



Universidad de Chile
Facultad de Medicina
Escuela de Kinesiología

**ACTIVACIÓN DEL MÚSCULO GLÚTEO MEDIO Y
TENSOR DE LA FASCIA LATA EN LOS EJERCICIOS
WALLBANGER Y PELVIC DROP**

Rocío Araya Baltra
Danilo Castro Mella

2011

**ACTIVACIÓN DEL MÚSCULO GLÚTEO MEDIO Y TENSOR DE LA FASCIA
LATA EN LOS EJERCICIOS WALLBANGER Y PELVIC DROP**

Tesis entregada a la UNIVERSIDAD DE CHILE en cumplimiento parcial de los
requisitos para optar al grado de LICENCIADO EN KINESIOLOGIA.

FACULTAD DE MEDICINA

por

ROCÍO BELÉN ARAYA BALTRA
DANILO IVÁN CASTRO MELLA

2011

DIRECTOR DE TESIS: Klgo. Edgardo Opazo
CO- TUTOR DE TESIS: Klgo. Eduardo Cerda
PATROCINANTE DE TESIS: Sylvia Ortiz Zúñiga

FACULTAD DE MEDICINA

UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACIÓN

TESIS DE LICENCIATURA

Se informa a la Escuela de Kinesiología de la Facultad de Medicina que la Tesis de Licenciatura presentada por los candidatos:

Rocío Belén Araya Baltra
Danilo Iván Castro Mella

Ha sido aprobada por la Comisión Informante de Tesis como requisito para optar al grado de Licenciado en Kinesiología, en el examen de defensa de Tesis rendido el (fecha).....

DIRECTOR DE TESIS:

Edgardo Opazo

.....

COMISION INFORMANTE DE TESIS.

NOMBRE

FIRMA

.....

.....

.....

*A mi familia, por acompañarme y apoyarme en cada momento.
A mi mamá especialmente, por impulsarme siempre a hacer las cosas de la mejor manera.
A mi amor, mi mejor amigo y compañero, por hacerlo todo más llevadero y alegrar mi vida.*

Rocío

*"A mis padres, por su apoyo incondicional,
y a Rocío por todo el amor que me ha entregado"*

Danilo

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a todas las personas que participaron y colaboraron en esta investigación:

A nuestro director de tesis, el Klgo. Edgardo Opazo, por su ayuda en momentos complicados, su constante apoyo y dedicación.

Al Klgo. Eduardo Cerda las enseñanzas técnicas, su buena disposición y el tiempo que dedicó a ayudarnos.

Al Klgo. Claudio Rozbaczylo por su buena disposición, interés y sentido del humor.

A todos los voluntarios que nos ayudaron desinteresadamente participando de este estudio.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	i
ABSTRACT	ii
ABREVIATURAS	iii
INTRODUCCIÓN	1
Planteamiento del problema	
- Pregunta de Investigación	1
- Justificación del problema	2
MARCO TEÓRICO	
Abductores de cadera	
- Glúteo Medio	3
- Tensor Fascia Lata	4
- Banda Iliotibial	4
Locomoción y Función de los Abductores de Cadera	4
Debilidad de Abductores y Patologías de Miembro Inferior	5
Patologías Asociadas	
- Síndrome Dolor Patelofemoral	6
▪ Etiología	6
▪ Debilidad Musculatura Abductora y Sd. de Dolor Patelo-Femoral	7
▪ Tratamiento	7
- Lesión Ligamento Cruzado Anterior	8
▪ Etiología	8
▪ Ligamento Cruzado Anterior y Cadera	9
▪ Tratamiento	9
- Síndrome Fricción Banda Iliotibial	10
▪ Etiología	10
▪ Tratamiento	10
Fortalecimiento Glúteo Medio	11
Electromiografía de Superficie	12
OBJETIVOS	
- Generales	14
- Específicos	14

HIPÓTESIS	14
MATERIAL Y MÉTODO	
- Diseño de la investigación	15
- Identificación de la población	15
▪ Criterios de Inclusión y Exclusión	15
▪ Tipo de Muestreo	15
- Procedimiento de Obtención y Descripción de la Muestra	15
- Procedimiento	16
- Procesamiento de datos	16
- Definición de Variables	17
- Descripción de Ejercicios	17
- Análisis estadístico	18
RESULTADOS	19
CONCLUSIÓN	20
DISCUSIÓN	21
- Limitaciones	23
- Proyección	24
REFERENCIAS	25
ANEXOS	
1.- Consentimiento informado	29
2.- Puntos de referencia para la colocación de electrodos	30
3.- Posición para medición de máxima contracción isométrica voluntaria	30
4.- Ejercicios	32

