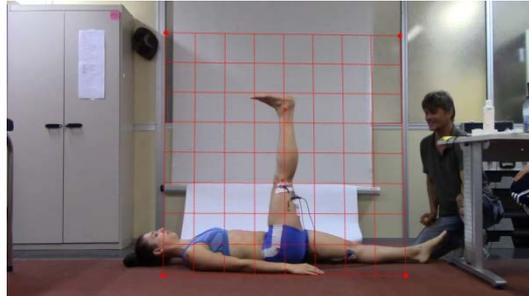


Figura 8. Ejercicio *Leg raising* correctamente realizado.

- Nivel 3:

. La pierna que se eleva se mantiene paralela a la pica, la pelvis no se mueve y la colocación del talón es correcta.

- Nivel 2:

. La pierna que se eleva no se mantiene paralela a la pica, la pelvis se mueve y la colocación del talón se modifica.

- Nivel 1:

. La pierna que se eleva no se mantiene paralela a la pica, ni siquiera se acerca a la misma (punto intermedio entre la pica y el pie contrario), la pelvis se mueve y la colocación del talón no es correcta.

- 5º ejercicio - Rotary Stability.

Se trata de mantener el equilibrio con dos apoyos, mano y rodilla contralaterales, en cuadrupedia, y elevar la extremidad superior y la extremidad inferior de los hemisferios contrarios y mantenerlos extendidos en prolongación al cuerpo.



Figura 9. Ejercicio rotary stability correctamente realizado.

- Nivel 3:

. Se mantiene el equilibrio y se eleva pierna y brazo del hemisferio contrario de manera simultánea, y permanecen estirados.

- Nivel 2:

. Se mantiene el equilibrio pero elevamos pierna de un hemisferio y brazo de hemisferio contrario, y permanecen estirados.

- Nivel 1:

. No somos capaces de mantener el equilibrio y elevar ni una pierna ni un brazo de manera simultánea.

Su validez y fiabilidad está demostrada en el siguiente estudio: *Pre-participation screening: The use of fundamental movements as an assessment of function- part1* (Cook G. al et).

7.3.6. Instrumentos de evaluación

El presente estudio necesita cuantificar datos de manera objetiva y precisa de una valoración funcional, donde se obtengan valores reales de diversos segmentos al inicio del estudio y que se puedan comparar al final del estudio, antes y después del programa de intervención miofascial, entre géneros y entre personas que manifiesten molestias.

Por esta razón, nos apoyamos en el estudio del D. Darío Rodríguez Matoso (2013), donde muestra la fiabilidad y elevada versatilidad de la Tensiomiografía como excelente herramienta de trabajo propicia para nuestro estudio, porque además no es invasiva como pueden ser otras metodologías donde se emplean biopsias para estudiar la respuesta muscular. La información nos permite investigar sobre la respuesta muscular y las modificaciones que puede sufrir un músculo después de determinadas cargas o entrenamientos, lo que la hace una herramienta ideal. Es una herramienta que está al alcance y que se está utilizando para otras muchas investigaciones en el Departamento de Educación Física de la ULPGC de Las Palmas.

Conjuntamente con el programa Kinovea, donde hacemos uso de la grabación de imágenes, podemos capturar las mismas y medir los segmentos, creando ángulos entre las articulaciones a evaluar como puntos de referencia. Nos permite visualizar las imágenes de los ejercicios de manera estática y dinámica pudiendo ralentizar los movimientos hasta detener a la persona, lo que nos facilita dibujar y medir sobre la propia persona.

7.3.6.1. Programa kinovea.

Es un programa especialmente diseñado para analizar videos mediante el estudio fotogramétrico. Mediante el programa podemos comparar vídeos de manera simultánea, inclusive los podemos sincronizar para poder ver una misma ejecución desde diferentes puntos de vista. Nos permite marcar trayectorias, trazar ángulos, medir segmentos, además de poder anotar comentarios o ampliar la imagen de un movimiento para ver con más detalle la ejecución, pudiendo también ralentizar la velocidad del movimiento y detenerla cuando queramos capturar la imagen.

El Kinovea lo utilizamos en el estudio para establecer el nivel de ejecución de los patrones de movimiento de las personas, un análisis cualitativo del movimiento sin necesidad de valores numéricos. También podremos analizar de manera cuantitativa

cada una de las secuencias o fases del estudio con valores numéricos, los rangos de movimientos de la musculatura objeto de estudio en diversas posiciones. Se dibujan ángulos que determinan grados de movimiento en flexión y extensión, y además nos sirve a modo de inclinómetro. Para ello, tendremos marcados las articulaciones o zonas relevantes para obtener valores reales. Se combinan ambos métodos que nos aportarán información muy importante. Por todo ello partimos de la filmación de todo el estudio con dos cámaras colocadas a dos niveles. Hacemos uso según Frutos y Palao de la videografía y software de análisis del movimiento, además se cita en la Revista *SportScan*, 2010. Su validez y fiabilidad está demostrada (Attig, 1987; Angulo-Kinzler et al., 1994-2001; Bemiller, 2000; García-Fogeda et al., 2005).

7.3.6.2. La Tensimiografía (TMG)

La TMG es un instrumento de valoración desarrollado por Valencic a principios de la década en la Universidad de Ljubljana (Eslovenia), con el objetivo de evaluar y realizar un seguimiento del estado muscular de personas con patologías neuromusculares. Se utiliza como herramienta de valoración muscular en varias modalidades deportivas y también en la investigación en ciencias de la actividad física y del deporte. Destacan los estudios que analizan las características fisiológicas y mecánicas del músculo, estudios sobre asimetrías funcionales y laterales, y estudios de intervención que evalúan el efecto del entrenamiento sobre la respuesta y adaptación muscular al ejercicio (Rodríguez – Matoso, 2013).

La TMG es un método no invasivo de valoración muscular que permite evaluar de forma rápida, precisa, individualizada y localizada, tanto la rigidez como las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales (Valencic,1990;Valencic & Knez,1997; Dahmane, Knez, Valencic & Erzen, 2000; Valencic et al.,2000; Valencic, Knez & Simunic, 2001; Pisot,Valencic & Simunic, 2002; Simunic, 2003; Dahmane, Djordjevic, Simunic & Valencic, 2005; Dahmane, Djordjevic & Smerdu, 2006).

Según García-Manso et al., (2010), las ventajas del método frente a otros métodos de valoración muscular son las siguientes:

- Rapidez del protocolo.
- La ausencia de actividad del sujeto que evita generar fatiga.

- La inocuidad y poca agresividad del método.
- La individualización en la evaluación de cada uno de los músculos superficiales.
- La información que aporta sobre la respuesta aguda y crónica de la carga de entrenamiento.
- La posibilidad de controlar características morfológicas y funcionales del músculo evaluado.

La medición se realiza fundamentalmente con instrumental específico: Sensor mecánico de alta precisión, un electroestimulador y un software determinado sincronizado con el resto del equipo. Otros elementos necesarios serían: trípodes, camilla, cuñas articulares, cables y electrodos.



Figura 10. A. Software. B. Electroestimulador. C. Sensor mecánico.

La TMG a través del sensor de desplazamiento colocado perpendicularmente sobre la piel, cuantifica la deformación radial que se produce en el músculo como respuesta a una corriente eléctrica bipolar de un milisegundo de duración y de intensidad constante, que puede estar comprendida entre 1 y 110 miliAmperios (mA). El estímulo eléctrico aplicado dispara el potencial de acción en la placa motora y se genera una contracción involuntaria de las fibras musculares estimuladas (Simunic, Krizaj, Narici y Pisot, 2010). El software se encarga de registrar el desplazamiento del sensor durante un segundo a una frecuencia de 1000Hz. Todo el equipo sincronizado permite conocer la

magnitud de los desplazamientos radiales, además de conocer el momento en los que se producen (Valencic y Knez, 1997; Simunic, 2003).

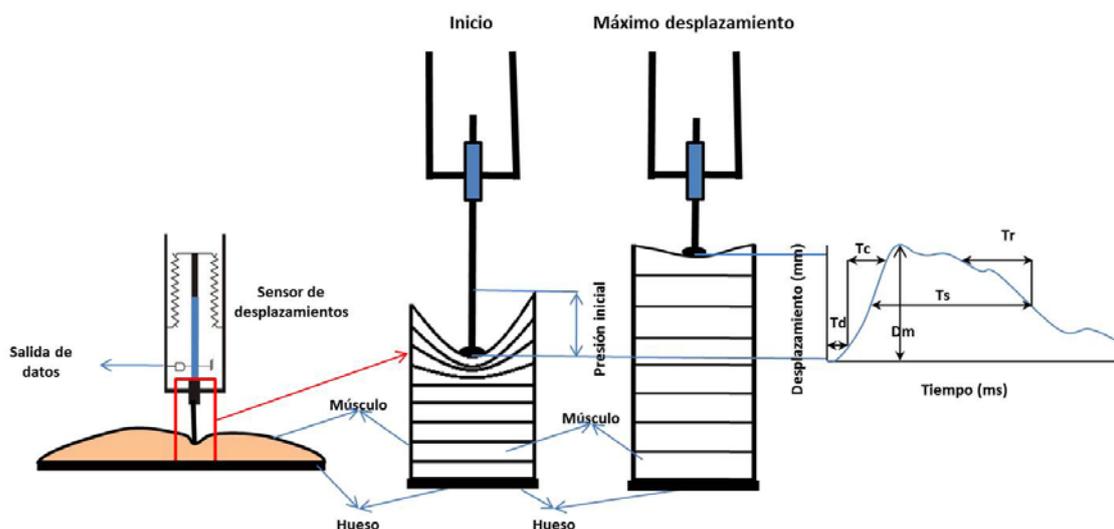


Figura 11. Colocación y funcionamiento del sensor de medición y su relación con los parámetros evaluados a través de TMG (Rodríguez-Matoso, 2013).

La TMG ha demostrado ser un método válido para evaluar las características contráctiles del músculo (Simunic & Valencic, 2001; Simunic, 2003; Zagar & Krizaj, 2005) y ha conseguido una alta reproductibilidad a corto y largo plazo.

Es imprescindible ceñirse al protocolo estándar para mantener los altos índices de validez y fiabilidad (Simunic & Valencic, 2001; Simunic, 2003; Krizaj et al., 2008; Tous-Fajardo et al., 2010; Carrasco, Sañudo, de Hoyo, Pradas y Da Silva, 2011; Simunic, 2012; Ditroilo et al., 2013; Rodríguez-Matoso, 2013).

La TMG utiliza un sensor mecánico de alta precisión colocado directamente sobre la piel con una presión constante, preestablecida para cada protocolo. Por esta razón, una buena medición con TMG pasa por cumplir una serie de criterios metodológicos que, de no hacerlo, afectarían a los valores de magnitud y modo en que se produce la deformación radial del vientre muscular. Los aspectos más importantes a tener en cuenta en una evaluación con TMG están descritos a continuación.

7.3.6.2.1 Aspectos condicionantes de una medición precisa

- **Separación de los electrodos.** Para transmitir el impulso eléctrico y provocar la contracción muscular se utilizan electrodos de superficie. Estos electrodos están

situados en los extremos proximal y distal del músculo evaluado tratando que el estímulo no afecte a los tendones de inserción del músculo (Knez & Valencic, 2000; Valencic, 2002; Simunic, 2003). Los electrodos más utilizados están compuestos de plata o cloruro de plata pregelificado, con un diámetro de aproximadamente 1 cm. Son electrodos comerciales, desechables, de fácil y rápido manejo que garantizan una adecuada conducción y buenas condiciones de impedancia. Actualmente no existe un consenso generalizado, ya que algunos autores (Simunic, 2003; Rodríguez-Matoso et al., 2010) proponen separarlos entre 3-5 cm, algo que parece complicado en músculos en los que la longitud de las fibras es pequeño.



Figura 12. Ejemplo de colocación de los electrodos en los erectores espinales.

- . **Posición de los segmentos a evaluar:** Los cambios en la posición de los segmentos modifican el ángulo de la articulación y, por tanto, la deformación radial del músculo al estímulo eléctrico, ya que las propiedades contráctiles dependen de la longitud del músculo (Djordjevic et al., 2012).



Figura 13. Ejemplo de colocación de los electrodos en el bíceps femoral.

- . **Punto de colocación del sensor:** El sensor debe estar colocado en la posición más prominente del vientre muscular y en el punto medio entre los dos electrodos, por lo que el músculo recibe el estímulo eléctrico. Sólo en condiciones especiales, y por necesidades de la evaluación, el punto de colocación del electrodo puede modificarse, teniendo en cuenta que ello puede afectar a la magnitud de la deformación radial del vientre muscular (Simunic et al., 2005a; Rodríguez-Matoso et al., 2010b). En el trabajo de Simunic et al. (2005a) se plantea que un error en la selección del punto de medición supone variaciones inferiores al 5%. Estas diferencias, en el valor de Dm , fueron detectadas por Rodríguez-Matoso et al. (2010a) cuando la colocación del sensor variaba en 2 cm.
- . **Posición del sensor:** Este sensor debe estar colocado perpendicularmente al vientre muscular, orientado hacia su potencial deformación (Simunic y Valencic, 2001; Krizaj et al., 2008). De esta forma aseguramos detectar mínimas modificaciones del grosor de un músculo cuando realiza una contracción involuntaria y ajustada a la intensidad del estímulo eléctrico que la provoca. Es necesario asegurar que el sensor se coloca en la zona de máxima deformación y además, en posición perpendicular a la dirección que seguirá la deformación radial del músculo tras la estimulación. Los cambios en la ubicación del sensor afectarán al valor final de Dm (Rodríguez-Matoso et al., 2010a).



Figura 14. Ejemplo de colocación del sensor y los electrodos para la evaluación del bíceps femoral derecho.

- . **Presión del sensor:** Una correcta evaluación de la magnitud de la deformación transversal de un músculo depende de la presión inicial del sensor de 113 mm^2 (Knez, 2000) y de aproximadamente 0.2 N/mm (rangos entre 0.1 y 0.5 N/mm),

siendo recomendable la calibración adecuada y el uso de referencias visuales en el sensor para establecer la presión antes de la estimulación (Rodríguez-Matoso et al., 2010b).

- . **Características del estímulo eléctrico:** La contracción responde a una corriente eléctrica bipolar, de aproximadamente un milisegundo de duración (1.01 a 1.15ms) (Dahmane et al. 2001), e intensidad constante o creciente (10 a 110 mA) según el protocolo utilizado. La importancia de la duración del estímulo es fundamental para estandarizar la deformación muscular.
- . **Tiempo que debe transcurrir entre cada estímulo:** El estímulo eléctrico debe provocarse cuando el músculo se encuentre en estado de reposo en el inicio del estudio y posteriormente cuando esté indicado según el protocolo establecido para todos los participantes.
- . **Estado del músculo:** En el estudio va a estar presente tras las intervenciones el factor fatiga en muchos casos como elemento a evaluar y podremos observar cómo afecta a la respuesta muscular.
- . **Fijación de los segmentos:** La evaluación debe corresponder a una contracción isométrica, por lo que no fijar el segmento evaluado puede generar una contracción concéntrica que modifique el desplazamiento longitudinal del músculo y como consecuencia afecta al valor de Dm que registra el sensor (Rodríguez-Matoso et al., 2010a).
- . **Temperatura muscular:** La experiencia nos muestra que caídas importantes de la temperatura del músculo reduce los valores de velocidad de contracción y deformación a la vez que tiende a incrementar los valores de mantenimiento de la contracción y tiempo de relajación.
- . **Manipulación muscular:** Otra situación en la que el músculo puede cambiar significativamente su estado es tras la realización de un masaje. No utilizaremos manipulación alguna.

7.3.6.2.2. Descripción de los parámetros

El software del aparato nos suministra datos sobre parámetros como la magnitud del

desplazamiento radial o deformación del vientre muscular (Dm), tiempo de respuesta o activación (Td), tiempo de contracción (Tc), tiempo de mantenimiento de la contracción (Ts) y tiempo de relajación (Tr) bajo criterios estandarizados e individualizados a cada contracción muscular (Valencic et al., 2001; García-Manso et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2012a). Todos los parámetros se pueden visualizar detalladamente en la gráfica que ilustramos a continuación.

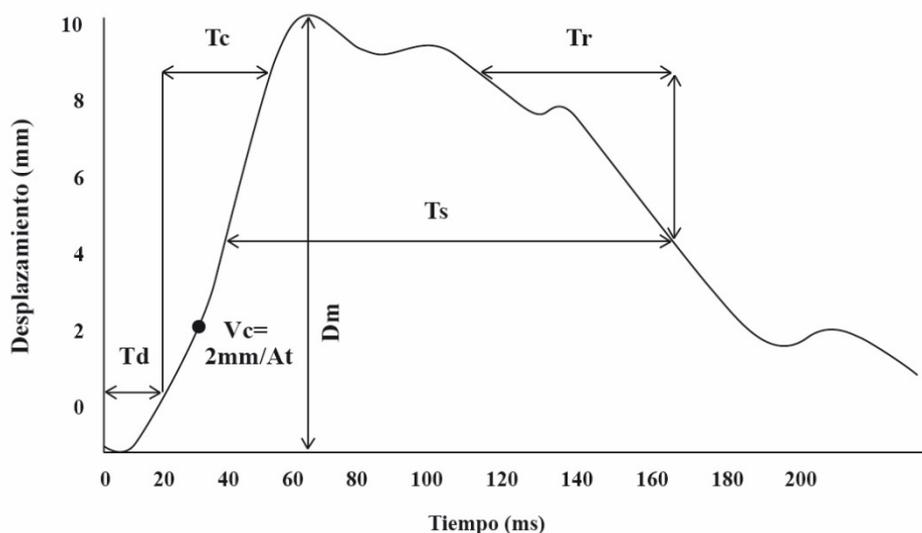


Figura 15. Dm representa la deformación muscular máxima, Td el tiempo de reacción al estímulo, Tc es el tiempo de contracción, Vc es la velocidad de contracción que, en el caso de la gráfica corresponde a los 2 mm de deformación, Ts indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y Tr representa el tiempo de relajación. Adaptado de Rodríguez-Matoso et al. (2012a).

. Deformación máxima. La deformación (Dm) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros (Valencic y Knez, 1997). Representa y evalúa el *stiffness* o rigidez muscular, variando en cada músculo de cada sujeto en función de sus características morfofuncionales (principalmente volumen y orientación de sus fibras) y de la forma en que esas estructuras han sido entrenadas.

Es posible encontrar algunos valores de referencia para cada músculo, pero la elevada cantidad de variables que pueden afectar a la magnitud de la deformación, invitan a ser prudentes y respetar los tradicionales principios de especialización, individualización y oportunidad del deportista.

Deformaciones pequeñas nos indican un elevado tono muscular y un exceso de

rigidez en las estructuras del músculo, mientras que, deformaciones elevadas indican falta de tono muscular o fatiga. Valores inferiores podrían ser considerados en ocasiones como patológicos cuando el músculo es voluminoso, pero en ocasiones no es raro encontrar estos valores en músculos de deportistas con gran rigidez muscular como los halterófilos, powerlifting, velocistas o culturistas. Por tanto, se ha de tener cuidado en la interpretación de los valores registrados, ya que como dice Krizaj et al., (2008) el Dm muestra valores muy sensibles a los cambios que produce en la respuesta la fatiga muscular, además de por efecto de otras variables que pueden interferir en los resultados como posibles errores en el protocolo de evaluación o la especificidad de la respuesta muscular del sujeto. Siguiendo orientaciones de Rodríguez-Ruiz et al (2012a), es necesario encontrar los valores de referencia de Dm atendiendo a la modalidad deportiva y al rol técnico del deportista.

- **Tiempo de respuesta o activación (Td).** El Td representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado tras una estimulación (Valencic et al., 2001). Cuando se necesita ser más precisos en la estimación del tiempo de respuesta o de activación, entendemos que Td debe ser evaluado desde el inicio de la respuesta al estímulo eléctrico hasta el final del incremento exponencial inicial. En los trabajos de García-Manso et al. (2011b) y Rodríguez-Matoso et al. (2012a), Td lo determinamos en el momento en el que Dm alcanza un valor fijo de 0.5 mm con independencia del sujeto, pero sí teniendo presente que estos valores quedarían sujetos a las características del músculo, su estado o las peculiaridades de la muestra de estudio.
- **Tiempo de contracción (Tc).** El Tc es el tiempo que transcurre desde que finaliza Td (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima. Expresa la rapidez con la que el músculo se contrae, por lo que este parámetro va asociado a la velocidad de contracción (Vc), parámetro que puede ser establecido de forma independiente.

Su valor varía por cada grupo muscular en función de su composición (tipo de fibra) y el estado de activación o fatiga (Dahmane et al., 2005; Rodríguez-Ruiz

et al., 2012a). Aunque frecuentemente se aceptan valores de referencia promedio entre 28-29 *ms*, a nuestro entender estos valores deben ser interpretados con prudencia. Rusu et al. (2009b) propone valores de ≈ 34 *ms*, aunque apoyándose en datos de otros estudios plantea, como es lógico, valores específicos para cada músculo que van de 30,25 $\pm 3,5$ *ms* para el bíceps crural, 44,75 ± 4 *ms* para los gemelos, 32,83 *ms* para el tibial anterior y 30,25 $\pm 3,5$ *ms* para el cuádriceps.

- . **Tiempo de sustentación (*T_s*).** El *T_s* representa el tiempo que se mantiene la contracción. Se calcula observando el tiempo que transcurre desde que la deformación alcanza el 50% de su valor máximo, durante la fase de contracción, hasta que los valores de deformación vuelven a situarse sobre el 50% de *D_m*. Este parámetro se comporta de forma muy variable en cada uno de los músculos y a su vez dentro de un mismo músculo según la función de cada porción o segmento que lo integra (Rodríguez-Matoso et al., 2012b) y el estado en el que se encuentre el propio músculo.
- . **Tiempo de relajación (*T_r*).** El *T_r* es el tiempo que transcurre durante la fase de relajación, donde el músculo pasa de una deformación equivalente al 90% de su desplazamiento máximo, hasta llegar el 50% de *D_m*.
- . **Velocidad de contracción o Velocidad de respuesta normalizada (*V_{coVrn}*).** Entendiendo que la relación espacio recorrido en función del tiempo es la expresión clara de la velocidad, la *TMG* nos permite hallar la Velocidad de contracción (*V_c*) y/o la Velocidad de respuesta normalizada (*V_{rn}*) en un punto determinado del desplazamiento del músculo en función de la deformación radial del vientre muscular.

Su utilidad es muy elevada en el deporte y permite, entre otras cosas, discriminar perfiles de jugadores, estimar de forma indirecta fibras dominantes en una estructura muscular o apreciar niveles de activación y fatiga durante un entrenamiento. En este sentido, los valores de *V_{rn}* serán más bajos en deportistas de resistencia, los cuales poseen un elevado porcentaje de fibras tipo I, y aumentará entre deportistas de potencia y velocidad donde predominan las fibras tipo II.

Los criterios de valoración pueden cambiar en función de los intereses del investigador. En este sentido, *V_c* nos puede servir para evaluar la velocidad de

contracción en un mismo músculo y en una misma persona en una valoración pre-post, mientras que el *Vrn* nos serviría para poder comparar datos obtenidos en músculos de características morfológicas y funcionales distintas.

La validez y fiabilidad frente a otras metodologías (electromiografía, la presoterapia muscular, etc.), la *TMG* se presenta como una herramienta no-invasiva y de alta precisión que permite evaluar la respuesta mecánica de estructuras musculares superficiales. Partimos de que la respuesta muscular a un estímulo externo, en este caso un estímulo eléctrico, presenta una alta correlación con el comportamiento que encontraríamos en un modelo de respuesta que incluya los procesos fisiológicos involucrados en la contracción muscular (Belic et al., 2000).

Simunic y Valencic (2001) consideran la *TMG* como válida tras compararla en varios estudios con la electromiografía. Además, el propio Simunic (2003), recalca la necesidad de muchos atletas, entrenadores y fisioterapeutas que buscan un tipo de evaluación no-invasiva, y pueden encontrar en la *TMG* esa utilidad, añadiendo que sirve para realizar comparaciones entre diferentes músculos de diferentes sujetos, como describimos anteriormente. En consecuencia, Krizaj et al. (2008), exponen que la alta precisión de la *TMG* se ve beneficiada si realizamos una pretensión del sensor de desplazamiento antes de la evaluación.

Rodríguez-Matoso et al. (2010a) y Rodríguez-Matoso et al. (2012a), explicaron la importancia que tiene seguir fielmente un protocolo de evaluación específico para que los datos obtenidos sean estandarizados, concretos y fiables. Evitando provocar errores de metodología como: el carácter relevante que tiene la colocación del sensor y la importancia de que exista una relajación completa del músculo a evaluar.

Tous-Fajardo et al. (2010), estudia la potencial diferencia que puede existir en la evaluación realizada por distintos evaluadores y explica que el único parámetro que varía es *Tr*, por lo que no recomiendan el uso de este parámetro para realizar investigaciones con *TMG* cuando se realizan múltiples valoraciones, por ejemplo en protocolos pre y post.

Carrasco et al. (2011), añade que la *TMG* puede ser usada para evaluar diferentes métodos de recuperación de la fatiga y que se necesitan más estudios para clarificar

como la fatiga muscular puede afectar a los parámetros de *TMG* relacionados con el mantenimiento y la relajación de la de contracción muscular.

La reproducibilidad entre días fue estudiada y confirmada por Simunic (2012). No obstante hay que señalar que Ditroilo et al. (2011) recientemente han publicado un trabajo en el que cuestionan la reproducibilidad de la *TMG* cuando la medición se realiza en días distintos y tres posiciones diferentes (bíceps crural a 0°, 45° y 90°). Aunque encuentran una reproducibilidad aceptable a 0° con un coeficiente de variación (*CV*) de 16% y a 45° (*CV*: 20%), ésta fue muy pobre a 90°. Estos valores resultan excesivamente altos si los comparamos con el 5% de *CV* que encuentran Simunic y Valencic (2001), para diferentes evaluaciones realizadas un mismo día. Ditroilo et al. (2011) también compararon la *TMG* con la *MMT* (miotonometría) encontrando que los parámetros medidos con *MMT*, en el bíceps crural, variaban significativamente con los cambios en la articulación de la rodilla, mientras que las variables medidas con la *TMG* sólo cambiaron sensiblemente entre 0° y 45°, no siendo capaz de detectar los cambios a 90°. Llama la atención de este estudio el valor de *Dm* a 0° (2.4 mm), lo que se aleja considerablemente de los aportados por otros estudios para muestras similares, en estado de reposo y sin fatiga muscular.

Uno de los trabajos sobre reproducibilidad de la *TMG* que ha sido más referenciado es el de Krizaj et al. (2008). Los autores comprobaron en el bíceps braquial de 13 varones (edad entre 19 y 24 años) que existe un bajo nivel de error (0,5 a 2,0%) y una alta reproducibilidad (*ICC* entre 0.85 y 0.98) en los cinco parámetros tradicionalmente utilizados (*Dm*: 0.98; *Tc*: 0.97; *Td*: 0.94; *Ts*: 0.89; *Tr*: 0.86). Rodríguez-Matoso et al. (2010a), Tous-Fajardo et al. (2010) y Carrasco et al. (2011a), también encontraron una buena reproducibilidad en los mencionados parámetros:

- Rodríguez-Matoso et al (2010a): *Dm*: 0.92; *Tc*: 0.97; *Td*: 0.90; *Ts*: 0.98; *Tr*: 0.98.
- Tous-Fajardo et al (2010): *Dm*: 0.97; *Tc*: 0.92; *Td*: 0.86; *Ts*: 0.96; *Tr*: 0.77.
- Carrasco et al (2011a): *Dm*: 0.92; *Tc*: 0.83; *Td*: 0.89; *Ts*: 0.88; *Tr*: 0.90.