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Promedio de activación muscular, representado como % MCIV

RESUMEN

La debilidad de los músculos de la cadera, en especial la del músculo Glúteo Medio, ha sido relacionada con diversas lesiones deportivas de la extremidad inferior. El tratamiento de varias de estas lesiones es conservador, considerándose en él además de la activación de los abductores de cadera, la disminución de la tensión de la Banda Iliotibial, sin embargo, aún la evidencia es limitada respecto a qué ejercicios serían más apropiados. El propósito de nuestro estudio fue determinar el nivel de activación de los músculos abductores de cadera en dos ejercicios utilizados en la práctica clínica. La muestra fue de 22 mujeres, sanas y físicamente activas (edad 23 ± 2 años). Se analizó la amplitud de la señal electromiográfica de los músculos Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata en los ejercicios *Pelvic Drop* y *Wallbanger*, siendo expresada como porcentaje de la máxima contracción isométrica voluntaria. Los resultados fueron analizados con el programa IBM SPSS Statistics 20, mediante la prueba de Wilcoxon. La activación del músculo Glúteo Medio fue de un $23,946\% \pm 11,321$ (promedio \pm DE) en el ejercicio *Pelvic Drop* y de un $18,197\% \pm 9,61$ en el ejercicio *Wallbanger*. La activación del músculo Tensor de la Fascia Lata fue de un $26,581\% \pm 19,264$ en el ejercicio *Pelvic Drop* y de un $12,953\% \pm 11,129$ en el ejercicio *Wallbanger*. En ambos casos, al analizar por músculo, las diferencias fueron estadísticamente significativas, al igual que la obtenida entre la activación del Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata en el ejercicio *Wallbanger*. Se concluye que el ejercicio *Pelvic Drop* logra una mayor activación de los músculos abductores de cadera, sin embargo, es el ejercicio *Wallbanger* el que consigue una activación diferenciada, activando menos al Tensor de la Fascia Lata que al Glúteo Medio. Se espera que la información encontrada aporte al conocimiento más acabado sobre el tratamiento y prevención de distintas patologías de miembro inferior, sirviendo de base para estudios posteriores que optimicen el tiempo de recuperación de los pacientes.

Palabras clave: *Activación muscular, Señal electromiográfica, Glúteo Medio, Tensor de la Fascia Lata, Banda iliotibial.*

ABSTRACT

Hip muscle weakness, especially in the Gluteus Medius, has been associated with several lower extremity sport injuries. The treatment of several of these injuries is conservative, where it is considered in addition to activation of the hip abductors, decrease the tension of the Iliotibial Band, however, the evidence is still limited about what exercises would be more appropriate. The purpose of our study was to determine the level of activation of the hip abductor muscle in two exercise used in clinical practice. The sample included 22 women, healthy and physically active (age 23 ± 2 years). We analyzed the electromyographic signal amplitude of the Gluteus Medius and Tensor Fascia Latae muscles in Pelvic Drop and Wallbanger exercises, being expressed as a percentage of maximum voluntary isometric contraction. The results were analyzed with the program IBM SPSS Statistics 20, by testing Wilcoxon. The Gluteus Medius activation was $23,946\% \pm 11,321$ (mean \pm SD) in the *Pelvic Drop* exercise and $18,197\% \pm 9,61$ in the Wallbanger exercise. The Tensor Fascia Latae activation was $26,581\% \pm 19,264$ in the *Pelvic Drop* exercise and $12,953\% \pm 11,129$ in the *Wallbanger* exercise. In both cases, the differences were statistically significant, as that obtained between the activation of the Gluteus Medius and Tensor Fascia Latae in the *Wallbanger* exercise. We conclude that *Pelvic Drop* exercise achieve greater activation of the hip abductor muscles, however, is *Wallbanger* exercise which achieves a differential activation, causing a lower activation in the Tensor Fascia Latae than in Gluteal Medius muscle. It is hoped that the information found contribute to knowledge on the treatment and prevention of various diseases of lower limb, serve as a basis for further studies to optimize the recovery time of patients.