En otro estudio, Smith y Hunter (2006) encontraron coeficientes de variación menores de *Tc* y *Dm* (8.7%–17.5%) al evaluar el gemelo en 21 sujetos activos medidos en cuatro

días diferentes.

Más recientemente, Simunic (2012) evaluó 10 sujetos varones (edad: 24.6 ± 3.0 años, estatura; 177.9 ± 3.9 cm, peso corporal: 72.4 ± 5.2 kg) en tres días consecutivos para determinar la reproducibilidad del método calculando el sesgo, el error aleatorio, el coeficiente de variación (CV), el error estándar de medición, el coeficiente de correlación intra-clase y el intervalo de confianza del 95%. Los resultados mostraron una excelente correlación ($ICC > 0,94$ en 14 de los 15 parámetros evaluados). Sin embargo, el menor *coeficiente de variación* se observó en el tiempo medio de relajación, presumiblemente a causa de las características específicas de la definición del parámetro en sí. Según el autor, los datos indican que, para los tres músculos estudiados, las mediciones con *TMG* eran reproducibles cuando la evaluación se realiza en días consecutivos. El parámetro que mostró mayor variación en la respuesta muscular fue el tiempo de relajación (*Tr*).

Debido a la baja reproducibilidad de *Tr* y *Ts*, creemos adecuado centrarnos en el análisis de los parámetros que han aportado mayor poder de reproducibilidad *Dm*, *Td* y *Tc*.

7.4. PROTOCOLO DE INTERVENCIÓN: PROCEDIMIENTOS.

Se determinaron varios días para la ejecución de toma de muestras y desarrollo del estudio en horario de 9.00hs de la mañana a 19.00hs de la tarde, en el Laboratorio de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, ubicado en la Zona de Tafira Baja. Se evaluaron 20 muestras por día sumando un total de 80 muestras. Se citó a dos personas cada hora. Todos los participantes realizaron las mismas pruebas en las mismas condiciones y por los mismos evaluadores.

El protocolo es el siguiente:

1°. Se reciben dos personas, cada hora, en una sala contigua al laboratorio. Se les informa nuevamente del estudio, se resuelve cualquier posible duda y se firma el consentimiento de aceptación voluntariamente.

2°. Se le facilitan unos test que deben cumplimentar.

- **Historial de salud:**

- o Anamnesis.

- **Cuestionarios de valoración de la Salud:**
 - o Test SF12
 - o PAR-Q
 - o Test GHQ28
- **Cuestionario de Dolor:**
 - o . Test ODI

El evaluador revisa los test por si quedara algún apartado sin cumplimentar y facilita el paso al laboratorio. Mientras la primera persona se somete a la primera intervención, la segunda persona se prepara, observa la consecución de los protocolos y la ejecución técnica del trabajo a realizar.

3º. Se evalúa TMG Basal (derecha e izquierda):

- Isquiotibiales (Bíceps femoral y Semitendinoso)
- Erectores espinales.

Comprobamos antes de realizar la Tensimiografía que la persona está equipada con la indumentaria recomendada y que las zonas de colocación de los electrodos están secas, libres de bello para conseguir un contacto adecuado y la transmisión efectiva del estímulo. La persona podrá tumbarse boca abajo en la camilla y seguir las indicaciones del evaluador que colocará los electrodos en la musculatura superficial de los isquiotibiales. Se localiza la zona más prominente del vientre muscular que no afecte a los tendones de inserción donde se quiere aplicar el estímulo eléctrico. Se señala con un marcador de piel. Se colocan dos electrodos a ambos lados del punto medio, en la misma dirección funcional de las fibras del musculo ,3cm separados entre sí. En el caso de los erectores espinales tomamos de referencia en la parte posterior superior de la cresta iliaca, en dirección ascendente localizo la zona donde no hay tejido óseo, colocamos electrodos a 2cm entre sí, con una separación medial de 1cm con respecto a la apófisis espinosa. Se dibujan los contornos de los electrodos con el marcador de piel para no perder el punto de pegue en las siguientes intervenciones. Se sitúa el sensor mecánico sobre la piel de manera perpendicular sobre la zona de máxima deformación radial del músculo, punto exacto determinado, ejerciendo una presión constante de 113mm y 0.2N/mm. La corriente eléctrica bipolar se proporcionará en un milisegundo de duración y la intensidad constante será de 100mA. Se provoca cuando el músculo se encuentra en estado de reposo absoluto inicialmente. Posteriormente irá variando

porque irán variando las condiciones de estado del músculo puesto que se someterá a trabajos muy determinados donde queremos estudiar su respuesta. Igualmente se procederá con la musculatura de erectores lumbares (Rodríguez Matoso, 2013).

4º. Se inicia la grabación del estudio con dos cámaras situadas justo en frente a la muestra colocadas a dos alturas, que permiten captar todos los movimientos de la persona, tanto en las posiciones de bipedestación como tumbadas, para su posterior tratamiento a través del programa Kinovea que nos permite calcular los ángulos y capturar las imágenes. Para ello se ha colocado previamente un fondo blanco y se ha señalado en el suelo las líneas de partida de cada ejercicio.

5º. El evaluador marca con puntos adhesivos de colores las articulaciones (Taboadela, 2007):

- Hombro: Acromial, la parte más lateral del proceso acromial de la escápula.
- Codo: Radial, la parte más lateral de la cabeza del radio.
- Rodilla: Tibial lateral, la parte más latero- inferior del maléolo lateral que corresponde a la articulación tibio-femoral.
- Tobillo: Maléolo lateral, el punto más lateral del maléolo lateral que corresponde a la articulación tibio-tarsiana.
- Cadera: Trocánteres, la parte más distal del trocánter mayor del fémur.

Además colocamos dos pelotas de pin pon en la zona de la columna vertebral, una pelota señala la finalización de la columna cervical, en la parte posterior del cuello, apófisis espinosa C7 (vértebra prominente), y la otra en la terminación de la columna lumbar, entre la quinta vértebra lumbar y la apófisis espinosa S2 (sacro), justamente en la primera vértebra del sacro (S1). Se localiza, Angulo Carrete et al., (2011):

- La 1ª vértebra torácica que está justamente debajo de la apófisis espinosa de la 7ª vértebra cervical, ubicada en la línea media en la porción inferior del cuello que destaca por una sobresaliente prominencia de la zona, más aún cuando se realiza una extensión de cuello.
- La apófisis espinosa de la quinta vértebra lumbar (L5) se localiza palpando las crestas ilíacas, sus bordes óseos que están debajo de la cintura. Colocamos las manos sobre ambas crestas, colocamos los pulgares en línea con las manos y dirigidos hacia la columna. Colocados de esta forma señalan la apófisis espinosa

de la quinta vértebra lumbar. Tomándola como referencia, justamente por debajo se encuentra la primera vértebra del sacro que se articula con la anterior formando la charnela lumbosacra. Otra manera sería localizar los vértices laterales del Rombo de Michaelis en la zona postero-superior y trazar una línea imaginaria, el punto medio sería la segunda apófisis espinosa del sacro (S2) y justamente por encima se encuentra la primera vértebra del sacro (S1). En el estudio utilizamos la primera localización.

De esta forma, podremos observar mediante el programa Kinovea la ubicación exacta en cada momento de las articulaciones señaladas y su desplazamiento pudiendo realizar las pertinentes mediciones y evaluaciones.

Se parte de una posición inicial de reposo en bipedestación. Con ello daremos comienzo a la **primera fase** del estudio.

Acto seguido se realiza la Valoración de Mckenzie – Fenómeno de Centralización. Se realiza una Flexo - Extensión de pie, (Miñarro et al., 2008).

Aquellas personas que manifiesten dolor dorso lumbar durante el desarrollo del proceso podrán cumplimentar el test de Mc Gill y Melzack (1975), de dolor en español (CDE) para registrar cualquier incidencia al respecto, además de definir su malestar.

6º. La segunda fase del estudio continúa con Valoración Funcional - FMS.

Las personas bajo las indicaciones del evaluador se colocarán en las zonas señaladas y realizarán los siguientes ejercicios:

- Paso del obstáculo.
- Postura lineal con apoyo de la rodilla mientras sujeto pica con ambas manos sujeta a la espalda.
- Levantamiento de pierna.
- Sentadilla profunda.

7º. Se realiza nuevamente la TMG.

8º. Proseguimos con la **tercera fase del estudio** que se centra en el trabajo miofascial a través de una secuencia de estiramiento de la línea facial posterior utilizando la carga de nuestro propio cuerpo. Los ejercicios propuestos son los siguientes, (Myers, 2014; Pilat

2003; Schleip et al., 2015):

- Cuadrupedia: Partimos de la posición neutra de cuadrupedia afianzando los apoyos y alineando nuestro cuerpo. Realizamos una flexión dorsal, dirigiendo nuestro mentón hacia el pecho de manera continua, lenta y controlada, mantenemos unos segundos. Volvemos a la posición neutra y realizamos una extensión dorsal dirigiendo cabeza hacia atrás. Se realizan dos repeticiones.

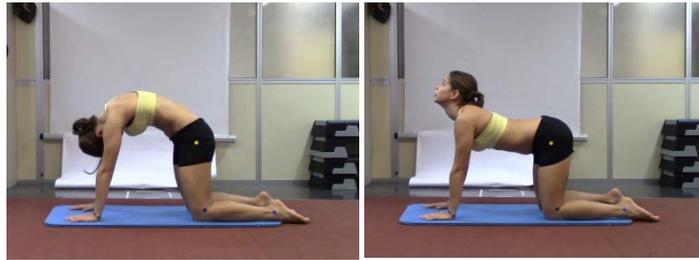


Figura 16. Flexión dorsal en cuadrupedia (imagen izquierda). Extensión dorsal en cuadrupedia (imagen derecha)

- Perro de Yoga: Partimos de la posición neutra en cuadrupedia. Dirigimos nuestra cabeza hacia el pecho estirando totalmente las mano, las palmas de las manos continúan apoyadas totalmente en el suelo, elevamos cadera hacia atrás y arriba, extendemos rodillas y buscamos el apoyo de las plantas de los pies en el suelo donde intentamos apoyar toda la base plantar.



Figura 17. Ejercicio de Perro de Yoga.

- Perro de Yoga con pierna estirada: Partimos de la posición de perro de yoga. Flexionamos una pierna y la llevamos hacia el pecho manteniendo el equilibrio. Mantenemos unos segundos y dirigimos la pierna hacia atrás y en prolongación a nuestra columna vertebral, hacia arriba, empujando con el talón en flexión plantar dorsal. Repetimos la acción con cada pierna dos veces de manera lenta y

controlada.



Figura 18. Perro de yoga con pierna flexionada (imagen izquierda). Perro de yoga con pierna extendida (imagen derecha)

- Cuadrupedia flex- ext cruzada: Volvemos a la posición inicial de cuadrupedia neutra y realizamos una flexión cruzada de rodilla a la vez que realizamos una flexión cruzada de codo del hemisferio contrario, uniendo en un punto intermedio de la zona intermedia de nuestro cuerpo, mantenemos el equilibrio en dicha posición, en suspensión. Desde la misma posición realizamos la extensión de los miembros que se encuentran flexionados, empujan hacia los extremos opuestos. La palma de la mano permanece extendida, boca abajo y se gira suavemente quedando boca arriba.



Figura 19. Perro de yoga con pierna flexionada (imagen izquierda). Perro de yoga con pierna extendida (imagen derecha)

- Cobra: Desde la posición neutra de cuadrupedia, nos tumbamos boca abajo y colocamos nuestras palmas de la mano apoyadas en el suelo a la altura de los hombros, intentamos unir codos hacia el centro y apoyarlos igualmente en el suelo llevando la cabeza hacia nuestra espalda, hacia atrás. Buscamos con nuestra mirada el techo.



Figura 20. Ejercicio de flexión de columna vertebral, tumbados boca abajo.

- Sentadilla pierna estirada –Peso Muerto: Desde la posición de bipedestación, manteniendo la espalda erguida, adelantamos una pierna y flexionamos la contraria. Realizamos una sentadilla con manos delante del cuerpo extendidas que bajan lentamente en prolongación a la pierna adelantada hasta llegar abajo con ayuda del peso de nuestro cuerpo.



Figura 21. Ejercicio de peso muerto con pierna estirada.

9º. Se realiza nuevamente la TMG.

10º. Por último, finalizamos con la **cuarta fase del estudio** donde se realiza la Valoración de Mckenzie – Fenómeno de Centralización. Se realiza nuevamente la Valoración Funcional – FMS. Y se concluye con la aplicación nuevamente la TMG.

La estructura del protocolo de intervención la detallamos de manera organizada y esquematizada, para ofrecer una visión más concreta del estudio, en el siguiente cuadro:

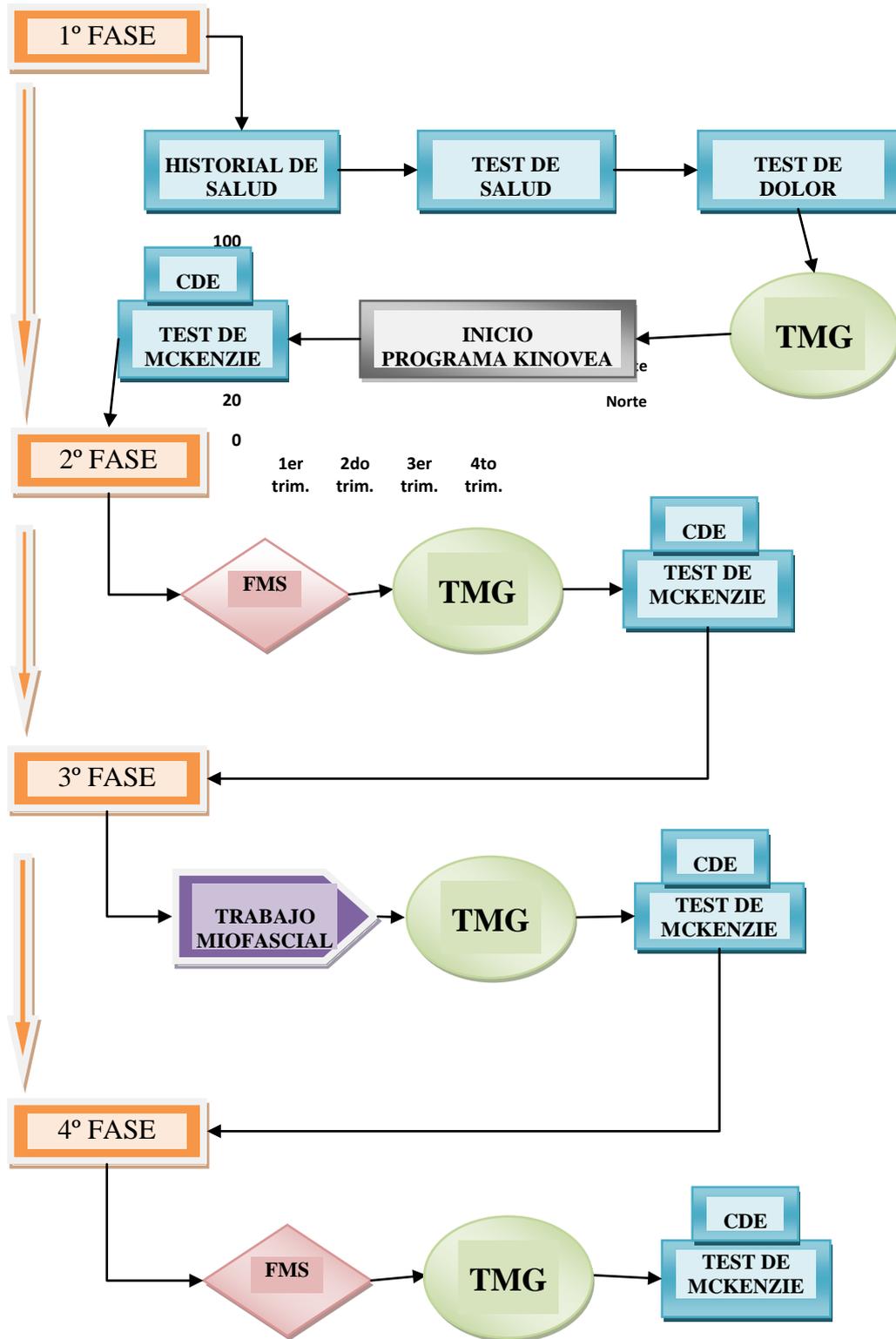


Figura 22. Estructura esquematizada del protocolo de intervención.

7.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS DE LOS DATOS.

Tras una prueba de normalidad (Shapiro-Wilk), se utilizó una t-Student para muestras independientes en la comparativa entre grupos (nivel de significación de $p \leq 0,05$). La t-Student para muestras relacionadas entre pruebas ($p \leq 0,05$).

El tamaño del efecto (ES) fue calculado utilizando el *delta de Glass* (Thomas et al., 2005) para muestras relacionadas, para el cálculo del efecto intragrupo (F1) y, para las muestras independientes se utilizó el *delta de Cohen* (Cohen, 1988) para el cálculo del efecto intergrupo (F2). Tomando como referencia los valores calculados por Cohen (1988), dónde $< 0,30$: leve; de 0,30 a 0,80: moderado; $> 0,80$: fuerte.

F1:

$$d = \frac{M_{g2} - M_{g1}}{SD_{g1}}$$

F2:

$$d = \frac{(M_{g2-t2} - M_{g2-t1}) - (M_{g1-t2} - M_{g1-t1})}{\sqrt{\frac{(N_{g2} - 1) * SD_{g2}^2 + (N_{g1} - 1) * SD_{g1}^2}{N_{g2} + N_{g1} - 2}}}$$

Figura 23. M: media, SD: desviación estándar, N: número de la muestra; g: grupo; t: fase

RESULTADOS

8. RESULTADOS.

Los resultados provienen de instrumentos de medida validados para el uso en la población española, preciso y consistente, no infravalorando aquellos instrumentos sometidos a subjetividad de las personas porque indican la especificidad y la detección de posibles alteraciones, y complementándolos con aquellos que aportan indicadores cuantitativos y cualitativos relevantes, además de fiables.

8.1. TEST DE VALORACIÓN INICIAL.

En primer lugar estudiamos los resultados obtenidos de los cuestionarios de Anamnesis donde obtenemos información muy personal. No existen datos relevantes en cuanto a enfermedades, accidentes, hábitos o problemas en general que puedan influir en el objeto de estudio. Los test de salud y de dolor nos desvelan que se trata de una muestra de personas activas y sanas que no presentan dolor inespecífico y que por normal general han practicado actividad física y deportiva a partir de los doce años de media. La muestra está compuesta por veinticuatro mujeres y treinta y seis hombres. Mediante los test hemos podido establecer una franja de edad que abarca desde los veinticinco hasta los cuarenta años, donde la media es de veintiocho años. Hemos obtenido el tipo de práctica deportiva que realizaban anteriormente y actualmente, además de las horas de actividad física y deportiva semanal con el fin de poder clasificar la muestra en personas activas, cuando realizan cinco o más de cinco horas semanales de actividad física; o personas poco activas cuando realizan menos de cinco horas semanales de actividad física.

Tabla 1. Valoración y resultados obtenidos en los test de salud y valoración del dolor.

Test	Valoración	Resultado
Anamnesis	Nivel de actividad física: 5 horas o más de 5 horas semanales <i>Muy Activos</i> – menos de 5 horas semanales <i>Activos</i> Incidencias relevantes	17 <i>Muy Activos</i> 43 <i>Activos</i> Sin incidencias
<i>SF12</i>	Se suma los valores de las frases marcadas en los 12 ítems: 30 puntos <i>Buen estado de salud</i> – menos de 30 puntos <i>No buen estado de salud</i> .	30 puntos
<i>GHQ28</i>	Cuatro apartados con 7 ítems, 24 puntos cada uno. Nivel de salud óptimo cuando entre los cuatro apartados se suma 112 puntos.	112 puntos
<i>IDO</i>	Cinco categorías de limitación funcional: mínima (0-9), moderada (20-39), intensa (40-59), discapacidad (60-79) y máxima(80-100)	Mínima (0-9)
Par-Q	No a los siete ítems: Puede hacer actividad física Si a una de los siete ítems: No puede iniciar actividad física.	Pueden iniciar la actividad física.

El test de Mckenzie, facilitado durante todo el proceso, después de cada intervención nos desvela la presencia de dolor lumbar inespecífico en algunas personas después de iniciar el estudio, a partir de la segunda, tercera y cuarta fase del estudio, no en sus inicios. Exactamente doce personas manifiestan alguna molestia a nivel lumbar tras las repeticiones. Por ello, se les facilitó a las personas que presentaban dolor inespecífico los respectivos test de valoración del dolor para poder valorar el nivel de molestia y su localización, con el fin de descartar aquellas personas que presentaban incapacidad funcional para la realización de las tareas y definir la muestra con molestias capacitada para continuar con el estudio, siendo la muestra con dolor de la investigación.

Tabla 2. Valoración y resultados de las muestras que presentan dolor

Test	Test	Valoración	Resultado
<i>CDE</i> <i>1ª Fase</i>	<i>EVA</i>	Escala numérica de 0 (no hay dolor) a 10 (máximo dolor)	12 dolor moderado
	<i>Mckenzie</i>	Localización de la zona con dolor	12 zona lumbar
	<i>Descripción</i>	14 categorías que describen dolor 6 ítems describen intensidad	12 molesto
Test	Test	Valoración	Resultado
<i>CDE</i> <i>2ª Fase</i>	<i>EVA</i>	Escala numérica de 0 (no hay dolor) a 10 (máximo dolor)	12 dolor moderado
	<i>Mckenzie</i>	Localización de la zona con dolor	12 zona lumbar
	<i>Descripción</i>	14 categorías que describen dolor 6 ítems describen intensidad	12 molesto
Test	Test	Valoración	Resultado
<i>CDE</i> <i>3ª Fase</i>	<i>EVA</i>	Escala numérica de 0 (no hay dolor) a 10 (máximo dolor)	12 dolor moderado
	<i>Mckenzie</i>	Localización de la zona con dolor	12 zona lumbar
	<i>Descripción</i>	14 categorías que describen dolor 6 ítems describen intensidad	12 molesto
Test	Test	Valoración	Resultado
<i>CDE</i> <i>4ª Fase</i>	<i>EVA</i>	Escala numérica de 0 (no hay dolor) a 10 (máximo dolor)	12 dolor moderado
	<i>Mckenzie</i>	Localización de la zona con dolor	12 zona lumbar
	<i>Descripción</i>	14 categorías que describen dolor 6 ítems describen intensidad	12 molesto

8.2. FUNCIONAL MOVEMENT SCREEN (FMS)

El factor funcional caracteriza la ejecución de cualquier función. Durante la realización de las pruebas funcionales determinamos los efectos del movimiento y de la posición, se pudo detectar la sensibilidad e intolerancia al soportar el peso en pequeños desequilibrios, lo que nos informó incluso de la longitud muscular y del control postural. Detectamos asimetrías en los modelos funcionales únicamente a través de la observación y la cinética. Por lo que consideramos que existen discrepancias entre parámetros de fuerza, actividad muscular y flexibilidad que cuantificaremos más adelante con instrumentos de medidas más específicos.

La valoración nos permitió clasificar el control postural de la muestra en excelentes con una puntuación de 3 puntos, en buenos con una puntuación de 2 puntos, en regular con una puntuación de 1 punto y en malo con una puntuación de 0 puntos. La media nos presenta que la muestra posee un control postural bueno por lo general, diferenciándose nueve personas como excelentes. Observamos que las muestras excelentes tenían estrecha relación con los trabajos inspirados en el pilates, yoga o en el entrenamiento funcional, con amplio bagaje motor.

El test de valoración funcional se realiza en la segunda fase del estudio, antes del trabajo miofascial, y en la cuarta fase, después del trabajo miofascial, pudiendo comparar la mecánica del movimiento antes y después de la intervención de estiramientos, reajustando patrones motores, y observando mejoras de manera inmediata. Las muestras mediante el trabajo miofascial toman conciencia de su cuerpo e interiorizan el movimiento aunque no pueden evitar las aparentes disfunciones, lo que proporciona un feedback de sí mismo en el intento de modificar la postura.

Tabla 3. Valoración y resultado del control postural.

Test	Valoración		Resultado
FMS 2º Fase	5 ejercicios: Nivel 3(control excelente), Nivel 2 (control bueno) y Nivel 1(pérdida de control)		12 Excelente 48 Buenos
FMS 4º Fase	5 ejercicios: Nivel 3(control excelente), Nivel 2 (control bueno) y Nivel 1(pérdida de control)		12 Excelente 48 Buenos

Durante la realización del ejercicio específico de control postural los sujetos no presentan dolor, se presentan molestias después del ejercicio.

8.3. ANÁLISIS DE DATOS KINOVEA

Para el análisis de los datos aportados por el Kinovea hemos dividido el trabajo en el análisis de los isquiotibiales (mediante el ángulo de la rodilla en la posición bípeda y la flexión y extensión), la cadera (ángulo de flexión y extensión) y zona lumbar (ángulo flexión y extensión). Recordar que los puntos de referencia están descritos en el apartado de metodología, en el proceso de intervención (proceso 5°).

8.3.1. Análisis de Datos Kinovea – Isquiotibiales

Para el análisis del ángulo de la rodilla en bipedestación, flexión y extensión hemos obtenido los siguientes resultados ordenados de forma general y, teniendo presente las variables género y dolor:

Tabla 4. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para la musculatura isquiotibial, tanto en postura bípeda (pre-post) como para la flexión y la extensión (pre-post).

		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Postura bipedestación</i>	Pre	60	167	196	178,6481	5,43281	-0,130	0,367
	Post	60	163	191	177,9444	5,57764		
<i>Flexión de tronco</i>	Pre	60	128	200	176,4259	11,07539	0,107	0,107
	Post	60	127	196	177,6111	11,05973		
<i>Extensión de tronco</i>	Pre	60	130	180	162,2593	10,73908	-0,084	0,408
	Post	60	132	181	161,3519	11,90078		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

En la tabla anterior, podemos observar que no existen variaciones significativas ni un gran tamaño del efecto del ángulo de la rodilla, después de la realización del protocolo de intervención para los sujetos de la muestra en general. Por esta razón, se realizó el estudio de estos datos con la distinción de la variable dolor en la siguiente tabla:

Resultados

Tabla 5. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa con dolor y sin dolor, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para la musculatura isquiotibial, ángulo de la rodilla, tanto en postura bípeda (pre-post) como para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Sin dolor</i>	<i>Postura</i>	Pre	48	167	196	178,1364	5,66339	-0,124	0,456
	<i>bipedestación</i>	Post	48	163	191	177,4318	5,679		
	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	48	128	200	176,4091	11,3779	0,050	0,491
		Post	48	127	196	176,9773	11,15533		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	48	130	178	162,0227	10,66289	-0,055	0,612
		Post	48	136	181	161,4318	11,26715		
<i>Con dolor</i>	<i>Postura</i>	Pre	12	176	187	180,9	3,69534	-0,189	0,373
	<i>bipedestación</i>	Post	12	171	187	180,2	4,70933		
	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	12	160	188	176,5	10,18986	0,383	0,012*
		Post	12	159	191	180,4	10,73106		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	12	148	180	163,3	11,5955	-0,198	0,470
		Post	12	171	187	180,2	4,70933		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Observamos que la muestra sin dolor no tiene diferencias estadísticamente significativas, es decir, no se produce ningún cambio. Sin embargo, se produce cambio en la muestra con dolor en la flexión en bipedestación, manifestada mediante una mayor elongación de los isquiotibiales que permite una mayor extensión de la rodilla durante el movimiento.

Tras la comparación de resultados entre los grupos con dolor y sin dolor, hemos realizado la diferencia por género, ya que según la bibliografía aportada en la fundamentación, es uno de los factores determinantes en este tipo de estudios. Dichos valores quedan reflejados en la siguiente tabla:

Tabla 6. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa separada por género, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para la musculatura isquiotibial, ángulo de la rodilla, tanto en postura bípeda (pre-post) como para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Mujeres</i>	<i>Postura</i>	Pre	24	167	196	177,2917	7,03704	-0,089	0,575
	<i>bipedestación</i>	Post	24	169	188	176,6667	5,05334		
	<i>Flexión de</i>	Pre	24	164	200	178,25	8,67906	0,115	0,430
	<i>tronco</i>	Post	24	161	196	179,25	8,45062		
	<i>Extensión de</i>	Pre	24	150	180	164,3333	8,93779	-0,121	0,527
	<i>tronco</i>	Post	24	142	181	163,25	10,56759		
<i>Hombres</i>	<i>Postura</i>	Pre	36	174	185	179,7333	3,45347	-0,222	0,489
	<i>bipedestación</i>	Post	36	163	191	178,9667	5,84562		
	<i>Flexión de</i>	Pre	36	128	188	174,9667	12,6286	0,106	0,131
	<i>tronco</i>	Post	36	127	191	176,3	12,7635		
	<i>Extensión de</i>	Pre	36	130	178	160,6	11,87463	-0,065	0,600
	<i>tronco</i>	Post	36	132	177	159,8333	12,84143		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Los resultados reflejan que no existen diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres en general cuando valoramos el ángulo de la rodilla en las tres posiciones evaluadas. Por tanto, consideramos necesario realizar distinción de variables en función del género y la existencia o no de dolor (tabla 7).

Resultados

Tabla 7. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa separada por género y personas con dolor y sin dolor, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para la musculatura isquiotibial, ángulo de la rodilla, tanto en postura bípeda (pre-post) como para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>	
Mujeres	Sin dolor	Postura bipedestación	Pre	20	167	196	176,4	7,25766	-0,124	0,501
			Post	20	169	188	175,5	4,52479		
		Flexión de tronco	Pre	20	164	200	177,55	9,27631	0,054	0,735
			Post	20	161	196	178,05	8,64185		
		Extensión de tronco	Pre	20	152	178	163,05	7,45848	-0,134	0,617
			Post	20	142	181	162,05	10,66956		
	Con dolor	Postura bipedestación	Pre	4	179	187	181,75	3,77492	0,199	0,215
			Post	4	179	187	182,5	3,41565		
		Flexión de tronco	Pre	4	179	187	181,75	3,59398	0,974	0,047*
			Post	4	180	190	185,25	4,11299		
		Extensión de tronco	Pre	4	150	180	170,75	13,93736	-0,108	0,647
			Post	4	157	178	169,25	8,80814		
Hombres	Sin dolor	Postura bipedestación	Pre	28	174	185	179,5833	3,41247	-0,159	0,692
			Post	28	163	191	179,0417	6,11825		
		Flexión de tronco	Pre	28	128	188	175,4583	12,99491	0,048	0,501
			Post	28	127	189	176,0833	13,00474		
		Extensión de tronco	Pre	28	130	178	161,1667	12,84241	-0,019	0,858
			Post	28	136	176	160,9167	11,94523		
	Con dolor	Postura bipedestación	Pre	8	176	185	180,3333	3,88158	-0,429	0,175
			Post	8	171	185	178,6667	5,08593		
		Flexión de tronco	Pre	8	160	188	173	11,93315	0,649	0,050*
			Post	8	159	191	177,1667	12,87504		
		Extensión de tronco	Pre	8	148	166	158,3333	7,17403	-0,395	0,590
			Post	8	132	177	155,5	16,48939		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

La mujer con dolor y el hombre con dolor presentan diferencias estadísticamente significativas, concretamente, en la flexión en bipedestación. La tendencia de los hombres que presentan dolor es generar mayor rigidez en la musculatura isquiotibial, igualmente sucede con la mujer que presenta dolor, pero el tamaño del efecto no es grande.

8.3.2. Análisis de Datos Kinovea – Cadera

Para el análisis del ángulo de la cadera en flexión y extensión hemos obtenido los siguientes resultados ordenados de forma general y, teniendo presente las variables género y dolor:

Tabla 8. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la cadera (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Flexión de tronco</i>	Pre	60	46	119	75,9444	16,35043	-0,461	0,000*
	Post	60	36	110	68,4074	15,28906		
<i>Extensión de tronco</i>	Pre	60	101	154	123,1296	12,0252	-0,488	0,000*
	Post	60	86	145	117,2593	11,91509		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Después del programa de secuencia de movimientos basados en las líneas fasciales se consigue un mayor rango articular, disminuyendo el ángulo de la cadera en la flexión y extensión para la muestra evaluada.

Tabla 9. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la cadera (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>	
<i>Sin dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	48	46	119	77,1136	16,31409	-0,472	0,000*
		Post	48	36	110	69,4091	15,29602		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	48	101	154	122,4773	11,78191	-0,417	0,007*
		Post	48	86	145	117,5682	12,21208		
<i>Con dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	12	47	107	70,8	16,32857	-0,416	0,001*
		Post	12	40	95	64	15,23884		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	12	109	148	126	13,30831	-0,759	0,005*
		Post	12	103	136	115,9	10,99949		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Al tener presente la variable dolor, en la muestra general, obtenemos los mismos resultados observados en la tabla anterior, es decir, una mayor movilidad en la flexión y extensión al aumentar el rango articular en la cadera tanto en el grupo con dolor como sin dolor. En la tabla siguiente representamos los resultados en función del género.

Obteniendo como resultados que la movilidad articular es mayor después del proceso de intervención tanto en hombres como en mujeres (tabla 10).

Tabla 10. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la cadera (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. ttp.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Mujeres</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	24	46	102	70,9167	15,41292	-0,524	0,000*
		Post	24	36	85	62,8333	12,78473		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	24	101	148	124	12,14048	-0,669	0,001*
		Post	24	86	138	115,875	12,53278		
<i>Hombres</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	36	47	119	79,9667	16,20235	-0,438	0,000*
		Post	36	40	110	72,8667	15,85219		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	36	102	154	122,4333	12,09355	-0,336	0,050*
		Post	36	96	145	118,3667	11,49058		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Resultados

En la siguiente tabla, mostramos los resultados distinguiendo las variables analizadas, género y la existencia o no de dolor (tabla 11).

Tabla 11. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la cadera (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

				<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
Mujeres	Sin dolor	Flexión de tronco	Pre	20	46	102	71,1	16,33498	-0,493	0,000*
			Post	20	36	85	63,05	13,43787		
		Extensión de tronco	Pre	20	101	146	124,2	11,40452	-0,719	0,006*
			Post	20	86	138	116	12,57399		
	Con dolor	Flexión de tronco	Pre	4	63	87	70	11,40175	-0,724	0,018*
			Post	4	54	77	61,75	10,37224		
		Extensión de tronco	Pre	4	111	148	123	17,4547	-0,444	0,038*
			Post	4	104	136	115,25	14,22146		
Hombres	Sin dolor	Flexión de tronco	Pre	28	61	119	82,125	14,81572	-0,501	0,000*
			Post	28	51	110	74,7083	14,9593		
		Extensión de tronco	Pre	28	102	154	121,0417	12,13862	-0,178	0,324
			Post	28	96	145	118,875	12,012		
	Con dolor	Flexión de tronco	Pre	8	47	107	71,3333	20,02665	-0,291	0,031*
			Post	8	40	95	65,5	18,61988		
		Extensión de tronco	Pre	8	109	141	128	11,13553	-1,048	0,045*
			Post	8	103	130	116,3333	9,79115		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

En la tabla anterior podemos observar que la mujer consigue mayor movilidad de la cadera tanto con dolor como sin dolor, en flexión y en extensión del tronco. En cambio el hombre muestra unos resultados distintos, de tal forma que en la flexión y extensión de tronco del hombre que no presenta dolor, no existen resultados estadísticamente significativos. Sin embargo, sí son significativos los resultados obtenidos de la flexión y extensión de tronco del hombre que presenta dolor.

8.3.3. Análisis de Datos Kinovea – Lumbar.

Para el análisis del ángulo de la zona lumbar en flexión y extensión, hemos obtenido los siguientes resultados ordenados de forma general y teniendo presente las variables género y dolor:

Resultados

Tabla 12. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la zona lumbar (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Flexión de tronco</i>	Pre	60	126	179	142,1111	9,06718		
	Post	60	121	178	137,7778	8,77317	-0,478	0,000*
<i>Extensión de tronco</i>	Pre	60	90	177	141,0926	20,14407		
	Post	60	60	175	127,2593	25,0435	-0,687	0,000*

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Existen diferencias significativas tanto en flexión como extensión para la movilidad de la zona lumbar tras la realización del programa de movimientos basados en las línea fascial superficial posterior para la muestra general (tabla 12). A continuación mostramos los resultados para la variable dolor (tabla 13):

Tabla 13. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la zona lumbar (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Sin dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	48	126	179	141,8864	9,21378	
		Post	48	121	178	137,6591	9,37077	-0,459
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	48	90	177	140,2273	20,97048	
		Post	48	60	175	125,3864	26,55947	-0,708
<i>Con dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	12	133	160	143,1	8,78699	
		Post	12	129	146	138,3	5,77446	-0,546
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	12	109	170	144,9	16,3941	
		Post	12	102	156	135,5	15,18223	-0,573

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Encontrado diferencias significativas tanto en flexión como extensión en el grupo que no presenta dolor, en cambio las personas que presentan dolor no hay cambios estadísticamente significativos. Tras éste análisis presentamos los datos de la muestra dividida por género (tabla 14):

Tabla 14. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la zona lumbar (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. típ.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>
<i>Mujeres</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	24	133	160	143,4583	8,64256	-0,492	0,008*
		Post	24	126	160	139,2083	7,37787		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	24	90	167	137,5417	20,01082	-0,752	0,003*
		Post	24	64	174	122,5	24,73863		
<i>Hombres</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	36	126	179	141,0333	9,3973	-0,468	0,000*
		Post	36	121	178	136,6333	9,71839		
	<i>Extensión de tronco</i>	Pre	36	93	177	143,9333	20,13049	-0,639	0,001*
		Post	36	60	175	131,0667	25,04194		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

En la tabla anterior (tabla 14) podemos observar que existen diferencias significativas en la muestra completa, tanto en hombres como en mujeres, al valorar el ángulo de la zona lumbar tanto en flexión como en extensión en bipedestación.

Resultados

Tabla 15. Resultados del estudio descriptivo para la muestra completa, con el nivel de significación y el tamaño del efecto para el ángulo de la zona lumbar (pre-post) para la flexión y la extensión (pre-post).

			<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Media</i>	<i>Desv. tít.</i>	<i>Effect Size</i>	<i>Sig.</i>	
<i>Mujeres</i>	<i>Sin dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	20	133	159	142,55	7,81682	-0,493	0,005*
			Post	20	126	160	138,7	7,82775		
		<i>Extensión de tronco</i>	Pre	20	90	167	138,1	20,75395	-0,836	0,004*
			Post	20	64	174	120,75	25,30836		
	<i>Con dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	4	133	160	148	12,35584	-0,506	0,441
			Post	4	138	146	141,75	4,34933		
		<i>Extensión de tronco</i>	Pre	4	109	148	134,75	18,15443	-0,193	0,465
			Post	4	102	156	131,25	22,64766		
<i>Hombres</i>	<i>Sin dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	28	126	179	141,3333	10,36997	-0,438	0,000*
			Post	28	121	178	136,7917	10,5747		
		<i>Extensión de tronco</i>	Pre	28	93	177	142	21,42733	-0,595	0,007*
			Post	28	60	175	129,25	27,48478		
	<i>Con dolor</i>	<i>Flexión de tronco</i>	Pre	8	134	144	139,8333	3,92003	-0,978	0,187
			Post	8	129	146	136	5,72713		
		<i>Extensión de tronco</i>	Pre	8	132	170	151,6667	12,19289	-1,094	0,095
			Post	8	127	149	138,3333	9,11409		

* $p \leq 0,05$

Effect Size: $\leq 0,30$ leve; $0,30$ a $0,80$ moderado; $>0,80$ fuerte

Tanto en hombres como en mujeres que no presentan dolor se observa un efecto estadísticamente significativo (tabla 15). En cambio, las mujeres y hombres que presentan dolor no muestran ese mismo efecto, no alcanzando una mejora en la movilidad, tanto en flexión como en extensión.

8.4. ANÁLISIS DE DATOS TMG

Analizamos los parámetros seleccionados para nuestro estudio y se obtienen de la TMG: deformación máxima (Dm), tiempo de activación (Td), tiempo de contracción (Tc), de la muestra general y para las variables género dolor, en cada una de las cuatro fases del estudio, para la musculatura isquiotibial superficial (bíceps femoral y semitendinoso) y erectores espinales.

8.4.1. Análisis de la Deformación Máxima (Dm).

8.4.1.1. Deformación máxima de la muestra en general.

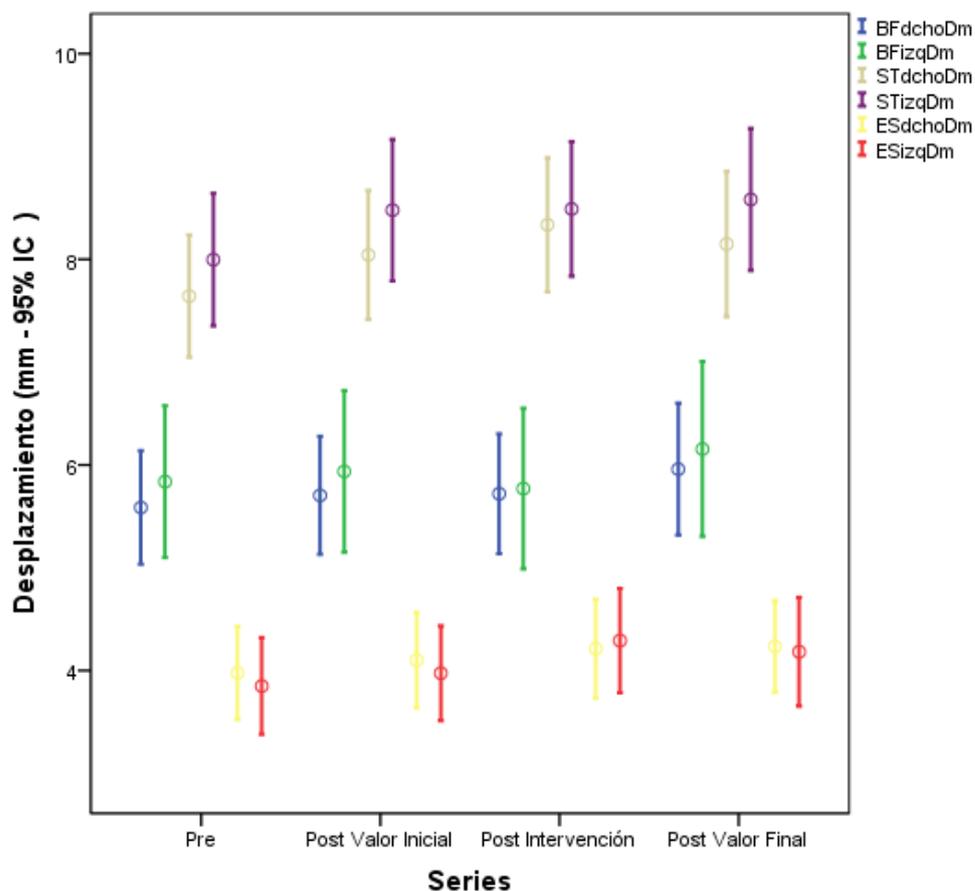


Figura 24. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de la TMG de la deformación máxima de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

En gráfica de la figura 24, podemos observar que los erectores espinales (ES) en cada una

de las valoraciones presentan más rigidez que los bíceps femorales (BF), y a su vez los bíceps femorales presentan más rigidez que los semitendinosos (ST) de ambas piernas. Este comportamiento es similar a lo encontrado para la deformación (Tc y Td).

La musculatura isquiotibial superficial evaluada (BF y ST) tiene más deformación que la musculatura del erector espinal (ES) en todas y cada una de las fases del proceso de intervención. De tal forma que ST oscila en 8 mm de deformación de media para cada una de las pruebas, mientras BF tiene un rango medio entre 5.5 a 6 mm de deformación y, ES entre 3.5 y 4 mm de deformación.

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra general.

8.4.1.2. Deformación máxima diferenciando entre hombres y mujeres.

Al no encontrar nada, pasamos a analizar la variable género para la musculatura analizada y, lo representamos en la siguiente figura:

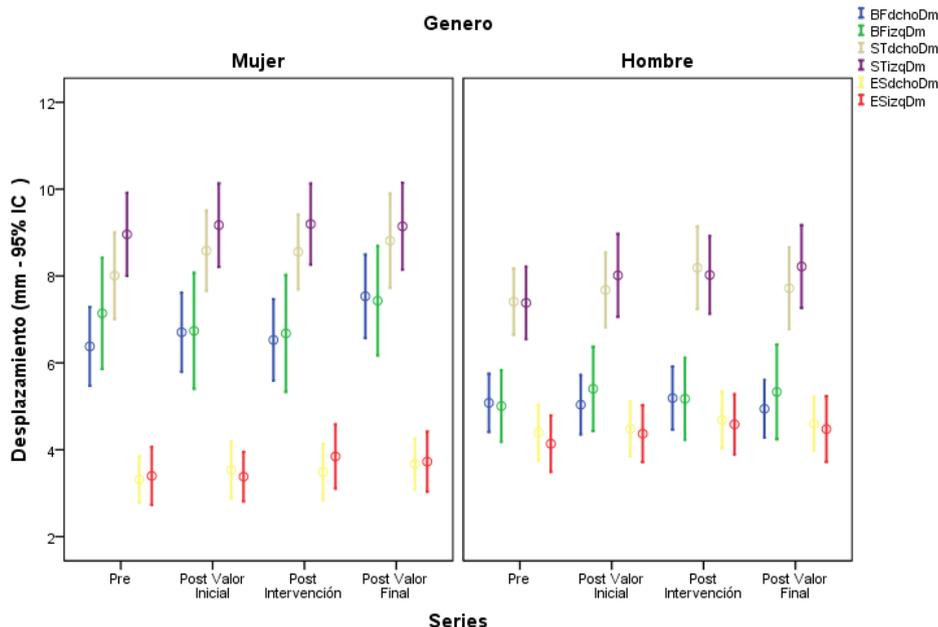


Figura 25. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG de la deformación máxima, diferenciando entre hombres y mujeres, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

En la figura anterior, se observa el mismo comportamiento que en la muestra general es

decir, hay menor deformación, mayor rigidez en el erector espinal, después en el bíceps femoral y el músculo que consigue mayor deformación es el semitendinoso. Pero hay que tener presente que al diferenciar por género, se ve que la mujer presenta más rigidez que el hombre en ambos ES pero menor rigidez que el hombre en BF y ST. Por tanto la mujer posee más rigidez en erectores y el hombre en BF y ST en cada una de las evaluaciones realizadas.

En este sentido, se puede apreciar en la tabla siguiente las diferencias estadísticamente significativas entre género por prueba y músculo para ambas piernas (tabla 16).

Resultados

Tabla 16. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por género, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

<i>Series</i>	<i>Músculo</i>	<i>Genero</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>SEM</i>	<i>Sig.</i>	<i>ES</i>
Pre	BFdchoDm	Mujer	24	6,39	2,06	0,42	0,017	-0,64
		Hombre	36	5,08	2,00	0,33		
	BFizqDm	Mujer	24	6,98	3,01	0,61	0,007	-0,66
		Hombre	36	5,01	2,44	0,41		
	STdchoDm	Mujer	24	8,03	2,27	0,46	0,303	-0,27
		Hombre	36	7,41	2,26	0,38		
	STizqDm	Mujer	24	8,83	2,26	0,46	0,025	-0,64
		Hombre	36	7,38	2,47	0,41		
ESdchoDm	Mujer	23	3,32	1,23	0,26	0,019	0,88	
	Hombre	36	4,40	1,89	0,32			
ESizqDm	Mujer	24	3,30	1,59	0,33	0,082	0,53	
	Hombre	36	4,14	1,92	0,32			
Post Valor Inicial	BFdchoDm	Mujer	24	6,71	2,16	0,44	0,004	-0,77
		Hombre	36	5,04	2,03	0,34		
	BFizqDm	Mujer	24	6,74	3,17	0,65	0,097	-0,42
		Hombre	36	5,40	2,88	0,48		
	STdchoDm	Mujer	24	8,58	2,20	0,45	0,161	-0,41
		Hombre	36	7,68	2,54	0,42		
	STizqDm	Mujer	24	9,17	2,28	0,47	0,101	-0,51
		Hombre	36	8,02	2,83	0,47		
ESdchoDm	Mujer	24	3,53	1,55	0,32	0,044	0,61	
	Hombre	36	4,48	1,87	0,31			
ESizqDm	Mujer	24	3,38	1,35	0,28	0,034	0,73	
	Hombre	36	4,37	1,94	0,32			
Post Intervención	BFdchoDm	Mujer	24	6,74	2,36	0,48	0,011	-0,66
		Hombre	35	5,19	2,12	0,36		
	BFizqDm	Mujer	24	6,85	3,17	0,65	0,034	-0,53
		Hombre	35	5,17	2,75	0,47		
	STdchoDm	Mujer	24	8,61	1,96	0,40	0,531	-0,21
		Hombre	35	8,19	2,78	0,47		
	STizqDm	Mujer	24	9,34	2,23	0,45	0,049	-0,59
		Hombre	35	8,02	2,61	0,44		
ESdchoDm	Mujer	23	3,49	1,49	0,31	0,013	0,80	
	Hombre	35	4,69	1,90	0,32			
ESizqDm	Mujer	24	3,85	1,68	0,34	0,149	0,44	
	Hombre	35	4,58	2,03	0,34			
Post Valor Final	BFdchoDm	Mujer	23	7,33	2,00	0,42	0,000	-1,11
		Hombre	34	5,11	1,90	0,33		
	BFizqDm	Mujer	23	7,02	2,83	0,59	0,041	-0,57
		Hombre	33	5,39	2,89	0,50		
	STdchoDm	Mujer	22	8,74	2,23	0,47	0,166	-0,42
		Hombre	33	7,81	2,52	0,44		
	STizqDm	Mujer	22	9,14	2,14	0,46	0,224	-0,39
		Hombre	33	8,32	2,62	0,46		
ESdchoDm	Mujer	22	3,71	1,21	0,26	0,017	0,84	
	Hombre	34	4,73	1,67	0,29			
ESizqDm	Mujer	21	3,70	1,45	0,32	0,100	0,61	
	Hombre	34	4,59	2,12	0,36			

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por género.

8.4.1.3. Deformación máxima de toda la muestra diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.

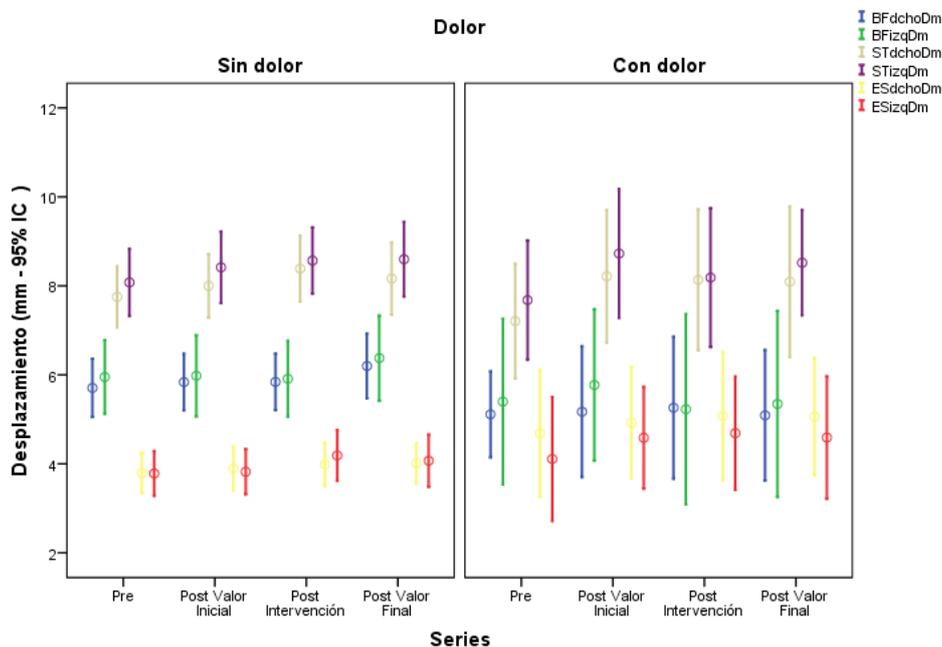


Figura 26. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG de la deformación máxima, diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Cuando comparamos la muestra general en función del dolor, se observa que la muestra es más homogénea y estable cuando no existe dolor, en cambio la respuesta del grupo con dolor muestra una mayor dispersión (figura 26). Se observa mayor rigidez de los bíceps femorales en la muestra con dolor, si bien no es estadísticamente significativa (tabla 17).

Resultados

Tabla 17. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por la existencia o no de dolor, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

<i>Series</i>	<i>Músculo</i>	<i>Genero</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>SEM</i>	<i>Sig.</i>	<i>ES</i>
Pre	BFdchoDm	Sin dolor	48	5,73	2,22	0,32	0,370	-0,28
		Con dolor	12	5,11	1,53	0,44		
	BFizqDm	Sin dolor	48	5,89	2,83	0,41	0,591	-0,18
		Con dolor	12	5,40	2,93	0,85		
	STdchoDm	Sin dolor	48	7,77	2,33	0,34	0,447	-0,24
		Con dolor	12	7,21	2,03	0,59		
	STizqDm	Sin dolor	48	8,03	2,57	0,37	0,664	-0,14
		Con dolor	12	7,68	2,11	0,61		
	ESdchoDm	Sin dolor	47	3,79	1,56	0,23	0,113	0,57
		Con dolor	12	4,69	2,25	0,65		
	ESizqDm	Sin dolor	48	3,73	1,75	0,25	0,521	0,22
		Con dolor	12	4,11	2,19	0,63		
Post Valor Inicial	BFdchoDm	Sin dolor	48	5,84	2,20	0,32	0,358	-0,30
		Con dolor	12	5,17	2,32	0,67		
	BFizqDm	Sin dolor	48	5,98	3,15	0,46	0,835	-0,07
		Con dolor	12	5,77	2,68	0,77		
	STdchoDm	Sin dolor	48	8,00	2,47	0,36	0,787	0,09
		Con dolor	12	8,21	2,35	0,68		
	STizqDm	Sin dolor	48	8,42	2,77	0,40	0,721	0,11
		Con dolor	12	8,73	2,28	0,66		
	ESdchoDm	Sin dolor	48	3,90	1,71	0,25	0,076	0,60
		Con dolor	12	4,92	1,98	0,57		
	ESizqDm	Sin dolor	48	3,82	1,76	0,25	0,187	0,43
		Con dolor	12	4,59	1,81	0,52		
Post Intervención	BFdchoDm	Sin dolor	47	5,96	2,29	0,33	0,356	-0,31
		Con dolor	12	5,26	2,52	0,73		
	BFizqDm	Sin dolor	47	6,02	2,94	0,43	0,422	-0,27
		Con dolor	12	5,23	3,37	0,97		
	STdchoDm	Sin dolor	47	8,42	2,49	0,36	0,726	-0,11
		Con dolor	12	8,13	2,50	0,72		
	STizqDm	Sin dolor	47	8,65	2,56	0,37	0,572	-0,18
		Con dolor	12	8,19	2,46	0,71		
	ESdchoDm	Sin dolor	46	3,99	1,66	0,24	0,068	0,65
		Con dolor	12	5,07	2,27	0,66		
	ESizqDm	Sin dolor	47	4,18	1,90	0,28	0,418	0,27
		Con dolor	12	4,69	2,00	0,58		
Post Valor Final	BFdchoDm	Sin dolor	45	6,21	2,21	0,33	0,176	-0,44
		Con dolor	12	5,23	2,15	0,62		
	BFizqDm	Sin dolor	44	6,22	2,96	0,45	0,445	-0,25
		Con dolor	12	5,47	3,01	0,87		
	STdchoDm	Sin dolor	44	8,20	2,44	0,37	0,894	-0,05
		Con dolor	11	8,09	2,52	0,76		
	STizqDm	Sin dolor	44	8,68	2,61	0,39	0,851	-0,06
		Con dolor	11	8,52	1,77	0,53		
	ESdchoDm	Sin dolor	44	4,16	1,45	0,22	0,118	0,55
		Con dolor	12	4,96	1,91	0,55		
	ESizqDm	Sin dolor	43	4,18	1,93	0,29	0,643	0,15
		Con dolor	12	4,48	1,99	0,58		

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por la existencia o no de dolor.