Keywords: *Muscle activation, electromyographic signal, Gluteus Medius, Tensor fascia latae, Iliotibial Band.*

ABREVIATURAS

GM	Glúteo Medio
SFBIT	Síndrome de Fricción de la Banda Iliotibial
SDPF	Síndrome de Dolor Patelofemoral
BIT	Banda Iliotibial
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
EMG	Electromiografía/Electromiograma
TFL	Tensor de la Fascia Lata
DPF	Dolor Patelofemoral
EFL	Epicóndilo Femoral Lateral
RMS	Root Mean Square
W	Wallbanger
PD	Pelvic Drop

INTRODUCCIÓN

Los niveles de activación de los músculos de la articulación de la cadera se han convertido en un área de creciente interés en referencia a lesiones de la extremidad inferior (Beckman & Buchanan, 1995; Tyler et al., 2006). Estudios han demostrado que la debilidad o inhibición del glúteo medio (GM) está relacionada con diferentes lesiones de la extremidad inferior, entre ellas se encuentran: síndrome de fricción de la Banda Iliotibial (SFBIT) (Fredericson et al., 2000), síndrome de dolor patelofemoral (SDPF) (Ireland et al., 2003; Mascal et al., 2003), lesión de Ligamento Cruzado Anterior (LCA) (Hewett et al., 2005), pie pronado (Tiberio, 1987) e inestabilidad crónica de tobillo (Beckman & Buchanan, 1995).

Al no activarse correctamente el GM en la fase de apoyo de la carrera, disminuye la capacidad de estabilizar la pelvis y de controlar la aducción en forma excéntrica, debiendo ser compensado por otros músculos sinergistas. Consecuentemente aumenta la tensión de la Banda Iliotibial (BIT), generándose una tendencia a comprimir los tejidos bajo ella. Esto puede llevar a dolor patelofemoral (Mizuno et al., 2001) o a fricción en la Banda Iliotibial (Fredericson., 2000). Además, la debilidad de los abductores de cadera, puede llevar a posiciones que predisponen la aparición de la lesión del Ligamento Cruzado Anterior (Hewett et al., 2005).

Es por esto que mejorar la fuerza y activación de este músculo puede ser un aspecto crítico en programas de rehabilitación y prevención (Distefano et al., 2009). Generalmente son favorecidos ejercicios de carga de peso en cadena cerrada, porque replican mejor movimientos funcionales y deportivos, comparados con ejercicios de no carga (Hall & Brody, 2005).

Para progresar con el paciente hasta el retorno completo a la actividad, es necesario entender la total contribución muscular durante ejercicios funcionales, que son a menudo prescritos para fortalecer los músculos de la cadera (Boudreau et al., 2009). Un terapeuta debería ser capaz de establecer un programa específico que incluya ejercicios con posiciones óptimas para trabajar músculos con un déficit detectado en su rendimiento. Análisis de electromiografía (EMG) puede proveer información sobre la cantidad relativa de actividad muscular requerida en un ejercicio, como también la posición óptima para realizarlo (Ekstrom et al., 2007).

Planteamiento del problema

- ***Pregunta de investigación:***

¿Se puede lograr una activación diferenciada de los músculos Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata? Ejercicios usados normalmente en clínica: ¿Logran activar más al Glúteo Medio que al músculo Tensor de la Fascia Lata?

- ***Justificación del problema:***

Siendo aceptada la debilidad del GM como una causa importante de diversas lesiones de extremidad inferior, se han creado distintos ejercicios y programas para su entrenamiento, no habiendo evidencia suficiente sobre cuáles de ellos son más eficaces en la activación de dicho músculo, y menos aún considerando el efecto que tienen en la activación del músculo Tensor de la Fascia Lata (TFL), con la consecuente repercusión en la Banda Iliotibial. Por ello creemos relevante la realización de este estudio, que aportará al mejor manejo y prevención de lesiones como el SFBIT y el SDPF (entre otras), que van en aumento debido al incremento en la popularidad de ejercicios como el correr y otras prácticas deportivas. Este podría ser el principio de una serie de investigaciones que pretendan aportar conocimiento al tratamiento más óptimo de dichas lesiones, sirviendo de base para futuras pautas y protocolos que optimicen el tiempo de recuperación de las personas.

MARCO TEÓRICO

Abductores de Cadera

- *Glúteo Medio*

El GM se inserta a lo largo de la cresta iliaca (en el borde externo del hueso iliaco entre las líneas glúteas anterior y posterior), la fascia glútea, el borde posterior del TFL y la BIT suprayacente (Moore & Dalley, 1999).

El GM es curvo y en forma de abanico, el que disminuye hacia un fuerte tendón que se inserta en la zona antero superior del trocánter mayor. La masa muscular tiene tres partes bien diferenciadas: anterior, media y posterior, las que son de aproximadamente igual volumen y confieren al GM su forma de abanico (Gottschalk et al, 1989).

El nervio Glúteo Superior emite ramas separadas para cada una de las tres partes del GM, así como ramas separadas para el Glúteo Menor y TFL (Gottschalk et al, 1989).

Las fibras de la parte posterior son más horizontales y corren casi paralelas al cuello del fémur. La parte anterior tiene fibras que corren casi verticales desde la cresta iliaca anterior a la parte superior del trocánter. Las fibras de la parte media también tienden a tener una orientación más vertical (Gottschalk et al, 1989).