8.4.2. Análisis de datos del Tiempo de Activación (Td).

8.4.2.1. Tiempo de activación de la muestra en general.

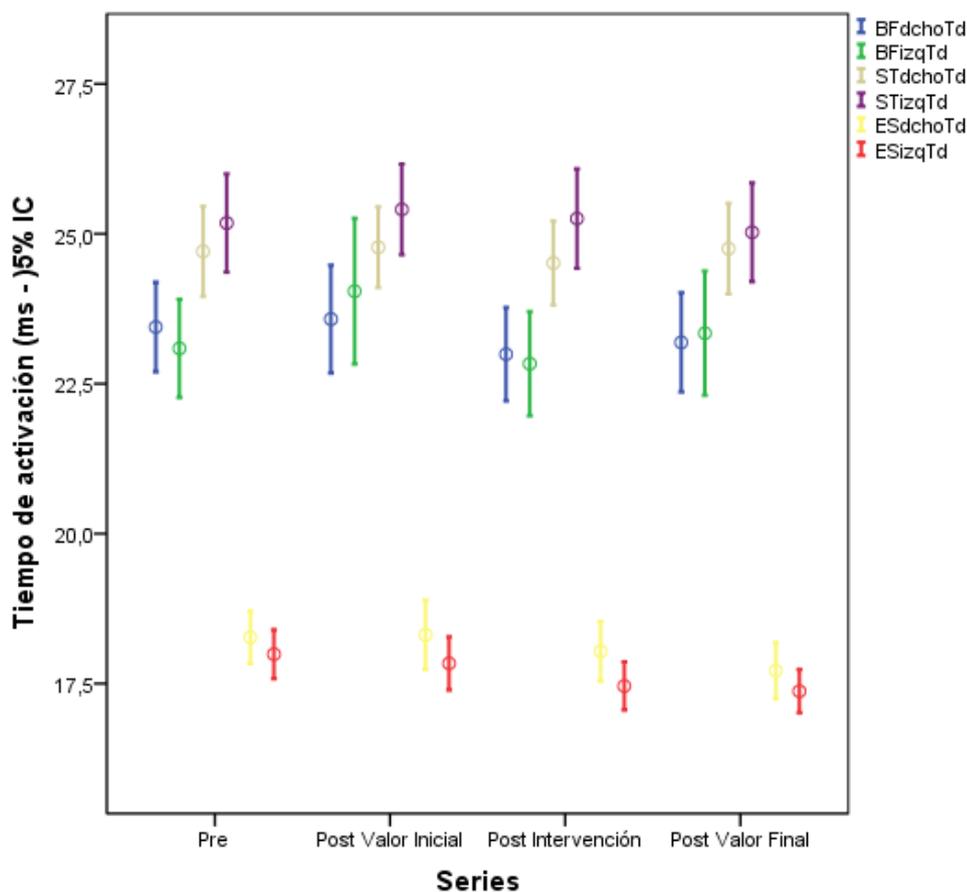


Figura 27. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de la TMG del tiempo de activación de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Se puede observar que ES (rango: 18 – 17,5 ms) de la muestra en general siempre presenta un valor menor que BF (rango: 22 – 24,5 ms) y, sobre todo que ST (23 – 26,5ms). Este comportamiento es similar a lo encontrado para la deformación (Dm y Tc).

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra general.

8.4.2.2. Tiempo de activación diferenciando entre hombres y mujeres.

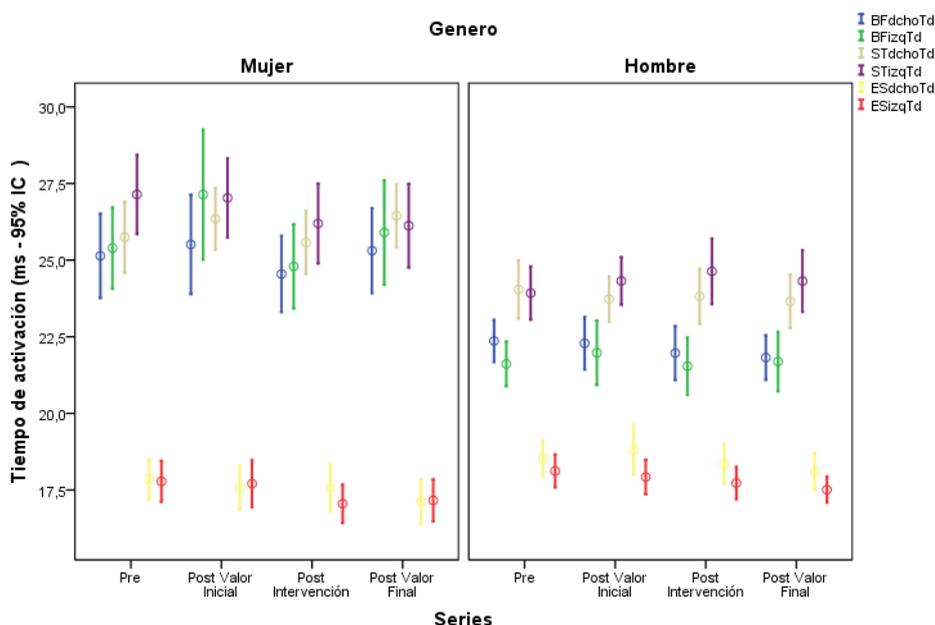


Figura 28. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG del tiempo de activación, diferenciando entre hombres y mujeres, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Aunque se mantiene el mismo comportamiento que en la figura 27 para la muestra general, al dividirla por género, observamos que la diferencia entre la rigidez presentada en ES de la mujer y resto de la musculatura isquiotibial (BF y ST), es mayor que la observada en los hombres. En este sentido, se puede apreciar en la tabla siguiente las diferencias estadísticamente significativas entre género por prueba y músculo para ambas piernas (tabla 18):

Resultados

Tabla 18. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por género, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

<i>Series</i>	<i>Músculo</i>	<i>Genero</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>SEM</i>	<i>Sig.</i>	<i>ES</i>	
Pre	BFdchoTd	Mujer	24	25,39	3,35	0,68	0,000	-0,90	
		Hombre	36	22,36	2,04	0,34			
	BFizqTd	Mujer	24	25,56	3,12	0,64	0,000	-1,27	
		Hombre	36	21,62	2,16	0,36			
	STdchoTd	Mujer	24	25,96	2,83	0,58	0,013	-0,68	
		Hombre	36	24,04	2,83	0,47			
	STizqTd	Mujer	24	27,20	2,94	0,60	0,000	-1,11	
		Hombre	36	23,92	2,57	0,43			
	ESdchoTd	Mujer	23	17,86	1,55	0,32	0,132	0,44	
		Hombre	36	18,54	1,73	0,29			
	ESizqTd	Mujer	24	18,14	2,31	0,47	0,974	-0,01	
		Hombre	36	18,12	1,60	0,27			
	Post Valor Inicial	BFdchoTd	Mujer	24	25,51	3,85	0,79	0,000	-0,84
			Hombre	36	22,29	2,54	0,42		
BFizqTd		Mujer	24	27,14	5,03	1,03	0,000	-1,03	
		Hombre	36	21,98	3,12	0,52			
STdchoTd		Mujer	24	26,35	2,38	0,49	0,000	-1,10	
		Hombre	36	23,73	2,21	0,37			
STizqTd		Mujer	24	27,03	3,06	0,62	0,000	-0,89	
		Hombre	36	24,32	2,30	0,38			
ESdchoTd		Mujer	24	17,58	1,70	0,35	0,037	0,72	
		Hombre	36	18,81	2,45	0,41			
ESizqTd		Mujer	24	17,71	1,82	0,37	0,638	0,12	
		Hombre	36	17,92	1,68	0,28			
Post Intervención		BFdchoTd	Mujer	24	24,77	3,02	0,62	0,000	-0,93
			Hombre	35	21,97	2,57	0,44		
	BFizqTd	Mujer	24	24,93	3,19	0,65	0,000	-1,06	
		Hombre	35	21,54	2,73	0,46			
	STdchoTd	Mujer	24	25,67	2,39	0,49	0,008	-0,77	
		Hombre	35	23,82	2,64	0,45			
	STizqTd	Mujer	24	26,22	2,96	0,60	0,050	-0,54	
		Hombre	35	24,64	3,12	0,53			
	ESdchoTd	Mujer	23	17,56	1,83	0,38	0,123	0,43	
		Hombre	35	18,35	1,89	0,32			
	ESizqTd	Mujer	24	17,02	1,43	0,29	0,078	0,50	
		Hombre	35	17,73	1,54	0,26			
	Post Valor Final	BFdchoTd	Mujer	23	25,47	3,12	0,65	0,000	-1,07
			Hombre	34	22,14	2,22	0,38		
BFizqTd		Mujer	23	25,80	3,68	0,77	0,000	-1,11	
		Hombre	33	21,71	2,56	0,45			
STdchoTd		Mujer	22	26,53	2,31	0,49	0,000	-1,24	
		Hombre	33	23,68	2,33	0,41			
STizqTd		Mujer	22	26,46	3,00	0,64	0,009	-0,70	
		Hombre	33	24,34	2,67	0,47			
ESdchoTd		Mujer	22	17,30	1,74	0,37	0,075	0,47	
		Hombre	34	18,12	1,59	0,27			
ESizqTd		Mujer	21	17,14	1,44	0,31	0,262	0,28	
		Hombre	34	17,54	1,14	0,20			

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por género.

8.4.2.3. *Tiempo de activación de toda la muestra diferenciando, entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.*

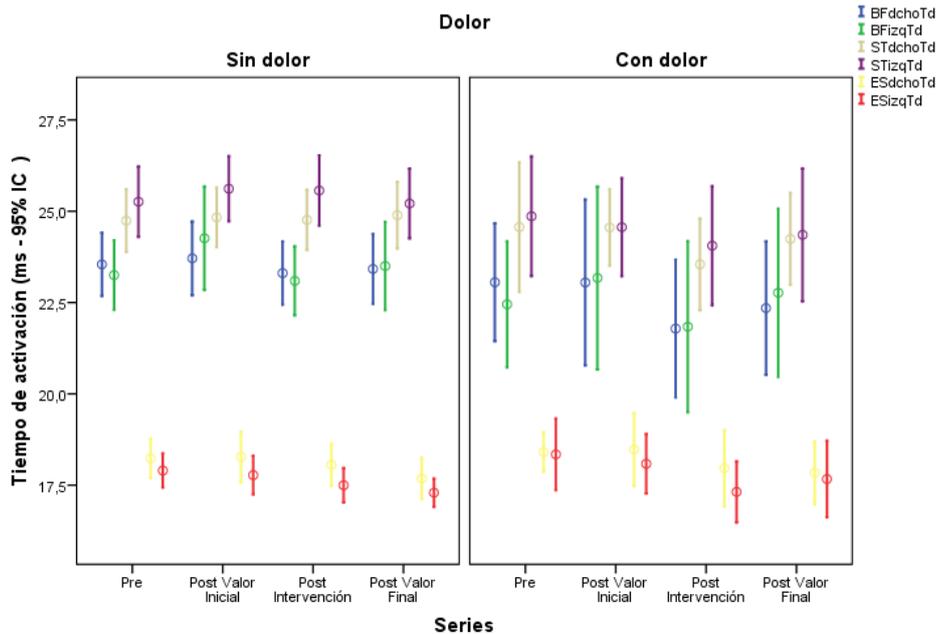


Figura 29. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG del tiempo de activación, diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Al trabajar sobre la variable dolor, encontramos que los resultados tienen el mismo comportamiento que en Dm (figura 26), teniendo un resultado homogéneo en cada prueba y músculo analizado para el grupo sin dolor pero no así para el grupo con dolor, donde hay una mayor dispersión del dato. Aunque en este caso, a diferencia de Dm, la tendencia de comportamiento es similar en ambos grupos por músculo y, no muestran diferencias estadísticamente significativas (tabla 19).

Resultados

Tabla 19. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por la existencia o no de dolor, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

<i>Series</i>	<i>Músculo</i>	<i>Genero</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>SEM</i>	<i>Sig.</i>	<i>ES</i>
Pre	BFdchoTd	Sin dolor	48	23,70	3,13	0,45	0,511	-0,21
		Con dolor	12	23,06	2,55	0,74		
	BFizqTd	Sin dolor	48	23,38	3,33	0,48	0,376	-0,28
		Con dolor	12	22,45	2,72	0,78		
	STdchoTd	Sin dolor	48	24,87	3,03	0,44	0,753	-0,10
		Con dolor	12	24,57	2,80	0,81		
	STizqTd	Sin dolor	48	25,33	3,29	0,47	0,652	-0,14
		Con dolor	12	24,86	2,59	0,75		
	ESdchoTd	Sin dolor	47	18,24	1,84	0,27	0,757	0,09
		Con dolor	12	18,41	0,86	0,25		
	ESizqTd	Sin dolor	48	18,08	1,99	0,29	0,666	0,13
		Con dolor	12	18,34	1,55	0,45		
Post Valor Inicial	BFdchoTd	Sin dolor	48	23,71	3,49	0,50	0,563	-0,19
		Con dolor	12	23,05	3,58	1,03		
	BFizqTd	Sin dolor	48	24,26	4,89	0,71	0,479	-0,22
		Con dolor	12	23,17	3,95	1,14		
	STdchoTd	Sin dolor	48	24,83	2,81	0,40	0,746	-0,10
		Con dolor	12	24,56	1,65	0,48		
	STizqTd	Sin dolor	48	25,62	3,08	0,44	0,268	-0,34
		Con dolor	12	24,56	2,11	0,61		
	ESdchoTd	Sin dolor	48	18,27	2,40	0,35	0,784	0,08
		Con dolor	12	18,47	1,58	0,46		
	ESizqTd	Sin dolor	48	17,77	1,83	0,26	0,580	0,17
		Con dolor	12	18,09	1,29	0,37		
Post Intervención	BFdchoTd	Sin dolor	47	23,45	3,04	0,44	0,095	-0,55
		Con dolor	12	21,79	2,97	0,86		
	BFizqTd	Sin dolor	47	23,20	3,24	0,47	0,213	-0,42
		Con dolor	12	21,84	3,69	1,06		
	STdchoTd	Sin dolor	47	24,83	2,79	0,41	0,140	-0,46
		Con dolor	12	23,55	1,98	0,57		
	STizqTd	Sin dolor	47	25,59	3,21	0,47	0,131	-0,48
		Con dolor	12	24,06	2,57	0,74		
	ESdchoTd	Sin dolor	46	18,06	1,97	0,29	0,875	-0,05
		Con dolor	12	17,96	1,65	0,48		
	ESizqTd	Sin dolor	47	17,47	1,58	0,23	0,757	-0,10
		Con dolor	12	17,32	1,32	0,38		
Post Valor Final	BFdchoTd	Sin dolor	45	23,76	3,15	0,47	0,198	-0,41
		Con dolor	12	22,46	2,63	0,76		
	BFizqTd	Sin dolor	44	23,52	3,77	0,57	0,615	-0,16
		Con dolor	12	22,91	3,31	0,95		
	STdchoTd	Sin dolor	44	24,96	2,87	0,43	0,434	-0,25
		Con dolor	11	24,24	1,88	0,57		
	STizqTd	Sin dolor	44	25,40	3,03	0,46	0,301	-0,35
		Con dolor	11	24,35	2,71	0,82		
	ESdchoTd	Sin dolor	44	17,81	1,80	0,27	0,934	-0,03
		Con dolor	12	17,76	1,25	0,36		
	ESizqTd	Sin dolor	43	17,33	1,20	0,18	0,531	0,22
		Con dolor	12	17,59	1,51	0,44		

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por la existencia o no dolor.

8.4.3. Análisis de datos del Tiempo de Contracción (Tc).

8.4.3.1. Tiempo de contracción de la muestra en general.

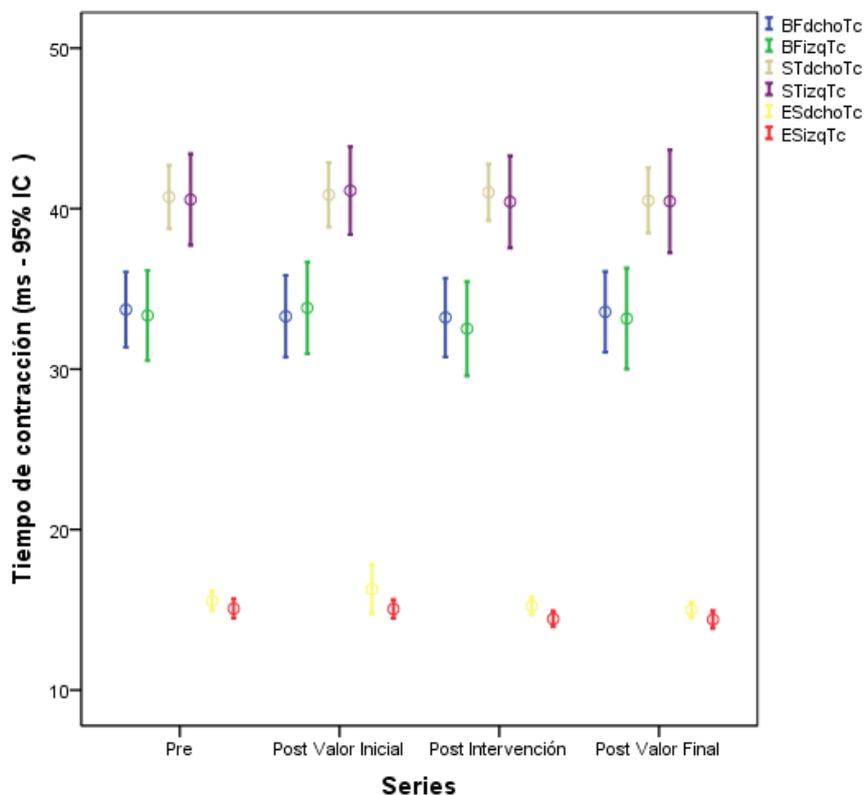


Figura 30. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de la TMG del tiempo de contracción de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Se puede observar que ES (rango: 15,5 – 19,8 ms) de la muestra en general siempre presenta un valor menor que BF (rango: 29,7 – 36,3 ms) y, sobre todo que ST (37,8 – 43,4 ms). Este comportamiento es similar a lo encontrado para la deformación (Dm y Td).

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra general.

8.4.3.2. Tiempo de contracción diferenciando entre hombres y mujeres.

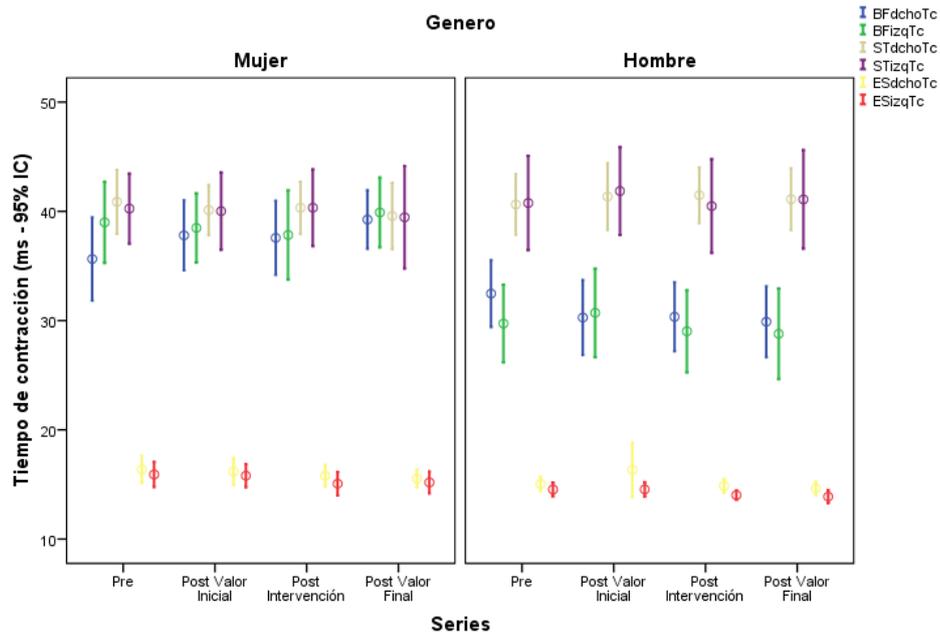


Figura 31. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG del tiempo de contracción, diferenciando entre hombres y mujeres, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Como se puede observar en la gráfica anterior (figura 31), Tc se muestra similar para ES y ST en ambos géneros pero BF si muestra diferencias (tabla 20)

Resultados

Tabla 20. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por género, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

Series	Músculo	Genero	N	Media	SD	SEM	Sig.	ES
Pre	BFdchoTc	Mujer	24	36,07	8,84	1,80	0,134	-0,41
		Hombre	36	32,47	9,06	1,51		
	BFizqTc	Mujer	24	39,56	8,89	1,81	0,000	-1,11
		Hombre	36	29,73	10,55	1,76		
	STdchoTc	Mujer	24	41,12	6,73	1,37	0,811	-0,07
		Hombre	36	40,64	8,22	1,37		
	STizqTc	Mujer	24	40,14	7,31	1,49	0,829	0,09
		Hombre	36	40,76	12,80	2,13		
	ESdchoTc	Mujer	23	16,37	2,84	0,59	0,037	-0,46
		Hombre	36	15,05	1,89	0,31		
	ESizqTc	Mujer	24	16,23	3,07	0,63	0,011	-0,55
		Hombre	36	14,55	1,91	0,32		
Post Valor Inicial	BFdchoTc	Mujer	24	37,80	7,58	1,55	0,003	-0,99
		Hombre	36	30,28	10,14	1,69		
	BFizqTc	Mujer	24	38,48	7,54	1,54	0,007	-1,03
		Hombre	36	30,71	12,02	2,00		
	STdchoTc	Mujer	24	40,12	5,44	1,11	0,550	0,23
		Hombre	36	41,36	9,07	1,51		
	STizqTc	Mujer	24	40,02	8,40	1,71	0,515	0,22
		Hombre	36	41,86	11,91	1,99		
	ESdchoTc	Mujer	24	16,18	2,93	0,60	0,923	0,05
		Hombre	36	16,34	7,32	1,22		
	ESizqTc	Mujer	24	15,80	2,53	0,52	0,034	-0,50
		Hombre	36	14,55	1,95	0,32		
Post Intervención	BFdchoTc	Mujer	24	37,64	7,66	1,56	0,002	-0,95
		Hombre	35	30,35	9,21	1,56		
	BFizqTc	Mujer	24	37,89	9,26	1,89	0,002	-0,96
		Hombre	35	29,02	10,99	1,86		
	STdchoTc	Mujer	24	40,42	5,43	1,11	0,555	0,19
		Hombre	35	41,48	7,42	1,25		
	STizqTc	Mujer	24	40,28	7,96	1,63	0,944	0,03
		Hombre	35	40,49	12,54	2,12		
	ESdchoTc	Mujer	23	15,80	2,28	0,48	0,093	-0,41
		Hombre	35	14,87	1,86	0,31		
	ESizqTc	Mujer	24	15,01	2,45	0,50	0,046	-0,40
		Hombre	35	14,02	1,25	0,21		
Post Valor Final	BFdchoTc	Mujer	23	39,25	5,83	1,22	0,000	-1,43
		Hombre	34	30,95	9,26	1,59		
	BFizqTc	Mujer	23	39,72	7,47	1,56	0,000	-1,40
		Hombre	33	29,29	11,41	1,99		
	STdchoTc	Mujer	22	39,93	6,28	1,34	0,485	0,22
		Hombre	33	41,30	7,52	1,31		
	STizqTc	Mujer	22	39,97	9,70	2,07	0,612	0,16
		Hombre	33	41,54	12,09	2,10		
	ESdchoTc	Mujer	22	15,91	2,22	0,47	0,025	-0,54
		Hombre	34	14,71	1,65	0,28		
	ESizqTc	Mujer	21	15,18	2,10	0,46	0,019	-0,58
		Hombre	34	13,97	1,60	0,27		

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por género.

8.4.3.3. Tiempo de contracción de toda la muestra diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar.

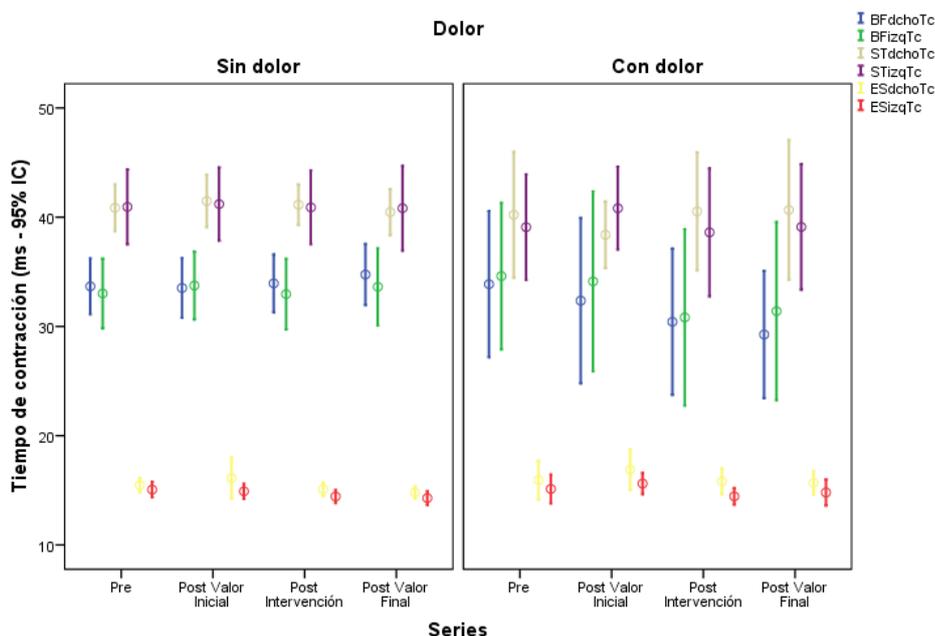


Figura 32. Representación gráfica de los valores medios obtenidos en toda la muestra, durante cuatro fases bien diferenciadas (antes del estudio, después de la valoración inicial, después de la intervención y posterior a la valoración final), a través de TMG del tiempo de contracción, diferenciando entre las personas que padecen dolor lumbar y aquellas no padecen dolor lumbar, de la musculatura: bíceps femoral derecho, bíceps femoral izquierdo, semitendinoso derecho, semitendinoso izquierdo, erector espinal izquierdo y erector espinal derecho.

Al trabajar sobre la variable dolor, encontramos que los resultados tienen el mismo comportamiento que en Dm (figura 26) y Td (figura 29), teniendo un resultado homogéneo en cada prueba y músculo analizado para el grupo sin dolor pero no así para el grupo con dolor, donde hay una mayor dispersión del dato. En este caso, Tc, es más relevante en BF. Al igual que Dm (tabla 17) y Td (tabla 20), no muestran diferencias estadísticamente significativas (tabla 21).

Resultados

Tabla 21. Resultados del estudio estadístico descriptivo para la muestra dividida por la existencia o no de dolor, donde podemos observar el número de cada grupo (N), la media, la desviación estándar (SD), el error típico de la media (SEM), la diferencia estadísticamente significativa (Sig. - ajuste bonferroni $p \leq 0,05$) y el tamaño del efecto (ES – para muestras independientes).

<i>Series</i>	<i>Músculo</i>	<i>Genero</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>SEM</i>	<i>Sig.</i>	<i>ES</i>	
Pre	BFdchoTc	Sin dolor	48	33,92	8,79	1,27	0,986	-0,01	
		Con dolor	12	33,87	10,54	3,04			
	BFizqTc	Sin dolor	48	33,43	11,17	1,61	0,742	0,11	
		Con dolor	12	34,61	10,57	3,05			
	STdchoTc	Sin dolor	48	40,98	7,28	1,05	0,758	-0,11	
		Con dolor	12	40,22	9,09	2,63			
	STizqTc	Sin dolor	48	40,87	11,58	1,67	0,616	-0,15	
		Con dolor	12	39,09	7,60	2,19			
	ESdchoTc	Sin dolor	47	15,47	2,26	0,33	0,546	0,21	
		Con dolor	12	15,94	2,83	0,82			
	ESizqTc	Sin dolor	48	15,25	2,68	0,39	0,880	-0,05	
		Con dolor	12	15,12	2,08	0,60			
	Post Valor Inicial	BFdchoTc	Sin dolor	48	33,52	9,41	1,36	0,718	-0,12
			Con dolor	12	32,36	11,94	3,45		
BFizqTc		Sin dolor	48	33,74	10,70	1,54	0,915	0,04	
		Con dolor	12	34,13	12,95	3,74			
STdchoTc		Sin dolor	48	41,48	8,30	1,20	0,223	-0,37	
		Con dolor	12	38,39	4,80	1,38			
STizqTc		Sin dolor	48	41,20	11,53	1,66	0,912	-0,03	
		Con dolor	12	40,82	5,96	1,72			
ESdchoTc		Sin dolor	48	16,12	6,48	0,94	0,690	0,12	
		Con dolor	12	16,89	2,91	0,84			
ESizqTc		Sin dolor	48	14,91	2,40	0,35	0,338	0,29	
		Con dolor	12	15,62	1,56	0,45			
Post Intervención		BFdchoTc	Sin dolor	47	34,05	8,89	1,30	0,230	-0,41
			Con dolor	12	30,43	10,56	3,05		
	BFizqTc	Sin dolor	47	33,09	10,81	1,58	0,534	-0,21	
		Con dolor	12	30,82	12,70	3,67			
	STdchoTc	Sin dolor	47	41,18	6,20	0,90	0,767	-0,10	
		Con dolor	12	40,53	8,51	2,46			
	STizqTc	Sin dolor	47	40,86	11,25	1,64	0,526	-0,20	
		Con dolor	12	38,61	9,24	2,67			
	ESdchoTc	Sin dolor	46	15,09	2,11	0,31	0,279	0,35	
		Con dolor	12	15,82	1,90	0,55			
	ESizqTc	Sin dolor	47	14,42	2,03	0,30	0,958	0,02	
		Con dolor	12	14,45	1,21	0,35			
	Post Valor Final	BFdchoTc	Sin dolor	45	35,38	8,78	1,31	0,078	-0,58
			Con dolor	12	30,24	8,95	2,58		
BFizqTc		Sin dolor	44	33,93	11,07	1,67	0,651	-0,15	
		Con dolor	12	32,26	11,97	3,45			
STdchoTc		Sin dolor	44	40,77	6,38	0,96	0,965	-0,02	
		Con dolor	11	40,67	9,54	2,88			
STizqTc		Sin dolor	44	41,37	11,72	1,77	0,552	-0,19	
		Con dolor	11	39,11	8,57	2,58			
ESdchoTc		Sin dolor	44	15,02	2,05	0,31	0,248	0,36	
		Con dolor	12	15,77	1,59	0,46			
ESizqTc		Sin dolor	43	14,33	1,93	0,29	0,427	0,26	
		Con dolor	12	14,82	1,72	0,50			

No se encuentran cambios estadísticamente significativos entre pruebas para cada uno de los músculos evaluados para la muestra dividida por la existencia o no dolor.

8.5. ANÁLISIS DE DATOS DE LOS PARÁMETROS TMG EN CADA UNA DE LAS SERIES MUSCULARES.

8.5.1. Análisis de Datos de la Deformación Máxima (Dm) en cada una de las series.

8.5.1.1. Biceps femoral

En la deformación máxima (Dm) separando, la muestra por la variable género y dolor observamos que tanto en BF izquierdo como derecho se comportan igual, donde la tendencia de la muestra en mujeres con dolor, a aumentar el desplazamiento, si bien no es estadísticamente significativo, justo hasta después del trabajo fascial (efecto agudo), pero al repetir el protocolo FMS, vuelve a descender (figura 33).

En las gráficas que ilustran los resultados del hombre con dolor se puede observar que se comporta de manera diferente con respecto a la mujer, la tendencia es a disminuir en el inicio y después del trabajo de fascias aumenta ligeramente. El grupo sin dolor se mantienen estables a lo largo de todo el protocolo. Todos estos resultados vuelven a ser tendencias que no son estadísticamente significativas y, además, el valor del tamaño del efecto no es fuerte (figura 34).

Las mujeres del grupo con dolor, parten de valores que muestran mayor rigidez inicial (menor deformación) y la van perdiendo hasta justo después del trabajo de fascias. El hombre con dolor y sin dolor, sin embargo, parte de los mismos valores y, si bien, el grupo sin dolor mantiene la rigidez, el grupo con dolor aumentan la rigidez (figura 35).

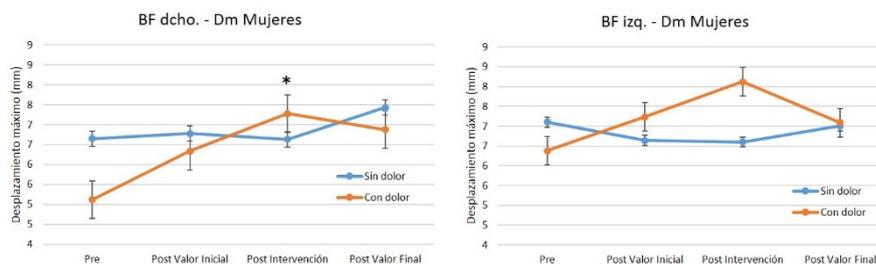


Figura 33. Representación gráfica de la deformación máxima del bíceps (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor. * *Effect Size (d de Cohen) >0.8 respecto al Pre y Grupo sin dolor.*

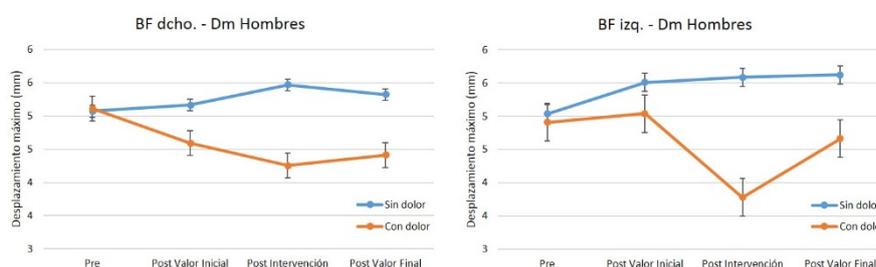


Figura 34. Representación gráfica de la deformación máxima del bíceps (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

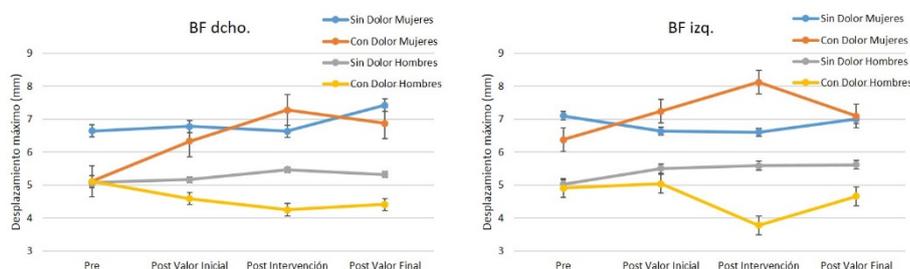


Figura 35. Representación gráfica de la deformación máxima del bíceps (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.1.2. Semitendinoso

La mujer con dolor presenta mayor rigidez inicial y con el protocolo de intervención se sitúa en el mismo valor que las mujeres sin dolor, siendo el cambio en la pierna izquierda fuerte ($>0,8$ delta de cohen) respecto a basal (figura 36). Todos los demás valores no presentan cambios estadísticamente significativos, ni entre pruebas ni entre grupos. El hombre muestra un patrón de comportamiento en las características mecánicas del ST similar, sin ningún cambio significativo entre grupos con dolor y sin dolor, ni entre pruebas para ambas pruebas (figura 37). No hemos encontrados cambios estadísticamente significativos entre pruebas ni entre grupos ni entre género (figura 38).

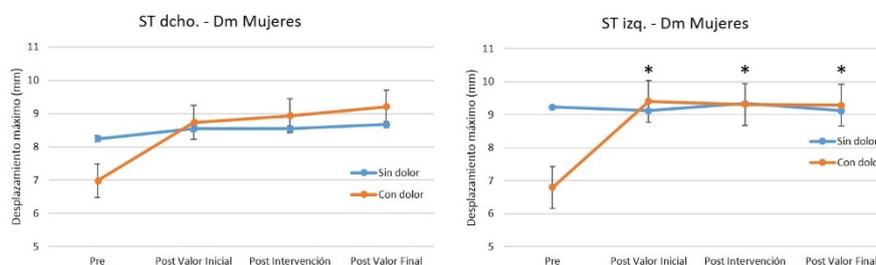


Figura 36. Representación gráfica de la deformación máxima del semitendinoso (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor. * *Effect Size (d de Cohen) >0,8 respecto al Pre y Grupo sin dolor.*

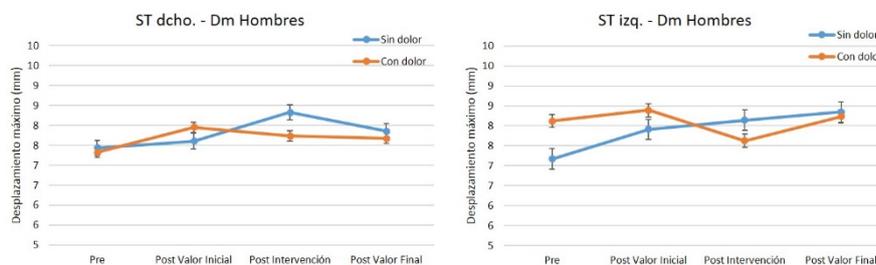


Figura 37. Representación gráfica de la deformación máxima del semitendinoso (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

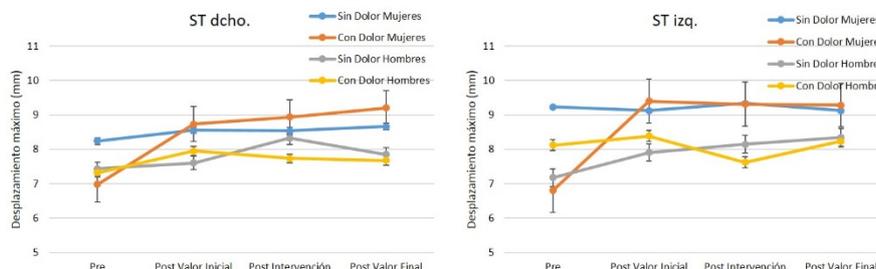


Figura 38. Representación gráfica de la deformación máxima del semitendinoso (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.1.3. Erectores espinales

En la comparativa entre grupo con dolor y grupo sin dolor en ES podemos ver que nos hay cambios estadísticamente significativos entre pruebas, ni entre grupos durante todo el protocolo para el grupo de mujeres (figura 39). En cambio en los hombres (figura 40) se puede observar que el grupo con dolor presenta una tendencia a mantener una mayor deformación que el grupo sin dolor, pero no es una diferencia estadísticamente significativa. Al enfrentar los valores de ambos géneros podemos apreciar que los valores del hombre son superiores, respecto a los de la mujer, pero no estadísticamente significativos (figura 41)

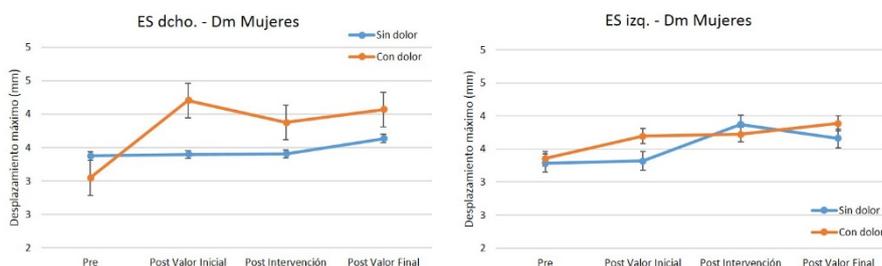


Figura 39. Representación gráfica de la deformación máxima de erectores espinales (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor.

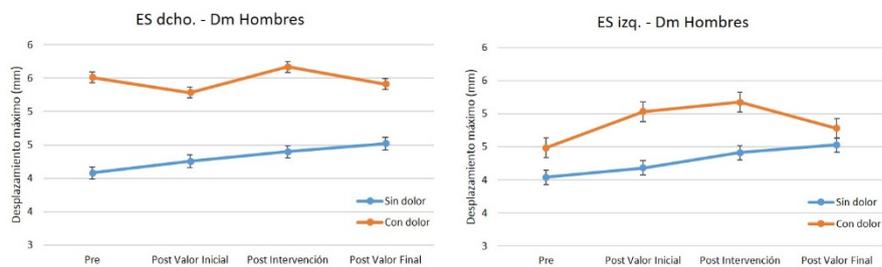


Figura 40. Representación gráfica de la deformación máxima de erectores espinales (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

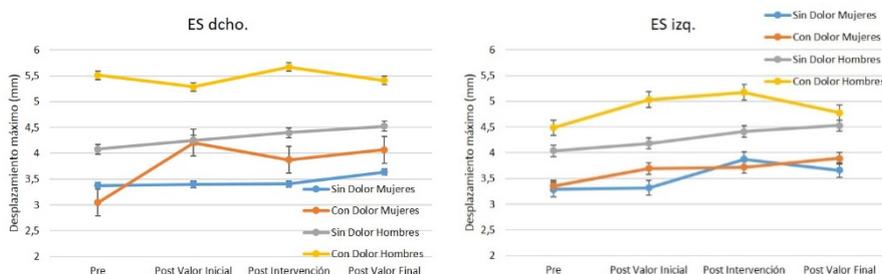


Figura 41. Representación gráfica de la deformación máxima de erectores espinales, (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.2 Tiempo de activación o respuesta (Td) en cada una de las series.

8.5.2.1. Bíceps femoral

El comportamiento es diferente entre hombres y mujeres con dolor. En la mujer con dolor la tendencia es aumentar el tiempo de activación (Td) en la primera valoración de control postural y que posteriormente disminuya con el trabajo de fascias (figura 42). En cambio el hombre con dolor tiende a descender durante el protocolo, hasta después del trabajo fascial y al final, volver a subir (figura 43). Por otro lado, el grupo de hombres y mujeres sin dolor presentan un comportamiento más estable durante el protocolo (figura 44). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen).

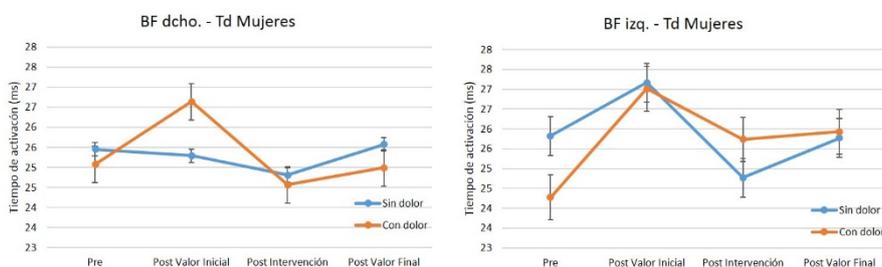


Figura 42. Representación gráfica del tiempo de activación del bíceps (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor.

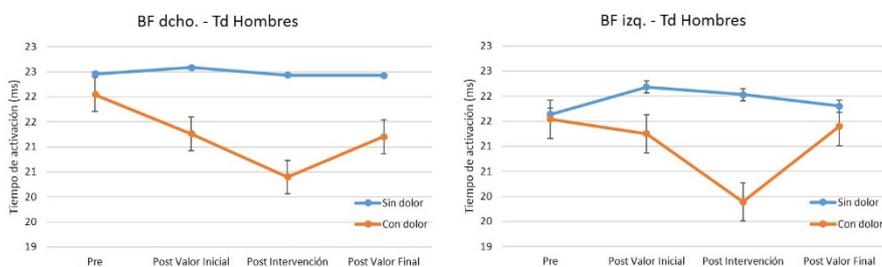


Figura 43. Representación gráfica del tiempo de activación del bíceps (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

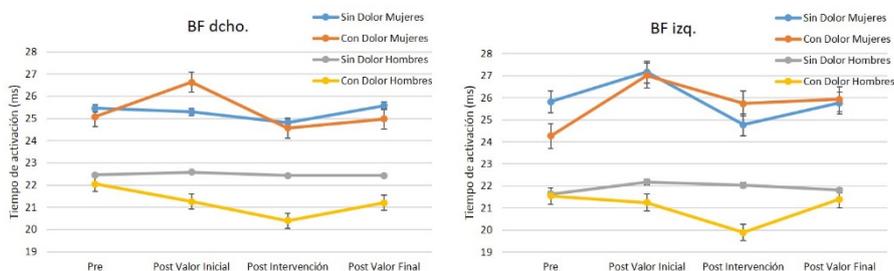


Figura 44. Representación gráfica del tiempo de activación del bíceps (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.2.2. Semitendinoso

La mujer con dolor muestra un valor de Td menor que la mujer sin dolor, teniendo un aumento de la activación como efecto agudo del protocolo de movimientos basados en la línea fascial superficial posterior (figura 45). Los hombres con dolor tienen la misma tendencia de comportamiento que el grupo con dolor de las mujeres (figura 46). Por otro lado, los grupos sin dolor en hombres y mujeres tienen variaciones mínimas durante las mediciones realizadas durante todo el protocolo (figura 47). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen).

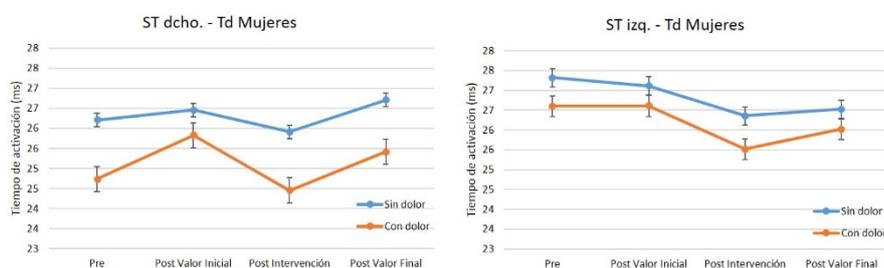


Figura 45. Representación gráfica del tiempo de activación del bíceps (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor.

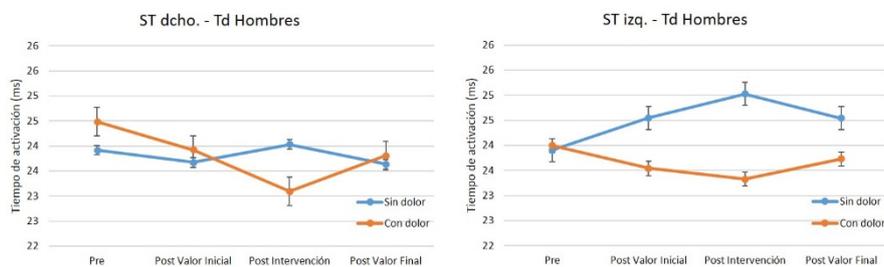


Figura 46. Representación gráfica del tiempo de activación del semitendinoso (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

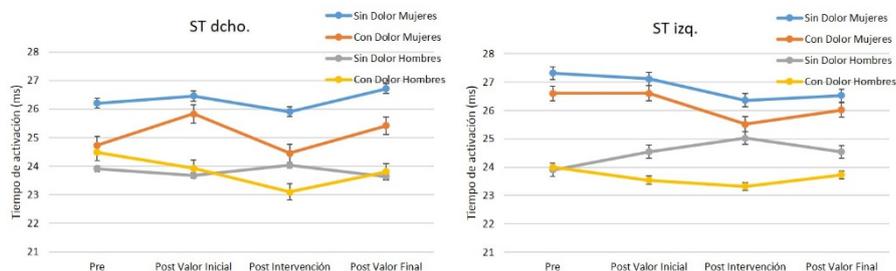


Figura 47. Representación gráfica del tiempo de activación del semitendinoso (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.2.3. Erectores espinales

Si bien la tendencia de los valores en ambos grupos (hombres y mujeres), como en la subdivisión en función de la existencia de dolor o no dolor, es a descender a lo largo de todo el protocolo de intervención. Estas tendencias no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto (delta de cohen) sobre el registro basal (ilustraciones 48 y 49). El Hombre presenta unos valores de Td más altos respecto a la mujer, sobre todo en pierna derecha (figura 50). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen).

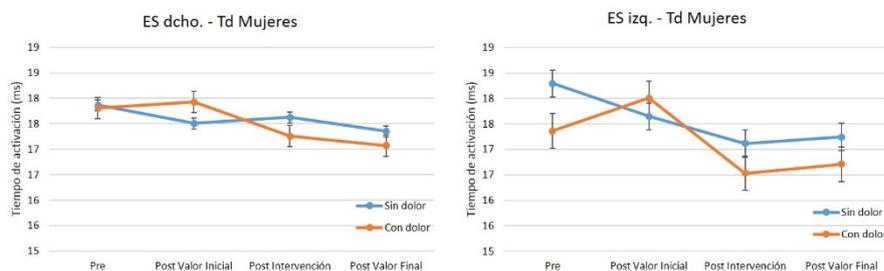


Figura 48. Representación gráfica del tiempo de activación de erectores espinales (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

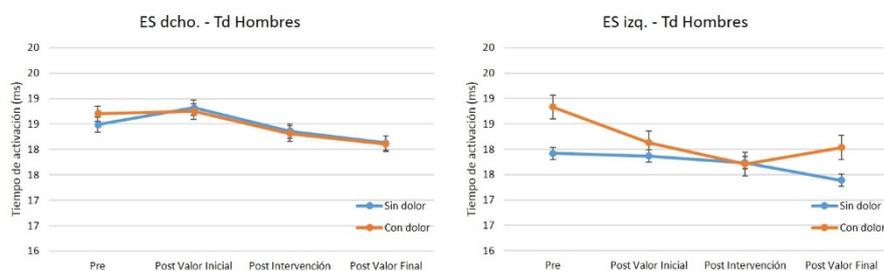


Figura 49. Representación gráfica del tiempo de activación de erectores espinales (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

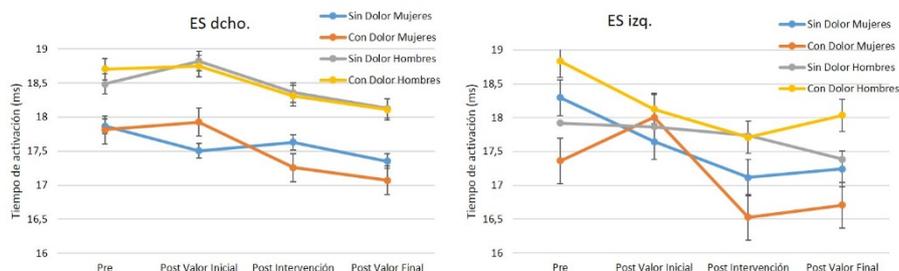


Figura 50. Representación gráfica del tiempo de activación de erectores espinales (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.3. Análisis de Datos del Tiempo de contracción (Tc) en cada una de las series.

8.5.3.1. Bíceps femoral

El grupo de mujeres sin dolor se mantienen sin cambios reseñables durante el protocolo y, justamente después de la última valoración de FMS experimenta una subida en los valores de Tc, contrario a lo que pasa con el grupo con dolor (figura 51). Esta tendencia, respecto a basal, se muestra con un tamaño del efecto fuerte ($>0,80$) en pierna derecha tras el último FMS del protocolo y, en pierna izquierda después del protocolo de movimientos basado en la línea fascial posterior. En los hombres encontramos que el comportamiento del grupo con dolor es diferente al de las mujeres, produciéndose un descenso de los valores de Tc y, donde se aprecia que hay un tamaño del efecto fuerte ($>0,80$) en pierna derecha e izquierda, como respuesta aguda al trabajo de la línea superficial posterior de las fascias (figura 52). Podemos observar en la figura 53, que Tc tanto para BF derecho como izquierdo, es menor en el hombre que en la mujer en función de la existencia o no de dolor (figura 53). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas.