Esta orientación de la parte anterior y media del GM parece posicionarlas mejor para abducir la cadera, que la parte posterior más horizontal (Earl, 2005; Ekstrom et al, 2007; Conneely et al, 2006). Por otro lado, la parte posterior del GM podría estar encargada de estabilizar la cabeza femoral en el acetábulo (Gottschalk et al, 1989).

En cuanto a la rotación de la pelvis hay controversia. Ireland et al. demostraron debilidad significativa de abducción de cadera y rotación lateral en mujeres con dolor patelofemoral (DPF), cuando se compararon con el grupo control (Ireland et al, 2003). Esta debilidad fue atribuida a una disfunción del GM. En contraste, Earl observó la mayor activación del GM en tareas que combinaban abducción y rotación medial (Earl, 2005). Los patrones de orientación e inserción de la porción anterior y posterior parece reflejar las propuestas acciones de rotación medial y lateral respectivamente, en concordancia con los hallazgos de estudios de EMG (Conneely et al, 2006).

Funcionalmente se considera que el rol primario del GM es estabilizar la pelvis y controlar el movimiento del fémur durante la carga dinámica de peso (Fredericson et al, 2000; Earl, 2005). Y específicamente respecto al tipo de contracción realizada, autores consideran que el GM concéntricamente abduce la cadera, isométricamente estabiliza la pelvis, y excéntricamente controla la aducción de cadera y la rotación medial (Moore & Dalley, 1999).

- ***Tensor de la Fascia Lata***

El TFL es un músculo amplio y plano. Se origina desde la porción anterior del labio externo de la cresta iliaca, la superficie externa de la espina iliaca, y la superficie profunda de la fascia lata (Hill et al, 1978). En su origen, yace entre el GM y el sartorio, variando su largo entre 12 y 15 cm. Es investido por las dos capas de la porción de la BIT de la fascia lata, por lo que se inserta y mezcla en el muslo proximal y medio (Hill et al, 1978; Nahai et al, 1978). Su inervación proviene de L4 y L5, vía rama inferior de nervio glúteo superior (Nahai et al, 1978).

El TFL, funcionalmente, puede ser dividido en una porción anteromedial, abductora-flexora, y una porción posterolateral, abductora-rotadora interna (Paré et al, 1981).

Se ha considerado también, que el TFL resiste el estrés en varo aplicado a la rodilla que carga peso durante el apoyo unipodal (estático) y durante la fase de apoyo de la marcha (Maquet, 1976).

- ***Banda Iliotibial***

La BIT es considerada una continuación de la porción tendinosa del músculo TFL y está indirectamente unida a parte del GM, Glúteo Mayor y al músculo Vasto Lateral. Está conectada a la línea áspera por medio de un septum intermuscular justo hasta la parte proximal del Epicóndilo Femoral Lateral (EFL) (Martens et al., 1989). Distalmente, se extiende e inserta al borde lateral de la patela, el retináculo lateral y el tubérculo de Gerdy de la tibia. La BIT queda libre de su unión al hueso, solo desde la parte superior del EFL al tubérculo de Gerdy (Martens, 1989).

La BIT asiste al TFL en la abducción del muslo o, más precisamente controla y desacelera su aducción. Además, funciona como estabilizador anterolateral de rodilla. Grood et al. confirman este rol con su estudio en muestras de cadáveres (Grood, 1981).

Locomoción y Función de Abductores de Cadera

Para que la locomoción sea más eficiente el cuerpo utiliza varias estrategias, entre las que destacan: almacenamiento y posterior retorno de energía potencial elástica, a través del estiramiento de estructuras elásticas (principalmente tendones), y la transferencia de energía de un segmento corporal a otro, vía músculos que atraviesan dos articulaciones (Novacheck, 1998).

El primer sistema permite gastar menos energía y al mismo tiempo absorber el impacto en la fases de contacto inicial, tanto en la marcha como en la carrera. En general se observa un patrón en el que las unidades músculo tendinosas absorben poder por estiramiento (contracción excéntrica) justo antes de generar poder por acortamiento (contracción concéntrica). El músculo aún debe ejercer tensión, pero se acorta y estira menos (Novachechk, 1998).

Para la absorción de impacto, en la carrera, a medida que se flexiona la rodilla tras el contacto inicial, el Cuádriceps se contrae excéntricamente, en *sprint*, son los Flexores Plantares de Tobillo quienes absorben gran parte de la energía. Con el mismo fin, la cadera en esta fase aduce relativa a la pelvis, la que permanece relativamente estacionaria (Novacheck, 1998).