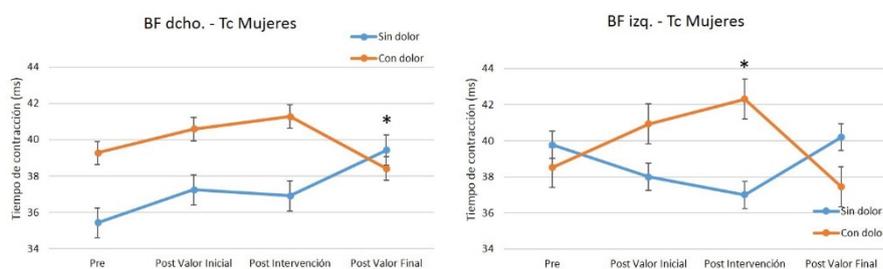


Figura 51. Representación gráfica del tiempo de contracción del bíceps (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor. * *Effect Size (d de Cohen) >0.8 respecto al Pre y Grupo sin dolor.*

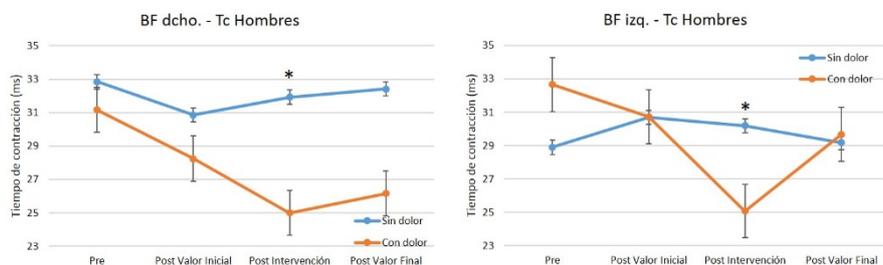


Figura 52. Representación gráfica del tiempo de contracción del bíceps (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor. * *Effect Size (d de Cohen) >0.8 respecto al Pre y Grupo sin dolor.*

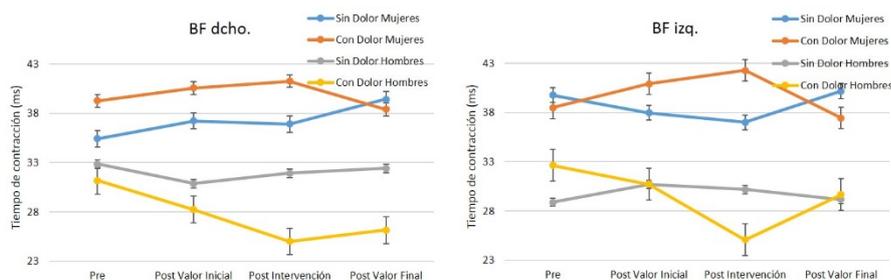


Figura 53. Representación gráfica del tiempo de contracción del bíceps (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.3.2. Semitendinoso

El semitendinoso derecho e izquierdo de la mujer con dolor presenta un valor de media menor de Tc que el grupo sin dolor, si bien después del protocolo basado en la línea fascial superficial posterior tienden a igualarse en ambas piernas (figura 54). El comportamiento de Tc para el semitendinoso es diferente para ambas piernas, produciéndose un descenso importante (no estadísticamente significativo) después del trabajo fascial (figura 55). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen).

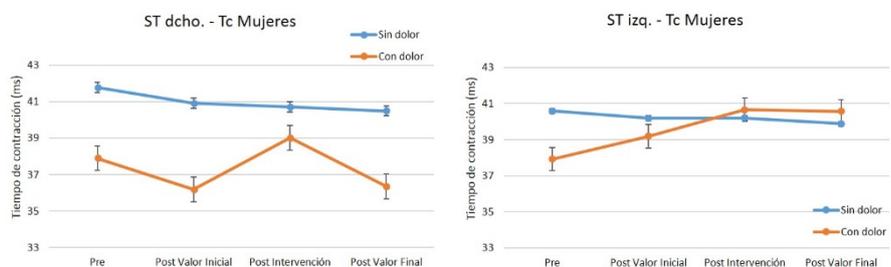


Figura 54. Representación gráfica del tiempo de contracción del semitendinoso (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor.

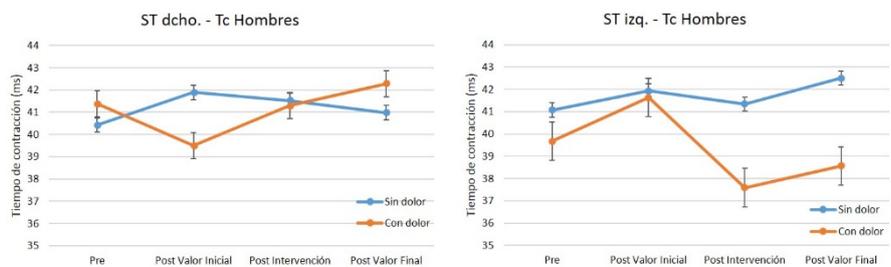


Figura 55. Representación gráfica del tiempo de contracción del semitendinoso (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

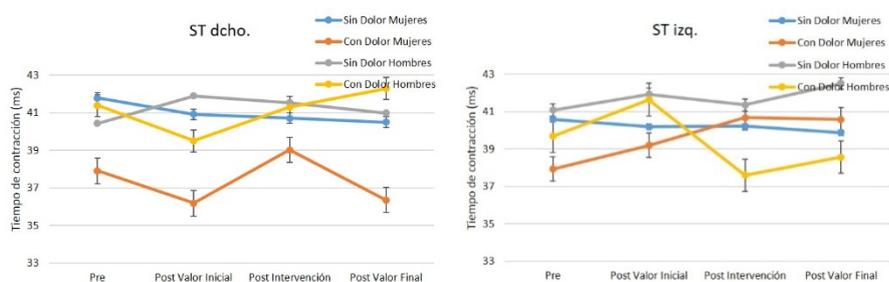


Figura 56. Representación gráfica del tiempo de contracción del semitendinoso (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

8.5.3.3. Erectores espinales

No existen grandes variaciones ni por género ni por dolor, pero hay una tendencia a descender con el protocolo de intervención en ambos géneros y en ambos grupos en función de la existencia de dolor o no. Otra tendencia observable es que los valores de Tc en ambos sexo para el grupo con dolor en ambas piernas es superior al del grupo de personas sin dolor (figuras 57 y 58). Todos estos cambios son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen).

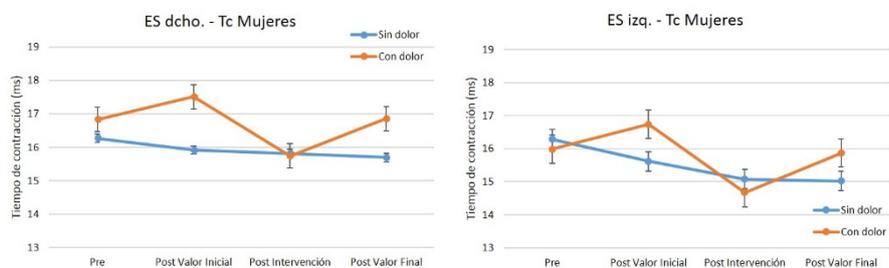


Figura 57. Representación gráfica del tiempo de contracción de erectores espinales (izquierdo y derecho) de la mujer con dolor y sin dolor.

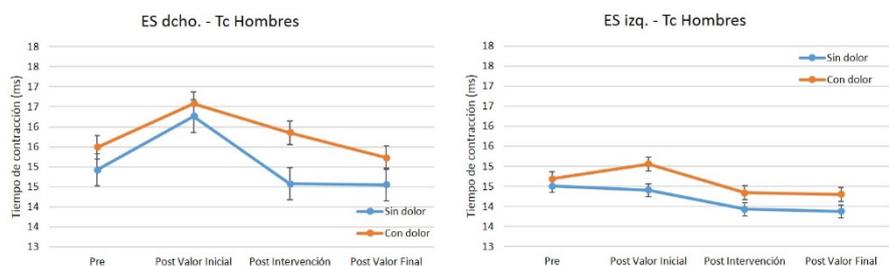


Figura 58. Representación gráfica del tiempo de activación de los erectores espinales (izquierdo y derecho) del hombre con dolor y sin dolor.

Resultados

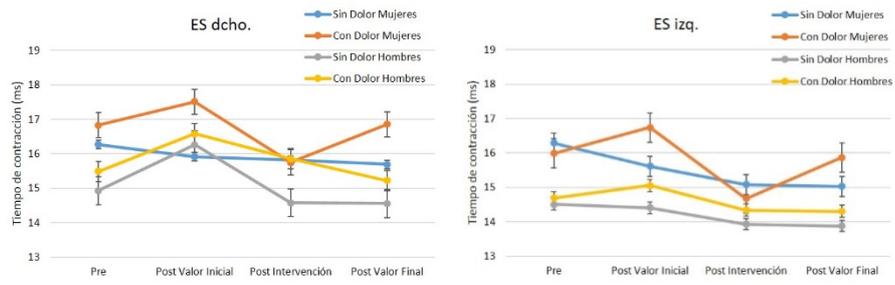


Figura 59. Representación gráfica del tiempo de contracción del erectores espinales (izquierdo y derecho) de ambos géneros con dolor y sin dolor.

DISCUSIÓN

9. DISCUSIÓN.

Los test de valoración inicial nos ayudaron a caracterizar la muestra y los instrumentos de evaluación facilitaron los resultados que interpretamos en función de la muestra de nuestro estudio, entendiendo las limitaciones del estudio y que expondremos en el apartado siguiente. La muestra está compuesta por personas sanas, activas, sin ningún tipo de patología ni dolencia, con un control postural bueno, aptas para la práctica de actividad física y deportiva, respetando los criterios de inclusión y exclusión del estudio (tabla 1). Teniendo siempre presente que el objetivo principal es evaluar el estado de la musculatura isquiotibial superficial (Bíceps Femoral y Semitendinoso) y, de la musculatura lumbar (Erectores Espinales) con el fin de investigar la posible relación que existe con la aparición de dolor lumbar inespecífico y cómo responde al protocolo de movimientos basados en la línea fascial superficial posterior, de forma aguda, por parte de la musculatura involucrada en el estudio. Así como su repercusión en la postura y la movilidad de la zona lumbar en función de la presencia o no de dolor lumbar inespecífico.

El objetivo de este estudio no es diagnóstico y se aleja de la idea de patología, por eso en todo momento nos centramos en personas sanas que son activos (n=43) o muy activos (n=17), que suman en el test del SF12 30 puntos, o lo que es lo mismo, *buen estado de salud*. Consiguen una puntuación mínima de 112 en el test GHQ28, que equivale a un *nivel de salud óptimo* y, que alcanzaron la *puntuación mínima (0-9) de limitación funcional* en el IDO y, el Par-Q los define como *aptos para hacer actividad física*. Con estos resultados iniciales nos aseguramos que las características de la muestra sea homogénea, tal y como propone Cleland (2006).

Al presentar la escala EVA, su validez y fiabilidad la podemos encontrar en el trabajo de Yacut et al (2003), durante toda la prueba nos asegurábamos que las personas de nuestra muestra se encontraban en disposición de ejecutar el protocolo de intervención cumpliendo todos y cada uno de los criterios de inclusión. Este proceso siempre se realizó por otra persona diferente al que ejecutaba los ejercicios del FMS y del protocolo de trabajo basado en las fascias, así como el registro de los parámetros de TMG. El objetivo es no influenciar en los resultados de las evaluaciones y, seguir con la garantía del diseño ciego.

Las personas que mostraron dolor (tabla 2), enunciaron un grado moderado (escala EVA), situado en la zona lumbar y descrito como molesto (Test de McKenzie). El número de personas con dolor fue reducido (n=12) y, gracias al cribado anterior, a través de los test iniciales de valoración (tabla 1), podemos asegurar que la muestra cumple con las características necesarias para entrar y continuar en el estudio (figura 2). Este diseño basado en una muestra aleatoria nos marca un diseño que intenta describir la realidad del profesional de la actividad física, al que le llegan personas con dolor lumbar inespecífico, es decir, molestias que no tienen una limitación funcional.

Utilizar el Funcional Movement Screen (FMS) como test de valoración funcional integral, responde a la necesidad de comprobar la primera hipótesis de nuestro estudio, de tal forma que al plantear un diseño que involucre movimientos que comprometan la estabilidad y, en este sentido el test FMS diseñado por Cook et al (2006). Los resultados obtenidos por parte de los sujetos de nuestra muestra reflejan unos valores, tanto en la 1ª fase (12 excelentes y 48 buenos) como en la 2ª (12 excelentes y 48 buenos), que nos permite afirmar que la mecánica de movimiento antes (pre) y después (post) de la intervención con movimientos basados en la línea fascial superficial posterior no afecta a dichos patrones de movimiento y, el dolor que mostraron doce (12) de las personas de nuestro estudio no les limitó la funcionalidad (tabla 3), aunque ese dolor tipo molestia continuó hasta el final de protocolo. En la actualidad, encontramos en la bibliografía especializada muchas aplicaciones del FMS a distintas poblaciones (Li et al., 2015; Lloyd et al., 2015) y, sobre todo, estudios que intentan comprobar su reproducibilidad (Teyhen et al., 2012; Schutz et al., 2014; Moran et al., 2015) y, como acción clara enuncian que el efecto aprendizaje del proceso de test y retest podría influir en los resultados. En nuestro caso al ser los mismo resultados los que se obtuvieron antes y después del proceso, podemos decir que para los sujetos de nuestra muestra este factor aprendizaje no ha influido en los resultados finales.

Por tanto, en base a los resultados obtenidos para nuestra muestra en el test FMS, no se ha cumplido la primera hipótesis planteada: La causa fundamental de muchos dolores no patológicos a nivel lumbar, dolor lumbar inespecífico, se produce por compensaciones que establecen un mal hábito y/o modifican los patrones de movimiento creando adaptaciones en busca de la estabilidad.

El Kinovea lo utilizamos en el estudio para establecer el nivel ejecución de los patrones de movimiento de las personas, un análisis cualitativo del movimiento mediante el registro video gráfico y el tratamiento de la imagen mediante el estudio fotogramétrico de los ángulos de rodilla, cadera y zona lumbar durante la posición estática en bipedestación y los movimientos de flexión y extensión en bipedestación. El programa normalmente lo encontramos para analizar movimientos técnicos o más complejos (Attig, 1987; Angulo-Kinzler et al., 1994-2001; Bemiller, 2000; García-Fogeda et al., 2005) y, no hemos podido encontrar en nuestra búsqueda algún estudio que se haya centrado en la valoración de los movimientos de nuestro estudio. Para poder calcular dichos ángulos fijamos los puntos de observación siguiendo las recomendaciones de Taboadela (2007) y Angulo Carrete et al. (2011).

Los resultados obtenidos para nuestra muestra, en el análisis del ángulo de la rodilla en bipedestación, flexión y extensión, reflejan que a nivel de la muestra general que no existen variaciones estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto destacable (tabla 4). Al introducir la variable dolor (tabla 5) podemos observar que solamente el grupo con dolor consigue un aumento de rango articular mayor durante la flexión en bipedestación (pre: $176,5 \pm 10,18$ vs post: $180,4 \pm 10,73$; $p=0,012$), manifestada mediante una mayor elongación de los isquiotibiales que permite una mayor extensión de la rodilla durante el movimiento. En cambio la variable género no influye en los resultados obtenidos en la muestra general. Pero al observar en la tabla 7, donde se comparan variable género y dolor, puede ver que el resultado en mujeres y hombres con dolor en la flexión de tronco si es estadísticamente significativa para la flexión en bipedestación.

A la luz de estos resultados podemos decir que el protocolo de movimientos basados en la línea fascial superficial posterior mejora la extensión de la rodilla en sujetos que presentan dolor, pero sólo en el movimiento de flexión y no en la extensión y en la postura estática en bipedestación. Estos resultados concuerdan con los resultados para muestras diferentes, métodos de valoración diferente pero que introducían trabajo de estiramientos antes de la prueba (Cornbleet y Woolsey, 1996; Congdon et al, 2005). En este sentido, Stecco et al (2015) nos dicen que la integración de todos los principios miofasciales, donde se busca un movimiento fluido de los miembros pero a su vez controlado que trabaje en varias dimensiones y que facilite cambios de ángulo de las articulaciones, que permita una hidratación del tejido y regeneración del mismo, consigue

una mayor elongación del músculo y, por tanto, una eliminación de la posible restricción de movimientos como el que hemos planteado en el protocolo de intervención para la evaluación de los resultados: la flexión y la extensión en bipedestación.

En análisis del ángulo de la cadera en flexión y extensión hemos obtenido unos datos diferentes a los anteriores y que pueden responder al éxito de los movimientos basados en la línea fascial superficial posterior. A la luz de los resultados podemos afirmar que el trabajo planteado consiguió mejoras en la muestra en general, tanto en flexión ($p=0,000$; $ES=-0,461$) como en extensión ($p=0,000$; $ES=-0,488$) del tronco centrado la evaluación en la cadera (tabla 8). En este sentido, la variable dolor no ha influido, ya que todos los grupos han conseguido cambios estadísticamente significativos (tabla 9). Al igual que la variable género (tabla 10). Reforzando la idea planteada por Stecco et al (2015) y, lo que ya comentó Santoja, et al. (1995), cuando enunciaba que toda evaluación de la pelvis debemos tener presente el efecto de la musculatura isquiotibial. Al cruzar las variables género y dolor, podemos observar en la tabla 11 que los resultados son estadísticamente significativos para las mujeres en ambos grupos con dolor y sin dolor pero no así en hombres en el grupo sin dolor, donde la extensión de tronco no alcanza valores significativos. Este dato contradictorio, podría explicarse gracias a las aportaciones de Santoja y Gonzalez Moro, (1995) que nos dicen que el acortamiento de la musculatura isquiotibial es de gran frecuencia, sobre todo en el sexo masculino.

Cuando analizamos la zona lumbar podemos observar que los resultados de la tabla 13, nos demuestran que los sujetos con dolor tienen una mayor rigidez o menor rango angular después de realizar el trabajo basado en los movimientos miofasciales, no alcanzando diferencias estadísticamente significativa tanto para la flexión como la extensión en bipedestación y, en cambio si alcanzan diferencias estadísticamente significativa en el grupo sin dolor (flexión: $p=0,000$; $ES=-0,459$ y extensión: $p=0,000$; $ES=-0,708$). Por otro lado, la variable género si presenta diferencias estadísticamente significativos en todos los casos (tabla 14) y, al cruzar las variables género y dolor (tabla 15) se puede ver que las diferencias tanto en hombres como en mujeres en el grupo sin dolor son estadísticamente significativas pero no en los grupos con dolor para ambos sexos. Reforzando la idea que la variable dolor produce grandes restricciones de movimiento o rigidez muscular (Cholewicki y McGill, 1996; Silva y Gómez-Conesa, 2008).

Los resultados obtenidos tras el análisis de los parámetros obtenidos mediante la Tensiomiografía (TMG) y, específicamente en los parámetros deformación máxima (Dm), tiempo de activación (Td), tiempo de contracción (Tc), de la muestra general y para las variables género dolor, en cada una de las cuatro fases del estudio, para la musculatura isquiotibial superficial (Bíceps Femoral - BF y Semitendinoso - ST) y Erectores Espinales (EE). Muestran que para los tres parámetros EE, BF y ST tienen respuestas diferentes (Rodríguez-Matoso et al. 2010; 2012a) y sus valores varían por cada grupo muscular en función de su composición (tipo de fibra) y el estado de activación o fatiga (Dahmane et al., 2005; Rodríguez-Ruiz et al., 2012a).

Cuando analizamos los parámetros en la muestra general, podemos observar que se encuentran valores que no tienen diferencias estadísticamente significativas entre fases del protocolo de intervención pero sí entre los valores obtenidos por la musculatura para los tres parámetros (Dm - Figura 24 -, Td – Figura 27 - y Tc - Figura 30 -). En cambio, al profundizar en el análisis de las variables, podemos observar que la variable género sí encuentra diferencias estadísticamente significativa en algunos de los parámetros (Dm - Tabla 16 -, Td – Tabla 19 - y Tc - Tabla 21 -) pero no así cuando se compara la variable dolor (Dm - Tabla 17 -, Td – Tabla 20 - y Tc - Tabla 22 -). El único trabajo que relaciona dolor y TMG es el estudio de Hunter et al. (2012) y, en su caso al provocar un daño muscular y trabajar sobre el flexor del codo no podemos tenerlo de referencia para compararlo. Pero sí hay trabajos que se centran en las diferencias de género y, si bien se tratan sobre deportistas de élite (Rodríguez et al., 2012; 2014) que demuestran las diferencias entre género para la musculatura flexora y extensora de la rodilla.

En el análisis de los parámetros de TMG en cada una de las series, por músculo y pierna se puede observar que los cambios que se obtienen son tendencias que no muestran diferencias estadísticamente significativas ni un tamaño del efecto sobre el registro basal (delta de cohen). Que nos lleva enunciar que la TMG presenta un comportamiento distinto en función de la existencia de dolor o no dolor y, que debido al diseño del estudio con una muestra aleatoria debería ser replicado con muestras específicas que aseguren un número de sujetos con dolor que nos permita comparar los resultados.

Por otro lado, los datos obtenidos sólo muestran un delta de cohen con valor $<0,8$ (tendencia fuerte) y, por tanto, extrapolable para poder ver el efecto de los movimientos

basados en la línea fascial superficial posterior en las características mecánicas del músculo evaluadas mediante la TMG (Dm, Td y Tc) comparando con grupo sin dolor y en función de la evaluación basal, en: Dm para BF derecho y ST izquierdo en mujeres; Tc para BF derecho e izquierdo en mujeres y BF derecho e izquierdo en hombres. Td no muestra ninguna tendencia fuerte en su tamaño del efecto. Por tanto, también podemos decir que TMG no nos permite obtener datos concluyentes que aporten evidencias sobre el efecto del trabajo miofascial en BF, ST y EE.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

10. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

La selección de los test y de las mediciones más apropiadas en un inicio puede resultar bastante desalentadora, puesto que continuamente se están desarrollando y publicando nuevos test y mediciones sin tomar en consideración su utilidad diagnóstica, algo que debemos valorar siempre antes de incorporarlos en la práctica.

La aplicación de la Electromiografía nos vimos obligados a anularla, y tras dos pruebas piloto, pudimos comprobar que los datos no se registraban, puesto que los electrodos debidos a la sudoración se desplazaban o perdían contacto.

CONCLUSIÓN

11. CONCLUSIÓN.

En base a los resultados obtenidos para nuestra muestra en el test FMS, no se ha cumplido la primera hipótesis planteada. Pues la mecánica de movimiento antes y después de la intervención con movimientos basados en la línea fascial superficial posterior no afecta a dichos patrones de movimiento y, el dolor (tipo molestia) que mostraron doce de las personas de nuestro estudio no les limitó la funcionalidad.

Para los sujetos de nuestra muestra, podemos decir que el protocolo de movimientos basados en la línea fascial superficial posterior mejora la extensión de la rodilla en sujetos que presentan dolor, pero sólo en el movimiento de flexión y no en la extensión y en la postura estática en bipedestación de forma aguda.

Por otro lado, podemos afirmar que el trabajo planteado consiguió mejoras en la muestra en general, tanto en flexión ($p=0,000$; $ES=-0,461$) como en extensión ($p=0,000$; $ES=-0,488$) del tronco centrado la evaluación en la cadera y, la variable género y dolor no ha influido, ya que todos los grupos han conseguido cambios estadísticamente significativos.

Cuando analizamos la zona lumbar podemos observar que los resultados nos demuestran que los sujetos de ambos sexos con dolor tienen una mayor rigidez o menor rango angular después de realizar el trabajo basado en los movimientos miofasciales, no alcanzando diferencias estadísticamente significativa tanto para la flexión como la extensión en bipedestación y, en cambio sí alcanzan diferencias estadísticamente significativa en el grupo sin dolor (flexión: $p=0,000$; $ES=-0,459$ y extensión: $p=0,000$; $ES=-0,708$).

Respecto a los resultados de los parámetros analizados mediante la TMG, se concluye que no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre fases del protocolo de intervención pero sí entre los valores obtenidos por la musculatura evaluada (EE, BF y ST) para los tres parámetros (Dm, Td y Tc), así como en la diferencia entre género para alguno de los parámetros.

Por último, podemos concluir que los parámetros obtenidos mediante la TMG presentan un comportamiento distinto en función de la existencia de dolor o no dolor pero no nos permite obtener datos concluyentes que aporten evidencias sobre el efecto del trabajo miofascial en BF, ST y EE.

BIBLIOGRAFÍA

12. BIBLIOGRAFÍA

1. Abu-Hijleh, M. F., Roshier, A. L., Al-Shboul, Q., Dharap, A. S., & Harris, P. F. (2006). The membranous layer of superficial fascia: evidence for its widespread distribution in the body. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 28(6), 606-619.
2. Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85, 86-92.
3. Alcántara-Bumbiedro, S., Flórez-García, M. T., Echávarri-Pérez, C., & García-Pérez, F. (2006). Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*, 40(3), 150-158.
4. Alonso Calvo, M. T., Betancor Perdomo, M., Navarro Navarro, R., Ruiz Caballero, J. A., Jiménez Díaz, J. F., & Brito Ojeda, M. E. (2003). *Jornadas canarias de traumatología y cirugía ortopédica para especialistas y post-graduados*. Dolor lumbar en Atención Primaria. Las Palmas de Gran Canaria: Hospital insular, 1989- ISSN 1135-724X, n 17, 2003,p.124
5. Altamirano, M. (2013). *Principios de los ejercicios de la estabilidad lumbopélvica a cargo de la musculatura Core*. Universidad de Buenos Aires.
6. Angulo-Kinzler, R. M. (2001). *Exploration and selection of intralimb coordination patterns in 3-month-old infants*. *Journal of Motor Behavior*, 33(4), 363-376.
7. Arribas, M. (2004). Diseño y validación de cuestionarios. *Matronas profesión*,5(17), 23-29.
8. Avison, J. (2015). *Yoga: Fascia Anatomy and Movement*. Handspring, UK.
9. Azkoiti Jimeno, I. (2014). Métodos de reeducación postural en lumbalgia crónica inespecífica.
10. Bado, J. L. (1977). *Dorso curvo*. Montevideo: Artecolor.
11. Bado, J. L., Barros, P. C., Ruiggero, A., & Navillat, M. (1964). Análisis estadístico de la frecuencia del “Síndrome de retracción de los Isquiotibiales” estudiado en colectividades infantiles sanas y su relación con el Dorso Curvo. In *Anales de la Facultad de Medicina* (Vol. 49, No. 1, pp. 328-337).
12. Baltaci, G., Un, N., Tunay, V., Besler, A., & Gerceker, S. (2003). Comparison of three different sit and reach tests for measurement of hamstring flexibility in female university students. *British journal of sports medicine*, 37(1), 59-61.

13. Beardsley, C., & Contreras, B. (2014). The increasing role of the hip extensor musculature with heavier compound lower-body movements and more explosive sport actions. *Strength & Conditioning Journal*, 36(2), 49-55.
14. Belic A, Knez N, Karba R & Valencic V. (2000). Validation of the human muscle model. *Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference*. Session 1: Issues on Whole Body Modeling. Vancouver (Canadá) 16-20 de Julio de 2000.
15. Biering-Sørensen, F. I. N. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
16. Bogduk, N., & Macintosh, J. E. (1984). The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 9(2), 164-170.
17. Boland, R. A., & Adams, R. D. (2000). Effects of ankle dorsiflexion on range and reliability of straight leg raising. *Australian Journal of Physiotherapy*, 46(3), 191-200.
18. Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine*, 38(11), 893-916.
19. Bosch, F., & Baños, J. E. (2000). Las repercusiones económicas del dolor en España. *Medicina Clínica*, 115(16), 638.
20. Boyle, G. J., Boerresen, B. H., & Jang, D. M. (2015). *Factor analyses of the mcgill pain questionnaire (mpq) in acute and chronic pain patients* 1. Psychological reports. doi: 10.2466/03.15.PR0.116k25w7
21. Boyle, G. J., Fernández, E., & Ortet, G. (2003). El cuestionario de dolor de McGill (McGill Pain Questionnaire-MPQ): consideraciones lingüísticas y estadísticas. *Revista de Psicología*, 12(1), Pág-111.
22. Boyle, G. J., Fernández, E., & Ortet, G. (2003). El cuestionario de dolor de McGill (McGill Pain Questionnaire-MPQ): consideraciones lingüísticas y estadísticas. *Revista de Psicología*, 12(1), Pág-111.
23. Brigstocke, G., Hearnden, A., Holt, C. A., & Whatling, G. (2013). The functional range of movement of the human wrist. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 38(5), 554-556.
24. Brizzi, A., Giusti, A., Giacchetti, P., Stefanelli, S., Provinciali, L., & Ceravolo, M. G. (2004). A randomised controlled trial on the efficacy of hydroelectrophoresis in acute recurrences in chronic low back pain patients.

- Europa medicophysica*, 40(4), 303-309.
25. Bruce Gladden L.(2010). *Medicine & Science in Sports and Exercise*, SportScan. 2010, vol. 42, no 12, p. 2264-2272.
 26. Bueno, A. J., & Porqueres, I. M. (2007). *Manual de pruebas diagnósticas. Traumatología y ortopedia* (Vol. 85). Editorial Paidotribo.
 27. Busquet, L. (2001). *Las cadenas musculares Vol. I. Barcelona: Paidotribo*. Barcelona.
 28. Busquet, L. (2001). *Las cadenas Musculares. Lordosis –Cifosis-Escoliosis y Deformaciones Torácicas*. Editorial Paidotribo, Barcelona.
 29. Busquet, L. (2001). *Las cadenas Musculares. Miembros Inferiores*. Editorial Paidotribo, Barcelona.
 30. Campbell, C., & Muncer, S. J. (2005). The causes of low back pain: a network analysis. *Social science & medicine*, 60(2), 409-419.
 31. Campignon, Ph. (2007): *Cadenas Musculares y Articulares. Método G.D.S.*, Masson, S.A, France.
 32. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M & Ochiana G. (2011a). Tensiomyographic characteristics of Rectus Femoris after a single bout of intense exercise. *Journal of Social Sciences*. 7 (3): 354-357.
 33. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F & Da Silva ME. (2011b). Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO₂max power output. *European Journal of Applied Physiology*, 111: 2271–2279.
 34. Casado Morales, M., Moix Queraltó, J., & Vidal Fernández, J. (2008). Etiología, cronificación y tratamiento del dolor lumbar. *Clínica y Salud*, 19(3), 379-392.
 35. Castells, P. G.(2009). *El dolor lumbar. La necesidad de una clasificación en subgrupos. Ejercicios y Método McKenzie*. <http://www.efisioterapia.net/>
 36. Chaitow, L. (2011). Third international fascia research congress 2012. *Journal of bodywork and movement therapies*, 15(3), 255-256.
 37. Chaitow, L. (2014). The fascia debate. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 3(18), 443.
 38. Chaitow, L., & DeLany, J. (2008). *Clinical application of neuromuscular techniques: the upper body* (Vol. 1). Elsevier Health Sciences.
-

39. Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 1-15.
40. Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), 2207-2212.
41. Cirujano, C.d.m. (1975-2005). *Módulo del sistema osteomioarticular*. Escuela Nacional de Estudios Profesionales Iztacala. Plan de Estudios de la Carrera de Médico. <http://medicina.iztacala.unam.mx/pdfs/osteomioarticular.pdf>
42. Clare, H. A., Adams, R., & Maher, C. G. (2004). A systematic review of efficacy of McKenzie therapy for spinal pain. *Australian Journal of Physiotherapy*, 50(4), 209-216.
43. Clenland, J. N.(2006). *Exploración clínica en ortopedia. Un enfoque para fisioterapeutas basado en la evidencia*. Masson, S.A. Barcelona.
44. Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Denmark: L. Erlbaum Associates.
45. Congdon, R., Bohannon, R., & Tiberio, D. (2005). Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clinical biomechanics*, 20(9), 947-951.
46. Cook G, Burton L & Hoogenboom B. Pre-participation screening (2006). *The use of fundamental movements as an assessment of function*. *North American Journal of Sports Physical Therapy*.(2): 62-72
47. Cornbleet, S. L., & Woolsey, N. B. (1996). Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Physical Therapy*, 76(8), 850-855.
48. Cuzco Heredia, M. E., & Martínez Muñoz, A. M. (2015). *Diseño de un programa de kinefilaxia para prevenir y tratar la lumbalgia en los estibadores de la Empresa " SISPROLOG SA" de la ciudad de Guayaquil* (Doctoral dissertation).
49. da Silva Dias, R., & Gómez-Conesa, A. (2008). Síndrome de los isquiotibiales acortados. *Fisioterapia*, 30(4), 186-193.
50. da Silva Gama, Z. A., Conesa, A. G., & Ferreira, M. S. (2008). Revisión Sistemática. *Rev Esp Salud Pública*, 82(1), 43-56.

51. Dahmane R, Djordjevic S & Smerdu V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical & Biological Engineering* (Print ed.), Nov. 44(11): 999-1006.
52. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B & Valencic V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal Biomechanics*. 38(12): 2451-2459.
53. Dahmane R, Valencic V, Knez N & Erzen I. (2000). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 38: 51-55.
54. Dahmane R. (2007). Innovations and Advanced Techniques in Computer and Information Sciences and Engineering. (397–401). T. Sobh (ed.). <http://www.springerlink.com/content/r937p2176017h103>
55. del Pozo, J. S. G., Soto, M. V., Lizán-García, M., & Santos, J. S. (2003). Cuestionarios de disfunción espinal: una revisión crítica dirigida al clínico. *Revista clinica espanola*, 203(9), 439-442.
56. Delmas, H. R. A. (1989). *Anatomía Humana. Descriptiva, Topográfica y Funcional. Tomo II. Novena Edición. Ed. Masson.*
57. Deyo, R. A., & Centor, R. M. (1986). Assessing the responsiveness of functional scales to clinical change: an analogy to diagnostic test performance. *Journal of chronic diseases*, 39(11), 897-906.
58. Deyo, R. A., Rainville, J., & Kent, D. L. (1992). What can the history and physical examination tell us about low back pain?. *Jama*, 268(6), 760-765.
59. Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S & De Vito G. (2011). The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiological Measurement*. 32: 1315–1326.
60. Ditroilo M, Smith J, Fairweather M & Hunter A. (2013). Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.014>
61. Djordjevic S, Tomazic S, Zupancic G, Pisot R & Dahmane R. (2012). *The Influence of Different Elbow Angles on the Twitch Response of the Biceps Brachii Muscle Between Intermittent Electrical Stimulation*. (283-296). Ed.

- Intech.
62. Dominguez, R. H., & Gajda, R. S. (1982). *Total body training*. Scribner.
 63. Durán, M. Á. C. (2008). Lesiones musculares en el mundo del deporte.[Muscular injuries in the world of the sport]. *E-balonmano. com: Revista de Ciencias del Deporte*, 4(1), 13-19.
EF Deportes.com, Revista Digital. Buenos Aires - Año 17 - N° 169 - Junio de 2012. <http://www.efdeportes.com/>
 64. Faries, M. D., & Greenwood, M. (2007). Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength & Conditioning Journal*, 29(2), 10-25.
 65. Findley, T., Chaudhry, H., Stecco, A., & Roman, M. (2012). Fascia research—A narrative review. *Journal of bodywork and movement therapies*, 16(1), 67-75.
 66. Física, M. E. E. Asignaturas Troncales. *Edita: Secretaría General Universidad de Salamanca*, 53.
 67. Fontecha, C. G., Aguirre, M., & Soldado, F. (2006). Dolor de espalda. *Pediatr Integral*, 10, 485-494. C. G., Aguirre, M., & Soldado, F. (2006). Dolor de espalda. *Pediatr Integral*, 10, 485-494.
 68. Fordyce, W. E. (Ed.). (1995). *Back pain in the workplace: management of disability in nonspecific conditions: a report of the task force on pain in the workplace of the International Association for the Study of Pain*. International Assn for the Study of Pain. Seattle.
 69. Fox, S. I. (2011). *Fox. Fisiología humana*. Mcgraw-hill interamericana.
 70. Frost, D. M., Beach, T. A., Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (2013). The influence of load and speed on individuals' movement behavior. *Journal of strength and conditioning research/National Strength & Conditioning Association*. doi: 10.1519/JSC.0000000000000264.
 71. Frotscher, M., Kahle, W., Platzer, W., & Leonhardt, H. (2003). *Color Atlas of Human Anatomy*. Thieme.
 72. Frutos, J. B., & Palao, J. M. (2012). El uso de la videografía y software de análisis del movimiento para el estudio de la técnica deportiva.
 73. Gandek, B., Ware, J. E., Aaronson, N. K., Apolone, G., Bjorner, J. B., Brazier, J. E., ... & Sullivan, M. (1998). Cross-validation of item selection and scoring for the SF-12 Health Survey in nine countries: results from the IQOLA Project. *Journal of clinical epidemiology*, 51(11), 1171-1178.

74. García, A., López-Miñarro, P. A., Alacid, F., Ferragut, C., & Yuste, J. L. (2007). Comparación de la extensibilidad isquiosural y la flexión del raquis lumbar entre canoístas y kayakistas de categoría infantil. In *Actas del III Congreso Nacional de Ciencias del Deporte. Pontevedra*.
75. García-Fogeda Herrera, A., Gregorio, D., & Matas, S. (2005). Análisis cinemático de los tres mejores saltos en el concurso de salto con pértiga. Recuperado de <http://hdl.handle.net/11268/3299>
76. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, De Saa Y, Vaamonde D & Rodríguez-Ruiz D. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102.
77. García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S & Quiroga ME. (2011a). Assessment of muscle fatigue after an ultraendurance triathlon using Tensiomyography (TMG). *Journal of Sport Science*. 29(6): 619-625.
78. García-Manso, J. M., López-Bedoya, J., Rodríguez-Matoso, D., Ariza-Vargas, L., Rodríguez-Ruiz, D., & Vernetta-Santana, M. (2015). Static-stretching vs. contract-relax-proprioceptive neuromuscular facilitation stretching: study the effect on muscle response using tensiomyography. *European Journal of Human Movement*, 34, 96-108.
79. Generales, B. Y.(1010) Grado en Fisioterapia. *Fundamentos de la Fisioterapia* Curso 2015-2016.
80. Geneser, F. (1986). *Textbook of histology*. Copenhagen: Munksgaard.
81. Gilroy, A. M., MacPherson, B. R., Ross, L. M., Voll, M., & Wesker, K. (2008). *Prometheus: Atlas de anatomía*. Médica Panamericana.
82. Giménez-Amaya, J. M. (2000). Anatomía funcional de la corteza cerebral implicada en los procesos visuales. *Rev Neurol*, 30(7), 656-662.
83. Göeken, L. N., & Hof, A. L. (1993). Instrumental straight-leg raising: results in healthy subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(2), 194-203.
84. Gómez Jáuregui, V. (2008). Estructuras tensegríticas: ingeniería y arquitectura novedosa. *Ingeniería Civil*, (152), 87-94.
85. Gómez Naranjo, J., Abad Hernández, R. M., Rodríguez Domínguez, M., & Lim

- Alonso, N. (1997). Diagnóstico clínico de una sacrolumbalgia (II): La anamnesis. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, 13(5), 453-460.
86. González Gálvez, N. (2014). Efectos del Método Pilates sobre la fuerza de la musculatura flexora y extensora del tronco y la flexibilidad isquiosural en estudiantes de 3º curso de Educación Secundaria Obligatoria. *Revista Española de Educación Física y Deportes*, (407), 75-76.
87. Gracia, L. M. (2012). Cerebro emocional. Conceptos de historia, localización y función. *Avances en supervisión educativa: Revista de la Asociación de Inspectores de Educación de España*, (16), 3.
88. Greig, M., & Siegler, J. (2012). Fatiga Específica del Fútbol y Fuerza Muscular Excéntrica de los Isquiotibiales. *PubliCE Standard*.
89. Grieve, R., Goodwin, F., Alfaki, M., Bourton, A. J., Jeffries, C., & Scott, H. (2014). The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.
90. Griffith, L. E., Hogg-Johnson, S., Cole, D. C., Krause, N., Hayden, J., Burdorf, A., & Meta-Analysis of Pain in the Lower Back and Work Exposures (MAPLE) Collaborative Group. (2007). Low-back pain definitions in occupational studies were categorized for a meta-analysis using Delphi consensus methods. *Journal of clinical epidemiology*, 60(6), 625-e1.
91. Guevara-López, U., Covarrubias-Gómez, A., Elías-Dib, J., Reyes-Sánchez, A., & Rodríguez-Reyna, T. S. (2011). Parámetros de práctica para el manejo del dolor de espalda baja. *Cir Cir*, 79, 286-302.
92. Gutiérrez Villar, R. (2013). *Prevención de lesiones de isquiotibiales en futbolistas*. Recuperado de <http://academica-e.unavarra.es/handle/2454/8068>
93. Heredia, J. R., Peña, G., Grigoletto, M. E. D. S., & Isidro, F. (2015). *La Fascia Toraco-Lumbar: descripción y rol en la estabilización del core*. Recuperado de <http://g-se.com/es/salud-y-fitness/blog/la-fascia-toraco-lumbar-descripcion-y-rol-en-la-estabilizacion-del-core>
94. Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports medicine*, 38(12), 995-1008.
95. Higgs, J. (2008). *Clinical reasoning in the health professions*. Elsevier Health
-

Sciences.

96. Hodges, P. W., & Cholewicki, J. (2007). *Functional control of the spine. Therapy 2nd ed.(pp. 489-512)Edinburgh:Churchill-Livingstone.*
doi:10.1016/B978-044310178-6.50035-9
<http://ddd.uab.cat/pub/procur/2013-14/g103592t2502442a2013-14iCAT.pdf>
http://ocw.um.es/cc.-de-la_salud/afecciones-medico-quirurgicas-iii/material-de-clase-1/sindrome-de-acortamiento-de-la-musculatura-isquiosural.pdf
http://www.researchgate.net/profile/David_Rodriguez-Ruiz/publication/236660621_Changes_in_response_of_vastus_lateralis_and_biceps_femoris_after_a_physical_activity_program_in_subjects_diagnosed_with_Alzheimers_disease/links/0deec52ead57e65608000000.pdf
97. Huijing, P. A. (2009). Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. International Society of Biomechanics Muybridge Award Lecture, Taipei, 2007. *Journal of biomechanics*, 42(1), 9-21.
98. Huijing, P. A., van de Langenberg, R. W., Meesters, J. J., & Baan, G. C. (2007). Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *Journal of electromyography and kinesiology*, 17(6), 680-689.
99. Hunter, A. M., Galloway, S. D., Smith, I. J., Tallent, J., Ditroilo, M., Fairweather, M. M., & Howatson, G. (2012). Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 334-341.
100. Hyytiäinen, K., Salminen, J. J., Suvitie, T., Wickström, G., & Pentti, J. (1990). Reproducibility of nine tests to measure spinal mobility and trunk muscle strength. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 23(1), 3-10.
101. Jaimes, F., & Cuéllar, F. (2008). 19. Validación en Colombia del cuestionario de discapacidad de Oswestry en pacientes con dolor bajo de espalda. *Iatreia*, 21(4).
102. Jiménez, A., De Paz, J. A., & Aznar, S. (2003). Aspectos metodológicos del entrenamiento de la fuerza en el campo de la salud. *Lecturas EF y Deportes, Revista digital*, (61).
103. Kapandji, A. I. (2010). *Fisiología articular (Tomo II)*. Madrid: Médica Panamericana.
104. Kendall, F. P., Provance, P. G., & MacCreary, E. K. (2000). *Kendall's*

Musculos: pruebas, funciones y dolor postural. Marban.

105. Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 36(3), 189-198.
106. Knez N & Valencic V. (2000). Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. Proceedings of IX Electrochemical and Computer Science Conference. 21-23 de septiembre de 2000. Portoroz (Eslovenia).
107. Knez N. (2000). Modeliranje odziva trebuha skeletne mišice na električno stimulacijo: doktorska disertacija. *Society for computer simulation international In summer computer simulation conference* (pp. 713-718).
108. Konin, J. G., & Wiksten, D. L. (2004). *Tests especiales para el examen en ortopedia* (Vol. 85). Editorial Paidotribo.
109. Koppenhaver, S. L., Walker, M. J., Su, J., McGowen, J. M., Umlauf, L., Harris, K. D., & Ross, M. D. (2015). Changes in lumbar multifidus muscle function and nociceptive sensitivity in low back pain patient responders versus non-responders after dry needling treatment. *Manual therapy*. doi:10.1016/j.math.2015.03.003
110. Kovacs, F. M., Llobera, J., del Real, M. T. G., Abreira, V., Gestoso, M., & Fernández, C. (2002). Validation of the Spanish version of the Roland-Morris questionnaire. *Spine*, 27(5), 538-542.
111. Krismer, M., & Van Tulder, M. (2007). Low Back Pain Group of the Bone and Joint Health Strategies for Europe Project. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 21(1), 77-91.
112. Krizaj D, Simunic B & Zagar T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18: 645-651.
113. Lancerotto, L., Stecco, C., Macchi, V., Porzionato, A., Stecco, A., & De Caro, R. (2011). Layers of the abdominal wall: anatomical investigation of subcutaneous tissue and superficial fascia. *Surgical and radiologic anatomy*, 33(10), 835-842.
114. Latarjet, M., & Liard, A. R. (2005). *Anatomía humana* (Vol. 2). Ed. Médica Panamericana.
115. Levin, S. M., & Martin, D. C. (2012). Biotensegrity: The mechanics of

- fascia. *Fascia e the Tensional Network of the Human Body. The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy*. Elsevier, Edinburgh, 137-142.
116. Li, Y., Wang, X., Chen, X., & Dai, B. (2015). Exploratory factor analysis of the functional movement screen in elite athletes. *Journal of sports sciences*, 33(11), 1166-1172.
117. Liebenson, C. (2002). *Manual de rehabilitación de la columna vertebral*. Segunda Edición. Editorial Paidotribo. Barcelona.
118. Liebenson, C. (2015). Sparing your spine. *Journal of bodywork and movement therapies*, 19(3), 573-577.
119. Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Radnor, J. M., Rhodes, B. C., Faigenbaum, A. D., & Myer, G. D. (2015). Relationships between functional movement screen scores, maturation and physical performance in young soccer players. *Journal of sports sciences*, 33(1), 11-19.
120. Lockwood, T. (1996). Lower body lift. *Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 132-144.
121. Lopez Hincapie, D., & Hincapie Garaviño, S. M. (2015). *La fascia: sistema de unificación estructural y funcional del cuerpo* (Doctoral dissertation).
122. López, P., & Rodríguez, f. (2013). Importancia del entrenamiento de estabilización lumbopélvica en el rendimiento deportivo y en la prevención de lesiones (i). *futbol pf: revista de preparación física en el futbol*, (9), 13-23.
123. Maas, H., & Sandercock, T. G. (2010). Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *BioMed Research International*, 2010.
124. Macchi, V., Tiengo, C., Porzionato, A., Stecco, C., Vigato, E., Parenti, A., ... & De Caro, R. (2010). Histotopographic study of the fibroadipose connective cheek system. *Cells Tissues Organs*, 191(1), 47-56.
125. MacDougall, D., & Sale, D. (2014). *The Physiology of Training for High Performance*. Oxford University Press.
126. Marshall, P., & Murphy, B. (2010). Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 20(5), 833-839.
127. Martín, M., Zaz, B., Grau, J., Montorio, I., & Cesar, D. (2008). Exploración de
-

- la utilidad de una versión abreviada del Cuestionario de Dolor de McGill (MPQ) para la evaluación de pacientes cubanos con dolor crónico. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 15(8), 503-508.
128. Martínez-Crespo, G., Durán, M. R. P., López-Salguero, A. I., Zarco-Periñan, M. J., Ibáñez-Campos, T., & de Vargas, C. E. R. (2009). Dolor de espalda en adolescentes: prevalencia y factores asociados. *Rehabilitación*, 43(2), 72-80.
129. Masedo, A. I., & Esteve, R. (2000). Some empirical evidence regarding the validity of the Spanish version of the McGill Pain Questionnaire (MPQ-SV). *Pain*, 85(3), 451-456.
130. Mason, D. L., Dickens, V. A., & Vail, A. (2012). Rehabilitación para las lesiones de los músculos isquiotibiales. doi: 10.1002/14651858.CD004575.pub3
131. Matus, C., Galilea, E., & San Martín, M. (2003). Imagenología del dolor lumbar. *Revista chilena de radiología*, 9(2), 62-69.
132. Mayer, T. G., Gatchel, R. J., Keeley, J., McGeary, D., Dersh, J., & Anagnostis, C. (2004). A randomized clinical trial of treatment for lumbar segmental rigidity. *Spine*, 29(20), 2199-2205.
133. Mayet, J., Stanton, A. V., Sinclair, A. M., MacKay, J., Shahi, M., Foale, R. A., ... & Hughes, A. D. (1995). The effects of antihypertensive therapy on carotid vascular structure in man. *Cardiovascular research*, 30(1), 147-152.
134. Mayne, R., & Sanderson, R. D. (1985). The extracellular matrix of skeletal muscle. *Collagen and related research*, 5(5), 449-468.
135. McGill S. (2002). *Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. Human Kinetics*. University of Waterloo, Canada.
136. McGill S. 2004. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14: 43-47.
137. McGill, S. (2007). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Human Kinetics.
138. Medina, F. S., & González-Moro, I. M. (1995). *Síndrome de acortamiento de la musculatura isquiosural*. Recuperado de:
139. Medina, F. S., López, V. F., & González-Moro, I. M. (1995). Exploración radiográfica ante la cortedad isquiosural. *Selección*, 4(3), 137-145.
140. Melzack, R. (1975). The McGill Pain Questionnaire: major properties and
-

- scoring methods. *Pain*, 1(3), 277-299.
141. Miñarro, P. Á. L., Fiol, C. F., Cárceles, F. A., Lucas, J. L. Y., & Ibarra, A. G. (2008). Validez de los test dedos-planta y dedos-suelo para la valoración de la extensibilidad isquiosural en piragüistas de categoría infantil. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 43(157), 24-29.
142. Miralles, R. C. (2001). Biomecánica de la columna. *Revista-Sociedad Española del dolor*, 8, 2-8.
143. Montero-Cámara, J., Sierra-Silvestre, E., Monteagudo-Saiz, A. M., López-Fernández, J., López-López, A. I., & Barco-Pérez, M. E. (2013). Estiramiento activo excéntrico frente a estiramiento analítico pasivo de los músculos isquiotibiales en dolor lumbar inespecífico subagudo o crónico. Un estudio piloto. *Fisioterapia*, 35(5), 206-213.
144. Mooney, V., & Stoeckart, R. (2007). *Movement Stability and Lumbopelvic Pain*. A. Vleeming (Ed.). Edinburgh, London, New York, Oxford, Philadelphia, St Luis, Sydney, Toronto: Churchill Livingstone.
145. Mooney, V., Sniders, C. J., Dorman, T. A., & Stoeckart, R. (1997). *Movement, stability and low back pain*. A. Vleeming (Ed.). Churchill Livingstone.
146. Moran, R. W., Schneiders, A. G., Major, K. M., & Sullivan, S. J. (2015). How reliable are Functional Movement Screening scores? A systematic review of rater reliability. *British journal of sports medicine*, Published Online First:doi:10.1136/bjsports-2015-094913
147. Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2013). Improvements in hip flexibility do not transfer to mobility in functional movement patterns. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(10), 2635-2643.
148. Müller, D. G., & Schleip, R. (2012). Fascial Fitness. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Elsevier.
149. Myers, T. W. (2014). *Vías anatómicas. Meridianos miofasciales para terapeutas manuales y del movimiento*. Elsevier España.
150. Myers, Th.W.(2014).*Vías Anatómicas. Edición en español de la 3ª edición de la obra original en inglés*. Elsevier Ltd. Barcelona.
151. Natale, G., Condino, S., Soldani, P., Fornai, F., Mattioli, B. M., & Gesi, M. (2014). Natale et. al.'s response to Stecco's fascial nomenclature editorial. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(4), 588-590.
-

152. Netter, F. H. (2010). *Atlas of human anatomy*. Elsevier Health Sciences.
153. Nordin, M., Frankel, V. H., & Forssén, K. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana.
154. Olson, S. A., & Glasgow, R. R. (2006). Síndromes compartimentales agudos en los traumatismos del miembro inferior. *J Am Acad Orthop Surg (Ed Esp)*, 5, 1-9.
155. O'Sullivan, P. B., Phytty, G. D. M., Twomey, L. T., & Allison, G. T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*, 22(24), 2959-2967.
156. Panjabi MM.(2003) *Clinical Spinal Instability and Low Back Pain*, Journal of Electro-myography and Kinesiology.13:371-379
157. Panjabi MM.(2006)*A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction*. Eur Spine J.15:668-76.
158. Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders & techniques*, 5(4), 383-389.
159. Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*, 15(5), 668-676.
160. Panjabi, M. M., Goel, V., Oxland, T., Takata, K., Duranceau, J., Krag, M., & Price, M. (1992). Human Lumbar Vertebrae: Quantitative Three-Dimensional Anatomy. *Spine*, 17(3), 299-306.
161. Pilat, A. (2003) *Terapias Miofasciales: inducción miofascial*, McGraw-hill Interamericana de España, S.A. Madrid.
162. Pilat, D. A. (2009). *La Fascia como un sistema integral en la biomecánica corporal*. McGraw-hill Interamericana de España, S.A. Madrid.
163. Pisot R, Valencic V & Simunic B. (2002). Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. *Ann Ser Hist Nat*. 12: 99-106.
164. Platzer, W., Frotscher, M., Kahle, W., & Kühnel, W. (2008). *Atlas de anatomía con correlación clínica*. Editorial Médica Panamericana.
165. Purslow, P. P. (2002). The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. *Comparative Biochemistry and Physiology*

- Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 133(4), 947-966.
166. Purslow, P. P. (2005). Intramuscular connective tissue and its role in meat quality. *Meat Science*, 70(3), 435-447.
167. Purslow, P. P. (2010). Muscle fascia and force transmission. *Journal of bodywork and movement therapies*, 14(4), 411-417.
168. Rapado A. (1992) *El historial clínico*. *Medicine*.3:11-17
Recuperado de: <http://cienciasdelejercicio.org/es/articulos/interacciones-entre-el-entrenamiento-concurrente-de-fuerza-y-resistencia-830>
169. Retolaza Balsategui, A., Mostajo, A., De la Rica, J. R., Díaz de Garramiola, A., Pérez de Loza, J., Aramberri, I., & Markez Alonso, I. (1993). Validación del Cuestionario de Salud General de Goldberg (versión 28 ítems) en consultas de Atención Primaria. *Revista de la Asociación Española de Neuropsiquiatría*, 13(46), 187-194.
170. Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 71.
171. Rippetoe, M., & Kilgore, L. (2005). *Starting Strength*. Wichita Falls, Tx.
172. Rodríguez Baeza, A. (2013). Anatomía Humana: Generalitats i Aparell Locomotor. Recuperado de:
173. Rodríguez Matoso, D. (2013). Aplicación de la tensiomiografía en la evaluación de la respuesta muscular en adaptaciones agudas y crónicas al ejercicio físico. Tesis Doctoral Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.
174. Rodríguez, F. A. (1994). Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física (C-AAF), versión catalana/castellana del PAR-Q revisado. *Apunts Medicina de l'Esport (Castellano)*, 31(122), 301-310.
175. Rodríguez, M. A. M. (2000). El arte y la ciencia en la anamnesis. *Ateneo*, 1(1), 21-7.
176. Rodríguez-Matoso D, Estévez R, Guimaraes-Ribeiro D, García-Manso J.M, & Rodríguez-Ruiz D. (2012b). "Diferencias mecánicas entre las porciones anatómicas del deltoides". *VII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte*, organizado por la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada y la Asociación Española de Ciencias del Deporte.
-

177. Rodríguez-Matoso D, García-Manso JM, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D & da Silva-Grigoletto ME. (2012a). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 55(1): 28-40.
 178. Rodríguez-Matoso D, Mantecón A, Barbosa E, Sarmiento S, García-Manso JM & Rodríguez-Ruiz D. (In Press). Mechanical response of the flexor and extensor muscles of the knee in Bodyboarders of high level during the competition. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*.
 179. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Sarmiento S, De Saa Y & García-Manso JM. (2010b). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 10 (40): 620-629.
 180. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME & García-Manso JM (2010a). Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 3(3): 98-102.
 181. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Losa J, de Saa Y, Perdomo G & García-Manso JM. (2012a). The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 18(2): 95 – 99.
 182. Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, Bartolomé D & García-Manso JM. (In Press). Changes in the response of knee extensor and flexor muscles after participation in a physical activity program for Alzheimer's patients. *Journal of Nutrition, Health and Aging*. Recuperado de :
 183. Rodríguez-Ruiz, D., Díez-Vega, I., Rodríguez-Matoso, D., Fernández-del Valle, M., Sagastume, R., & Molina, J. J. (2014). Analysis of the response speed of musculature of the knee in professional male and female volleyball players. *BioMed research international*, Volume 2014, Article ID 239708: 1-8.
 184. Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2011). *Study of extensor and flexor musculature in the knees of male and female volleyball players*. *British Journal of Sports Medicine*, 45(6), 543-543.
-

185. Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., García-Manso, J. M., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2012). Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players. *European Journal of Sport Science*, 12(5), 399-407.
186. Rodríguez-Ruiz, D.; García-Manso, J.M.; Rodríguez-Matoso, D.; Sarmiento, S.; Da Silva-Grigoletto, M.; Pisot, R. (2013). *Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles*. *European Review of Aging and Physical Activity*, 10(2): 127-132
187. Rohen, J. W., Yokochi, C., & Lütjen-Drecoll, E. (1996). *Atlas de anatomía humana*. Mosby.
188. Romero, B. R., Rodríguez, A. M., Costa, L. C., Camargo, F. S., Ares, G. P., & Vidal, I. R. (2009). Evidencia en el manejo del dolor de espalda crónico con el método McKenzie. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 12(2), 73-83.
189. Ruíz López R, Bonilla MP, Collado Cruz A. Cuestionario del dolor en español. En Bahía X, Salamero M, Alonso JY, Olló A. *La medida de la salud*. Barcelona: PPV, 1990.
190. Rull, M. (2004). Abordaje multidisciplinar del dolor de espalda. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 11(3), 119-121.
191. Rusu L, Cernaianu S, Vasilescu M, Baltac G, Ciocanescu D & Fortan C. (2009a). Assessment of knee stability using neuromuscular measurement in soccer players. XVIII International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology. Pp.98–99.
192. Sale, D., Duncan Mac Dougall, I. J., & Garner, S. (1999). *Interacciones entre el Entrenamiento Concurrente de Fuerza y Resistencia*.
193. Salyers, M. P., Bosworth, H. B., Swanson, J. W., Lamb-Pagone, J., & Osher, F. C. (2000). Reliability and validity of the SF-12 health survey among people with severe mental illness. *Medical care*, 38(11), 1141-1150.
194. Samprieto, M. (2013). *Factores de riesgo lesional en Isquiotibiales. La flexibilidad como factor de riesgo*. <http://equipophysical.com/es/blog/>
195. Santonja F, Ferrer V, Andujar P. (2006) *Síndrome de isquiosurales cortos*. En: *Arribas JM, Rodríguez N, Santonja F. Cirugía menor y procedimientos en medicina de familia. I*. Madrid: Jarpyo, 1063-72.