El que la cadera permanezca estable en la fase apoyo, tanto en la carrera como en la marcha, o mientras se realice un apoyo unipodal estático, es gracias a la acción de los abductores, el GM y el TFL (Fredericson et al., 2000; Novacheck, 1998), quienes realizan una contracción excéntrica. Luego, en fase de propulsión, en la medida que ocurre una abducción en la cadera, realizan una contracción concéntrica, generando poder (Novacheck, 1998).

Debilidad de Abductores y Patologías de Miembro Inferior

Estudios han demostrado que la debilidad o inhibición del GM está relacionada con diferentes lesiones de la extremidad inferior, entre las que se encuentran: síndrome de fricción de la banda iliotibial (Fredericson et al., 2000), síndrome de dolor patelofemoral (Ireland et al, 2003; Mascal et al, 2003), lesión de ligamento cruzado anterior (Hewett et al., 2005), pie pronado (Tiberio, 1987) e inestabilidad crónica de tobillo (Beckman & Buchanan, 1995).

Durante actividades en donde se carga peso, la combinación de la fuerza de reacción, fuerzas de los ligamentos y fuerzas de los músculos/tendones a través de todas las articulaciones de la extremidad inferior están interrelacionadas; entonces un estrés anormal/excesivo, patrones neuromusculares ineficientes, o debilidad muscular en una articulación puede tener un efecto en la cadena cinética completa (Lubahn et al., 2011).

Normalmente en el apoyo unipodal el vector del peso del cuerpo va medial a la rodilla, produciendo un vector varizante externo. La BIT estabiliza la rodilla generando un vector de valgo interno para ayudar a mantener la posición vertical. El peak del momento valgo generado, calculado en el plano coronal, es dos veces y media mayor en la carrera que en la marcha (Novacheck, 1998).

Si a la cadera le falta estabilidad durante actividades de carga de peso unipodal, ya sea por debilidad o inhibición del GM, ésta será en parte compensada por el otro abductor de cadera: el músculo TFL. Por lo tanto, frente a una debilidad del GM en el apoyo unipodal, el fémur tiende a aducir y rotar medialmente, dejando un valgo aumentado de rodilla y una pronación del pie, lo que se denomina colapso medial de la extremidad inferior (Powers, 2003). Esta situación genera un aumento en la tensión de la BIT y en la compresión patelofemoral, asociados al SDPF (Mizuno et al., 2001), dejando además a la BIT más vulnerable a lesiones en el EFL, durante la marcha o la carrera, especialmente durante el inicio de la fase de apoyo, cuando ocurre la máxima desaceleración para absorber la fuerza de reacción del piso (Fredericson, 2000). Por otro lado, hay una directa relación

entre el DPF y la pronación del tobillo (Tiberio et al., 1987; Powers et al., 2002). A su vez estudios han mostrado una relación entre lesiones del LCA, el valgo aumentado de rodilla (Hewett et al., 2005) y la pronación del pie (Allen & Glasoe, 2000).

Además de lo observado en sujetos con debilidad del GM en apoyo unipodal, Sommer encontró un patrón similar de movimiento estereotipado de valgo de rodilla y rotación interna del fémur durante la fase de aceleración previa al despegue en el salto, en sujetos saludables, fatigados, hombres y mujeres (Sommer, 1988). Posteriormente, sofisticados análisis cinemáticos de sujetos durante movimientos deportivos han confirmado este mismo patrón, particularmente en mujeres (Malinzak et al., 2001; Sigward et al., 2001; Lephart et al., 2002).

Patologías Asociadas

- **Síndrome de Dolor Patelofemoral**

El síndrome de dolor patelo femoral (SDPF) es caracterizado por un dolor difuso sobre la zona anterior de la rodilla y es usualmente agravado por actividades como subir o bajar escaleras, hacer sentadillas y permanecer sentado por tiempos prolongados (Wilson et al, 2003).

Etiología

Es universalmente aceptado que el mal alineamiento patelofemoral contribuye al dolor patelofemoral (Sanchis-Alfonso et al., 1999; Fulkerson, 2002). También es aceptada la hipótesis de su relación con un *tracking* patelar anormal, el que aumenta el estrés en la articulación y causa un desgaste posterior en el cartílago articular (Grana & Kriegshauser, 1985; Sanchis-Alfonso et al., 1999). Sin embargo, puede ocurrir dolor retropatelar y crépitos cuando la patela articula contra el cóndilo femoral, incluso en ausencia de cualquier daño medible en el cartílago articular (Grana & Kriegshauser, 1985).

La literatura sugiere que la etiología del DPF es multifactorial (Ireland et al., 2003). Con respecto al mal alineamiento, hay factores relacionados directamente a la articulación: insuficiencia del Vasto Medial, Isquiotibiales y/o Cuádriceps, falta de flexibilidad de la BIT, patela alta y anteversión femoral (Eckhoff et al., 1997; Sanchis-Alfonso et al., 1999).

También se ha estudiado la influencia de factores distales en el SDPF, como la excesiva o prolongada pronación del pie durante actividades funcionales (Tiberio, 1987; Powers et al., 2002). Considerando que la tibia debe estar rotada externamente con respecto al fémur para que ocurra la extensión de rodilla, estos autores sugieren el siguiente mecanismo para explicar el dolor: durante la fase de apoyo medio y terminal de la marcha, en presencia de una excesiva o prolongada pronación de pie, la tibia permanece internamente rotada cuando la rodilla comienza a extenderse, y para

compensar esto, el fémur debe rotar internamente de forma excesiva, de manera que la tibia permanezca rotada externamente con respecto al fémur (Tiberio, 1987). Esta compensación crea un mayor ángulo Q y puede aumentar significativamente la presión retropatelar (1984; Mizuno, 2001).

Debilidad de Musculatura Abductora y SDPF

Varios autores han sugerido que la debilidad en los abductores de cadera puede ser una discapacidad asociada con el SDPF, porque un pobre control de ellos puede conducir a un movimiento anormal de la extremidad inferior o de la patela (Sommer, 1988; Sanchis-Alfonso et al., 1999; Fulkerson, 2002; Mascal et al., 2003; Powers, 2003). Teóricamente, esta debilidad llevaría a un mal alineamiento de la articulación patelofemoral al rotar internamente el fémur bajo la patela, en actividades de carga de peso (Powers, 2003).

Estudios adicionales han mostrado que mujeres, comparadas con su contraparte masculina, exhiben momentos externos de valgo significativamente superiores (Sigward et al., 2001), un movimiento de valgo de rodilla asociado (Malinzak et al., 2001), y una rotación interna de la cadera (Lephart et al., 2002). Actividades repetitivas con este mal alineamiento pueden eventualmente conducir a daño en el cartílago retropatelar articular, generalmente asociado con este síndrome (Ireland et al., 2003). Además, Ireland et al. concluyen en su estudio que las mujeres jóvenes con dolor patelo-femoral son más propensas a demostrar debilidad en la abducción de cadera y en la rotación externa que mujeres de la misma edad asintomáticas (Ireland et al, 2003), por lo que en ellas se puede originar el *tracking* lateral de la patela y aumentar la presión retropatelar lateral (Mizuno, 2001). Movimientos repetitivos con este mal alineamiento pueden causar lesiones en el retináculo, cartílago articular retropatelar o en el hueso subcondral (Fulkerson, 2002).

Tratamiento

Muchos enfoques no quirúrgicos han sido desarrollados para tratar este síndrome, pero ninguna intervención en particular ha demostrado ser la más efectiva (Bizzini et al., 2003). Dado que la premisa detrás de la mayoría de los tratamientos es que el DPF es el resultado de un *tracking* anormal de la patela y/o mal alineamiento, las intervenciones están a menudo enfocadas localmente, y típicamente incluyen: fortalecimiento de Cuádriceps, *taping* patelar, *bracing* patelar, estiramientos, y movilización de tejidos blandos (Powers, 1998; Thomee et al., 1999). Desafortunadamente, los resultados de estos enfoques de intervención han sido mixtos (Bizzini et al., 2003; Heintjes et al., 2003).

Aumentar la flexibilidad en los flexores de cadera y en la BIT puede reducir la tensión en el retináculo lateral, permitiendo a la patela un *tracking* apropiado. Evidencia que soporta esta teoría

ha sido provista por Powers et al. usando métodos de MRI dinámica durante sentadillas parciales con una pierna. El contribuidor primario al tilt lateral y desplazamiento en un grupo de pacientes con inestabilidad patelar fue la rotación interna del fémur y no el movimiento patelar (Powers et al, 2003). Además, actividades específicas enfocadas al trabajo de la musculatura lateral de la cadera han sido incorporadas en programas de intervención de terapia física para mejorar el dolor, discapacidad y función en pacientes con SDPF (Mascal et al., 2003).

- **Lesión Ligamento Cruzado Anterior**

Cambios de dirección rápidos y sin anticipación, son a menudo citados como un mecanismo común de ruptura del LCA sin contacto (Boden et al, 2000). La mayoría ocurre durante una fuerte desaceleración o caída, seguida de un colapso en valgo (Boden et al, 2000).