196. Santonja, F., & Martínez, I. (1992). Síndrome de acortamiento de la musculatura isquiosural. *Valoración médico deportiva del escolar. Murcia: Universidad de Murcia*, 245-58.
197. Santonja, F., & Martínez, J. (1992). Clínica y exploración de las alteraciones axiales del raquis y pelvis. *Valoración médico-deportiva del escolar*, 207-221.
198. Santonja, F., Ferrer, V., & Martínez, I. (1995). Exploración clínica del síndrome de isquiosurales cortos. *Selección*, 4(2), 81-91.
199. Schalet, B. D., Rothrock, N. E., Hays, R. D., Kazis, L. E., Cook, K. F., Rutsohn, J. P., & Cella, D. (2015). Linking Physical and Mental Health Summary Scores from the Veterans RAND 12-Item Health Survey (VR-12) to the PROMIS® Global Health Scale. *Journal of general internal medicine*, 30(10), 1524-1530.
200. Schleip, R., Jäger, H., & Klingler, W. (2012). What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *Journal of bodywork and movement therapies*, 16(4), 496-502.
201. Schünke, S., Stoldt, M., Lecher, J., Kaupp, U. B., & Willbold, D. (2011). Structural insights into conformational changes of a cyclic nucleotide-binding domain in solution from *Mesorhizobium loti* K1 channel. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 108(15), 6121-6126.
202. Segarra, V., Heredia, J. R., Peña, G., Sampietro, M., Moyano, M., Isidro, F.,... & da Silva-Grigoletto, M. E. (2014). Core y sistema de control neuro-motor: mecanismos básicos para la estabilidad del raquis lumbar. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, 28(3), 521-529.
203. Sherry, M. A., & Best, T. M. (2004). A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(3), 116-125.
204. Shultz, R., Anderson, S. C., Matheson, G. O., Marcello, B., & Besier, T. (2013). Test-retest and interrater reliability of the functional movement screen. *Journal of athletic training*, 48(3), 331-336
205. Simmonds, N., Miller, P., & Gemmell, H. (2012). A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *Journal of bodywork and movement therapies*, 16(1), 83-93.
206. Simunic B & Valencic V. (2001). Non-invasive selective measurement of m. vastus medialis and m. vastus lateralis contractile properties at different knee

- angle. Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE. B: 363-366. Portoroz (Eslovenia).
207. Simunic B, Krizaj K & Pisot R. (2010). Twitch parameters in transversal and longitudinal of Biceps Brachii response. *Annales Kinesiologiae*. 1(1): 61-80.
208. Simunic B, Pisot R, Djordjevic S & Kugovnik O. (2005b). Age related changes of the skeletal muscle contractile properties (570–573). In: Milanovic D, Prot F (eds), *4th International Scientific Conference on Kinesiology “Science and Profession-Challenge for the Future”*. Proceedings Book.
209. Simunic B, Rozman S & Pisot R. (2005a). Detecting the velocity of the muscle contraction. III International Symposium of New Technologies in Sport, Sarajevo.
210. Simunic B, Rozman S, Djordjevic S, Stok R & Pisot R. (2005c). Monitoring of pre- and post-operative muscle adaptation of ACL reconstruction rehabilitation process. *European College of Sport Science. Annual Congress* (Belgrade).
211. Simunic B. (2003). *Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation*. Tesis Doctoral. Facultad de Ingeniería Eléctrica. Ljubljana (Eslovenia).
212. Simunic, B. (2012). *Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(4), 527-530.
213. Smith IJ & Hunter A. (2006). The Effect of Titanic Stimulated Induced Fatigue on the Relationship between TMG and Force Production of the Gastrocnemius Medialis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 38(5): S179-S180.
214. Sobotta, J. (2000). *Atlas de anatomia humana: tronco, vísceras e extremidades inferiores*. Guanabara Koogan.Olson, T. R. (2002). *ADAM, atlas de anatomía humana*. Masson.
215. Spalteholz, W., Tortella, E. P., & Pedrals, J. V. (1978). *Atlas de anatomia humana*. Labor.
216. Stecco, C., Pavan, P., Pachera, P., De Caro, R., & Natali, A. (2014). Investigation of the mechanical properties of the human crural fascia and their possible clinical implications. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 36(1), 25-32.
217. Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V., Day, J. A., & De Caro, R. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal*
-

- of bodywork and movement therapies*, 12(3), 225-230.
218. Stecco, L., & Stecco, C. A. R. L. A. (2004). *Fascial manipulation*. Piccin, Italy.
219. Supital, R. A., & Azarola, J. (2014). Relacion entre diferentes métodos de flexibilidad aplicados al calentamiento. *Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte*, 7(24).
220. Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART.
221. Teyhen, D. S., Shaffer, S. W., Lorenson, C. L., Halfpap, J. P., Donofry, D. F., Walker, M. J., ... & Childs, J. D. (2012). The functional movement screen: A reliability study. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 42(6), 530-540.
222. Thomas, J.R., Nelson, J.K. & Silverman, S.J. (2005). *Research methods in physical activity* (5th ed.) Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
223. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jimenez S, Usach R, Moreno D & Marffuletti NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(4): 761-766.
224. Tuero, C., Marquez, S., & de Paz, J. A. (2001). El cuestionario como instrumento de valoración de la actividad física. *Apunts: educación física y deportes*, 63(1), 54-61.
225. Tully, E. A., & Stillman, B. C. (1997). Computer-aided video analysis of vertebrofemoral motion during toe touching in healthy subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(7), 759-766.
226. Valencic V & Knez N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org.* 21: 240-242.
227. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, Praprotnik U, Simunic B, Kersevan K, Bednarik J & Godina N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomyographic measurement methos (507). *Proceedings of Pre-Olympic Congress. Sports Medicine and Physical Education International Congress on Sport Science*. Brisbane (Australia).
228. Valencic V, Knez N & Simunic B. (2001). Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement.
-

- Biomedical Engienring*. 1: 1-10.
229. Valencic V. (1990). Direct mesurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities*. 10: 575-584. Nauka (Belgrado).
230. Vanmeerhaeghe, A. F., & Rodriguez, D. R. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 48(179), 109-120.
231. Vanmeerhaeghe, A. F., & Rodriguez, D. R. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 48(179), 109-120.
232. Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(3), 130-137.
233. Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.
234. Vera-Villarroel, P., Silva, J., Celis-Atenas, K., & Pavez, P. (2014). Evaluación del Cuestionario SF-12: verificación de la utilidad de la Escala Salud Mental. *Revista médica de Chile*, 142(10), 1275-1283.
235. Viejo, M. Á. G., & Huerta, M. J. C. (2000). Incapacidad por dolor lumbar en España. *Medicina clínica*, 114(13), 491-492.
236. Vilagut, G., Valderas, J. M., Ferrer, M., Garin, O., López-García, E., & Alonso, J. (2008). Interpretación de los cuestionarios de salud SF-36 y SF-12 en España: componentes físico y mental. *Medicina clínica*, 130(19), 726-735.
237. Vleeming, A. (2008). *Movimiento, estabilidad y dolor lumbopélvico*. Elsevier España.
238. Waddell, G., & Main, C. J. (1998). A new clinical model of low back pain and disability. *the back pain revolution*. Edinburgh: churchill Livingstone, 223-40.
239. Ware Jr, J. E., Kosinski, M., & Keller, S. D. (1996). A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Medical care*, 34(3), 220-233.
240. Willard, F. H., Vleeming, A., Schuenke, M. D., Danneels, L., & Schleip, R.
-

- (2012). The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *Journal of anatomy*, 221(6), 507-536.
241. Willardson, J. M. (2007). Core stability training: applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 979-985.
242. Williams, P. L. (1980). *Gray's anatomy*. London: Churchill Livingstone.
243. Williams, P. L. (Ed.). (1989). *Gray's anatomy* (Vol. 378). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- www.aulakinesica.com.ar/clinicaquirurgica/files/Guia_core.pdf - 06 abril 2013.
244. Yacut, E., & Bayar, B. (2003). Confiabilidad y validez de la escala visual analógica invertida (de derecha a izquierda) en dolores de diferente intensidad. *The Pain Clinic*, 15(1), 1-6.
245. Yahia, L. H., Rhalmi, S., Newman, N., & Isler, M. (1992). Sensory innervation of human thoracolumbar fascia: an immunohistochemical study. *Acta Orthopaedica*, 63(2), 195-197.
246. Ylinen, J. (2009). *Estiramientos Terapeuticos en el Deporte y en Terapias Manuales/Stretching Therapy For Sport And Manual Therapies*. Elsevier España.
247. Yucesoy, C. A., Baan, G., & Huijing, P. A. (2010). Epimuscular myofascial force transmission occurs in the rat between the deep flexor muscles and their antagonistic muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 118-126.
248. Zagar T & Krizaj D. (2005). Validation of an accelerometer for determination of muscle belly radial displacement. *Medical & Biology Engineering & Computing*, 43(1): 78-84.

ÍNDICE DE TABLAS

13. ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. VALORACIÓN Y RESULTADOS OBTENIDOS EN LOS TEST DE SALUD Y VALORACIÓN DEL DOLOR.....	91
TABLA 2. VALORACIÓN Y RESULTADOS DE LAS MUESTRAS QUE PRESENTAN DOLOR	92
TABLA 3. VALORACIÓN Y RESULTADO DEL CONTROL POSTURAL	93
TABLA 4. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA LA MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL, TANTO EN POSTURA BÍPEDA (PRE-POST) COMO PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).	94
TABLA 5. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA CON DOLOR Y SIN DOLOR, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA LA MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL, ÁNGULO DE LA RODILLA, TANTO EN POSTURA BÍPEDA (PRE-POST) COMO PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).	95
TABLA 6. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA SEPARADA POR GÉNERO, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA LA MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL, ÁNGULO DE LA RODILLA, TANTO EN POSTURA BÍPEDA (PRE-POST) COMO PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).	96
TABLA 7. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA SEPARADA POR GÉNERO Y PERSONAS CON DOLOR Y SIN DOLOR, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA LA MUSCULATURA ISQUIOTIBIAL, ÁNGULO DE LA RODILLA, TANTO EN POSTURA BÍPEDA (PRE-POST) COMO PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).	97
TABLA 8. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA CADERA (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	98
TABLA 9. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA CADERA (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	98
TABLA 10. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA CADERA (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	99
TABLA 11. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA CADERA (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	100
TABLA 12. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA ZONA LUMBAR (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	101
TABLA 13. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA ZONA LUMBAR (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	101
TABLA 14. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA ZONA LUMBAR (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	102
TABLA 15. RESULTADOS DEL ESTUDIO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA COMPLETA, CON EL NIVEL DE SIGNIFICACIÓN Y EL TAMAÑO DEL EFECTO PARA EL ÁNGULO DE LA ZONA LUMBAR (PRE-POST) PARA LA FLEXIÓN Y LA EXTENSIÓN (PRE-POST).....	103
TABLA 16. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR GÉNERO, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $p \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).	107
TABLA 17. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR LA EXISTENCIA O NO DE	

Índice de Tablas

DOLOR, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $P \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).....	109
TABLA 18. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR GÉNERO, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $P \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).	112
TABLA 19. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR LA EXISTENCIA O NO DE DOLOR, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $P \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).	114
TABLA 20. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR GÉNERO, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $P \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).	117
TABLA 21. RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO PARA LA MUESTRA DIVIDIDA POR LA EXISTENCIA O NO DE DOLOR, DONDE PODEMOS OBSERVAR EL NÚMERO DE CASA GRUPO (N), LA MEDIA, LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR (SD), EL ERROR TÍPICO DE LA MEDIA (SEM), LA DIFERENCIA ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVA (SIG. - AJUSTE BONFERRONI $P \leq 0,05$) Y EL TAMAÑO DEL EFECTO (ES – PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES).....	119

ÍNDICE DE FIGURAS

14. ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. A. LÍNEA SUPERFICIAL POSTERIOR. B. LÍNEA SUPERFICIAL ANTERIOR.	29
FIGURA 2. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA MUESTRA.	48
FIGURA 3. PERSONA REALIZA UNA FLEXIÓN (IMAGEN IZQUIERDA). PERSONA REALIZA UNA EXTENSIÓN (IMAGEN DERECHA).	59
FIGURA 4. FENÓMENO DE CENTRALIZACIÓN, MCKENZIE (2006).	59
FIGURA 5. EJERCICIO SQUALTING CORRECTAMENTE REALIZADO.	61
FIGURA 6. EJERCICIO STEPPING CORRECTAMENTE REALIZADO.	62
FIGURA 7. EJERCICIO LUNGING CORRECTAMENTE REALIZADO.	63
FIGURA 8. EJERCICIO LEG RAISING CORRECTAMENTE REALIZADO.	64
FIGURA 9. EJERCICIO ROTARY STABILITY CORRECTAMENTE REALIZADO.	65
FIGURA 10. A. SOFWARE. B. ELECTROESTIMULADOR. C. SENSOR MECÁNICO.	68
FIGURA 11. COLOCACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DEL SENSOR DE MEDICIÓN Y SU RELACIÓN CON LOS PARÁMETROS EVALUADOS A TRAVÉS DE TMG (RODRÍGUEZ-MATOSO, 2013).	69
FIGURA 12. EJEMPLO DE COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN LOS ERECTORES ESPINALES.	70
FIGURA 13. EJEMPLO DE COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS EN EL BÍCEPS FEMORAL.	70
FIGURA 14. EJEMPLO DE COLOCACIÓN DEL SENSOR Y LOS ELECTRODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL BÍCEPS FEMORAL DERECHO.	71
FIGURA 15. DM REPRESENTA LA DEFORMACIÓN MUSCULAR MÁXIMA, T_D EL TIEMPO DE REACCIÓN AL ESTÍMULO, T_C ES EL TIEMPO DE CONTRACCIÓN, V_C ES LA VELOCIDAD DE CONTRACCIÓN QUE, EN EL CASO DE LA GRÁFICA CORRESPONDE A LOS 2 MM DE DEFORMACIÓN, T_S INDICA EL TIEMPO DE MANTENIMIENTO DE LA CONTRACCIÓN Y T_R REPRESENTA EL TIEMPO DE RELAJACIÓN. ADAPTADO DE RODRÍGUEZ-MATOSO ET AL. (2012A).	73
FIGURA 16. FLEXIÓN DORSAL EN CUADRUPEDIA (IMAGEN IZQUIERDA). EXTENSIÓN DORSAL EN CUADRUPEDIA (IMAGEN DERECHA)	82
FIGURA 17. EJERCICIO DE PERRO DE YOGA.	82
FIGURA 18. PERRO DE YOGA CON PIERNA FLEXIONADA (IMAGEN IZQUIERDA). PERRO DE YOGA CON PIERNA EXTENDIDA (IMAGEN DERECHA)	83
FIGURA 19. PERRO DE YOGA CON PIERNA FLEXIONADA (IMAGEN IZQUIERDA). PERRO DE YOGA CON PIERNA EXTENDIDA (IMAGEN DERECHA)	83
FIGURA 20. EJERCICIO DE FLEXIÓN DE COLUMNA VERTEBRAL, TUMBADOS BOCA ABAJO.	84
FIGURA 21. EJERCICIO DE PESO MUERTO CON PIERNA ESTIRADA.	84
FIGURA 22. ESTRUCTURA ESQUEMATIZADA DEL PROTOCOLO DE INTERVENCIÓN.	85
FIGURA 23. M: MEDIA, SD: DESVIACIÓN ESTÁNDAR, N: NÚMERO DE LA MUESTRA; G: GRUPO; T: FASE	86

FIGURA 24. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE LA TMG DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	104
FIGURA 25. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA, DIFERENCIANDO ENTRE HOMBRES Y MUJERES, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	105
FIGURA 26. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA, DIFERENCIANDO ENTRE LAS PERSONAS QUE PADECEN DOLOR LUMBAR Y AQUELLAS NO PADECEN DOLOR LUMBAR, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	108
FIGURA 27. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE LA TMG DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	110
FIGURA 28. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN, DIFERENCIANDO ENTRE HOMBRES Y MUJERES, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	111
FIGURA 29. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN, DIFERENCIANDO ENTRE LAS PERSONAS QUE PADECEN DOLOR LUMBAR Y AQUELLAS NO PADECEN DOLOR LUMBAR, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	113
FIGURA 30. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA,	

DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE LA TMG DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	115
FIGURA 31. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN, DIFERENCIANDO ENTRE HOMBRES Y MUJERES, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	116
FIGURA 32. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VALORES MEDIOS OBTENIDOS EN TODA LA MUESTRA, DURANTE CUATRO FASES BIEN DIFERENCIADAS (ANTES DEL ESTUDIO, DESPUÉS DE LA VALORACIÓN INICIAL, DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN Y POSTERIOR A LA VALORACIÓN FINAL), A TRAVÉS DE TMG DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN, DIFERENCIANDO ENTRE LAS PERSONAS QUE PADECEN DOLOR LUMBAR Y AQUELLAS NO PADECEN DOLOR LUMBAR, DE LA MUSCULATURA: BÍCEPS FEMORAL DERECHO, BÍCEPS FEMORAL IZQUIERDO, SEMITENDINOSO DERECHO, SEMITENDINOSO IZQUIERDO, ERECTOR ESPINAL IZQUIERDO Y ERECTOR ESPINAL DERECHO.....	118
FIGURA 33. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR. * <i>EFFECT SIZE (D DE COHEN) >0.8 RESPECTO AL PRE Y GRUPO SIN DOLOR.</i>	121
FIGURA 34. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	121
FIGURA 35. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	121
FIGURA 36. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR. * <i>EFFECT SIZE (D DE COHEN) >0.8 RESPECTO AL PRE Y GRUPO SIN DOLOR.</i>	122
FIGURA 37. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.	122
FIGURA 38. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	122
FIGURA 39. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR.	123
FIGURA 40. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.	123
FIGURA 41. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DEFORMACIÓN MÁXIMA DE ERECTORES ESPINALES, (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	123

FIGURA 42. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	124
FIGURA 43. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	124
FIGURA 44. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	124
FIGURA 45. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR.	125
FIGURA 46. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.	125
FIGURA 47. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	125
FIGURA 48. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	126
FIGURA 49. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.....	126
FIGURA 50. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	126
FIGURA 51. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR. * <i>EFFECT SIZE (D DE COHEN) >0.8 RESPECTO AL PRE Y GRUPO SIN DOLOR.</i>	127
FIGURA 52. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR. * <i>EFFECT SIZE (D DE COHEN) >0.8 RESPECTO AL PRE Y GRUPO SIN DOLOR.</i>	127
FIGURA 53. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL BÍCEPS (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	128
FIGURA 54. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR.	128
FIGURA 55. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.	128
FIGURA 56. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL SEMITENDINOSO (IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR.	129
FIGURA 57. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DE ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DE LA MUJER CON DOLOR Y SIN DOLOR.	129
FIGURA 58. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE ACTIVACIÓN DEL ERECTORES ESPINALES (IZQUIERDO Y DERECHO) DEL HOMBRE CON DOLOR Y SIN DOLOR.	129
FIGURA 59. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL TIEMPO DE CONTRACCIÓN DEL ERECTORES ESPINALES	

Índice de figuras

(IZQUIERDO Y DERECHO) DE AMBOS GÉNEROS CON DOLOR Y SIN DOLOR. 130

ANEXO

15. ANEXOS

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN.

Mediante el presente documento se invita al receptor a participar en un estudio de investigación promovido por el Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas y el Departamento de Educación Física de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria, cuyo objetivo general es “Evaluar las características mecánicas de la musculatura Isquiotibial Superficial (Bíceps femoral y Semitendinoso), además de los erectores espinales, para determinar si repercute en la aparición de dolor lumbar referido y , observar el efecto del trabajo de la línea facial posterior mediante la realización de una secuencia de estiramientos específicos.

Para obtener los resultados se utilizará una tensiomiografía y una electromiografía, técnicas no invasivas, rápidas, precisas y sin esfuerzo. La tensiomiografía tiene como objetivo la medición de las características mecánicas y la capacidad contráctil a partir de la deformación radial del musculo mediante un estímulo eléctrico externo, y la electromiografía tiene como objetivo estudiar la actividad eléctrica de la musculatura.

Los estiramientos a desarrollar serán de cadena posterior para estimular las fascias, y observar las alteraciones que sufre el músculo y analizar los beneficios de los estiramientos.

La participación en el estudio es totalmente voluntaria, siendo posible retirarse del mismo en cualquier momento, sin que se altere la relación investigador-participante, ni se produzca perjuicio alguno como consecuencia de dicha relación. Además, se informará en todo momento de nueva información disponible que pueda ser relevante para la decisión del participante de continuar en el estudio.

Todos los documentos que identifiquen al participante serán confidenciales según lo establecido en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, y no estarán a disposición pública. Únicamente los investigadores del estudio podrán tener acceso a dichos datos, y se garantiza que, en caso de publicación de los resultados del estudio, la identidad del sujeto será confidencial. Usted tiene derecho, de acuerdo con la Ley de Investigación Biomédica, a solicitar acceso a la información obtenida de su persona en este estudio a través del investigador.

Por último, indicar que el Comité Ético de Investigación Clínica y las autoridades reguladoras tendrán garantizado el libre acceso a la información original del participante para la verificación de los procedimientos y/o datos del estudio, sin violar la confidencialidad del sujeto, dentro de lo permitido por las leyes y regulaciones vigentes.

El investigador responsable del estudio es María Jesús Gil Méndez, bajo la supervisión del Doctor Ignacio Díez Vega y el Doctor David Rodríguez Ruiz. Para solicitar cualquier información adicional o resolver dudas y preguntas relativas a este estudio puede contactar con él a través del teléfono 608601426.

De cualquier modo, en caso de tener dudas para otorgar el consentimiento de participación en el estudio, el participante podrá consultar a las personas que considere oportuno (familiares, amigos, médico de familia, profesores,...)

DATOS DE INTERÉS

Edad: __ __

Tipo práctica deportiva anterior:

Años de práctica deportiva:

Tipo de práctica deportiva actual:

Horas de actividad física actual (semanal) 1-3 3-5 5-7 7-10 >10

Lesiones:

Correo electrónico para notificaciones:

Teléfono: __ __ __ __ __ __ __ __

CONSENTIMIENTO

Yo,

D/Dña _____

_____, he leído la hoja de información, he comprendido las explicaciones que se me han facilitado, así como las posibles complicaciones y riesgos. Por tanto, declaro estar correctamente informado/a según dispone el artículo 4 de la Ley 41/2002, de 14 de noviembre, y doy mi consentimiento para ser fotografiado durante el estudio y autorizo el uso de la imagen para cualquier uso no insidioso, en la publicación ó ilustración del estudio de investigación.

En , a de
de 20.....

Fdo.

D.N.I.

ANEXO 2. ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS.

Términos

BF: Bíceps femoral

C2: Segunda vértebra cervical

C4: Cuarta vértebra cervical

C7: Séptima vértebra cervical

CL: Columna Lumbar

DL: Dolor Lumbar

Dm: Deformación máxima

EPIDOR: Estudio epidemiológico del dolor en reumatología en España

EE: Erector Espinal

ES: Tamaño del efecto (ES)

et al.: Colaboradores

ext: Extensión

F1: Cálculo del efecto intragrupo (F1)

F2: Cálculo del efecto intergrupo (F2)

flex: Flexión

FMS: Funcional Movement Screen

IASP: La Asociación Internacional para el Estudio del Dolor Lumbar

L3: Tercera vértebra lumbar

L5: Quinta vértebra lumbar

LFS: Líneas fasciales superficiales

LPS: Línea posterior superficial

LSA: Línea superficial anterior

LSP: Línea superficial posterior

OTS: Órganos tendinosos de golgi

Post: Después

Pre: Antes

ROM: Rango de Movimiento

S1: Primera vértebra del sacro

S2: Segunda vértebra del sacro

ST: Semitendinoso

Stiffness: Rigidez muscular,

T1: Primera vértebra torácica

T10: Décima vértebra torácica

T2: Segunda vértebra torácica

T4: Cuarta vértebra torácica

T6: Sexta vértebra torácica

T8: Octava vértebra torácica

Tc: Tiempo de contracción

Td: Tiempo de respuesta o activación

TMG: Tensiomiografía

Tr: Tiempo de relajación

Ts: Tiempo de sustentación

Vc: Velocidad de contracción

Vrm: Velocidad de respuesta normalizada

Estadísticos

CV: Coeficiente de variación

d: Estadístico d de Cohen

IC: Intervalo de confianza

ICC: Correlación

p: Nivel de significación

sig: Tamaño del efecto

Unidades de Medida

cm: Centímetros

Hz: Hertzios

m: Metros

mA: Miliamperios

mm²: milímetro cuadrado

ms: Milisegundo

N/mm: Newton