Etiología

Factores anatómicos, contribuyen de manera importante al alineamiento mecánico de la extremidad inferior asistiendo la estabilidad global de la articulación de rodilla del atleta. Diversas alteraciones en dicho alineamiento, han sido asociadas a un incremento de riesgo de lesión del LCA tales como:

- Aumento del ángulo Q (Shambaugh et al, 1991), presente especialmente en mujeres (Livingston 1998).
- Aumento del valgo de rodilla medido en forma dinámica (Hewett et al, 2005), siendo significativamente mayor en mujeres al examinar la caída desde un salto vertical (Ford et al, 2003).
- Pronación del pie por un incremento de la rotación interna de la tibia. Estudios han documentado una mayor caída del hueso navicular en individuos con historia de lesión del LCA (Allen & Glasoe, 2000).

Estudios han sugerido una relación entre estas dos últimas alteraciones (aumento del valgo de rodilla e incremento de la pronación del pie) y el aumento de la traslación anterior de la tibia (Fukuda, 2003), incrementando en cada caso la tensión en el LCA, por ser éste el responsable de restringir dicho movimiento (Markolf et al., 1978). Por la misma razón, un incremento en la laxitud general de la articulación aumenta el riesgo de lesión (Markolf et al, 1978), siendo mayor la encontrada en atletas femeninas (Boden et al, 2000). Se han detectado Isquiotibiales con una flexibilidad aumentada en atletas lesionados (Boden et al, 2000). Trabajos piloto sugieren que ello puede ser parcialmente responsable de la disminución del control dinámico de la rodilla en atletas femeninas (Hewett et al, 1996).

LCA y Cadera

La diferencia entre géneros en el ángulo de abducción de rodilla es indicador de una alteración en el control dinámico neuromuscular de la extremidad inferior en el plano coronal. Estas diferencias cinemáticas probablemente reflejan las discrepancias en los patrones de contracción de aductores y abductores de la cadera (Hewett et al, 2005).

En la cadera, el ángulo durante la caída puede ser un determinante importante de la fuerza de impacto en la rodilla (Malinzak et al, 2001). La performance repetida de la maniobra de alto riesgo con insuficiente control del movimiento de cadera en el plano transversal puede llevar al colapso en valgo y la rotura del LCA (Boden et al, 2000). El lado con un desbalance en la fuerza neuromuscular, flexibilidad y coordinación puede ser un importante predictor de incremento del riesgo de lesión, así como también lo es la disminución de la activación de los músculos de la cadera (Hewett et al, 2005).

El músculo abductor de cadera puede jugar un rol importante en el control del movimiento de valgo excesivo y el torque en atletas femeninas (Myer et al, 2005). Ellas tienen un mayor momento externo de aducción de cadera durante la caída, lo que podría indicar que tienen un control dificultoso de la cadera, especialmente resistiendo la aducción, durante los movimientos deportivos dinámicos (Ford et al, 2003; Hewett et al, 1996).

Tratamiento:

El entrenamiento neuromuscular facilita la adaptación neuromuscular que enseña a los atletas a usar patrones de estabilización de la articulación. Este entrenamiento permite a las atletas femeninas adoptar estrategias de reclutamiento muscular que disminuyen el movimiento de la articulación y protegen el LCA de altas cargas durante la ejecución (Myer et al, 2005).

Entrenamientos de técnica corrigieron el salto y las técnicas de caída y redujeron significativamente el momento de abducción en la rodilla (Hewett et al, 1996), disminuyendo la lesión del LCA en la intervención de un grupo femenino a una tasa similar a la de los hombres (Hewett et al, 1999).

La contracción muscular puede disminuir la laxitud del valgo dinámico de rodilla (Markolf et al, 1978), aumentando el control neuromuscular de la extremidad inferior en el plano coronal.

Variaciones importantes son posibles en la biomecánica del movimiento y en la fuerza y reclutamiento muscular de la extremidad inferior en atletas femeninas, después de un entrenamiento neuromuscular (Hewett et al, 1996).

- **Síndrome de Fricción de la Banda Iliotibial**

El SFBIT consiste en la lesión por sobreuso que resulta de la fricción repetitiva de la BIT sobre el EFL, que se mueve a anterior cuando la rodilla se extiende y a posterior cuando se flexa (Evans, 1979).

Etiología

La etiología del SFBIT es multifactorial con presentación de factores intrínsecos y extrínsecos (McNicol et al., 1981; Taunton et al., 2002).

Entre los factores intrínsecos destacan: tibia vara, valgo subtalar, discrepancia en el largo de la extremidad inferior, aumento del ángulo Q, cóndilo lateral prominente, excesiva pronación del pie y debilidad del GM. Cada uno de ellos predispone a un aumento de la tensión en la BIT induciendo a lesiones (Orchard et al, 1996; Messier et al, 1995; McNicol et al, 1981). Además, ha sido reportado que el SBIT es más común en corredores con genu varo (Kalenak & Hanks, 1991), debido a que la proyección del peso del cuerpo cae en un posición más medial, provocando un mayor vector varizante externo, que debe ser contrarrestado por la BIT, resultando un aumento en la cantidad de fricción (Novacheck, 1998).

Dentro de los factores extrínsecos se incluyen diversas variables de entrenamiento, tales como correr excesivamente en una misma dirección en pista, correr un kilometraje semanal mayor de lo normal o aumentarlo repentinamente, uso de calzado inadecuado, o correr cuesta abajo, donde decrece la flexión de rodilla en la fase de contacto inicial, aumentando la fricción entre la BIT y el EFL (Beers et al 2008; Fredericson & Wolf 2005).

En el estudio de Taunton et al. 168 de los 2.002 corredores lesionados (8,4%) fueron diagnosticados con SFBIT. Los factores más significativos que contribuyeron a su aparición fueron la debilidad de abductores de cadera, discrepancia en el largo de las piernas y una historia de correr cuesta abajo (Taunton et al., 2002). En otro estudio, Messier et al. encontraron que los corredores con SFBIT en comparación a no lesionados hacían un mayor kilometraje semanal, y tenían un gran porcentaje de su entrenamiento en pista. Además los deportistas lesionados presentaban mayor debilidad en la flexión y extensión de rodilla y exhibían una menor fuerza máxima de frenado (Messier, 1995).

Tratamiento

Diversos estudios se han realizado con el fin de determinar la efectividad de distintos tratamientos en deportistas que presentan SFBIT. En pocos casos, en que los pacientes resultan refractarios al tratamiento conservador, se opta por la cirugía. El procedimiento más común consiste en la

liberación de los 2 cm. posteriores de la BIT del cóndilo lateral, donde se genera la mayor tensión (Martens et al., 1989).

En cuanto al tratamiento conservador, aunque difieren en los ejercicios considerados, es posible identificar una progresión similar en todos ellos, correspondiente al tratamiento general que se lleva a cabo en distintas lesiones del tejido conectivo. Este consiste en un inicio, en el tratamiento de la respuesta aguda inflamatoria, progresando a una fase correctiva, para finalizar con el reintegro a la actividad regular (Fredericson & Wolf, 2005).

A continuación de la fase aguda y subaguda, donde se tratan la inflamación y la tensión de la BIT respectivamente, se comienza la fase de fortalecimiento trabajando la musculatura de la extremidad inferior, con énfasis en el GM. Con un adecuado enfoque en el tratamiento, la mayoría de los pacientes podría retornar a su actividad dentro de 6 semanas. Se recomienda evitar correr en pendientes las primeras semanas e ir incrementando gradualmente la distancia y frecuencia (Fredericson & Wolf, 2005). Estudios biomecánicos (Orchard et al., 1996) muestran que una carrera rápida agravaría menos el SFBIT, ya que en ella la rodilla se flexa más allá de los 30° en donde ocurre la fricción.

Fortalecimiento Glúteo Medio

Debido a la ya explicada asociación entre debilidad de GM y diversas lesiones de extremidad inferior, mejorar la fuerza y activación de este músculo puede ser un aspecto crítico en programas de rehabilitación y prevención de lesiones (Distefano et al, 2009), mejorando la cinemática de la extremidad inferior, el rendimiento deportivo y ayudando en la reducción del dolor (Fredericson et al, 2000; Tyler et al, 2006).

Diversos protocolos (Beers et al, 2008; Fredericson et al, 2000) se han realizado con el fin de examinar distintos ejercicios para incrementar la fuerza del GM, los que incluyen contracciones concéntricas en posición decúbito lateral y ejercicios en apoyo unipodal y de estabilización de pelvis; más recientemente se han agregado ejercicios que enfatizan la contracción excéntrica del músculo, movimientos triplanares y patrones integrados de movimiento. Las series deben ser ejecutadas con ambas piernas, aún cuando solo una esté sintomática.

Aún cuando no hay ensayos publicados sobre la eficacia de los ejercicios de fortalecimiento como tratamiento exclusivo del SFBIT, el fortalecimiento de los abductores de cadera se recomienda a menudo (Fredericson & Wolf, 2005). En su estudio, Fredericson demostró la presencia de debilidad en los músculos abductores en corredores con SBIT, en comparación a la pierna no afectada y al grupo control (Fredericson et al, 2000). Adicionalmente, tras un programa de ejercicios de fortalecimiento, se observó la mejoría de los deportistas, quienes retornaron a su programa de

entrenamiento previo. Sin embargo, el programa incluía además de ejercicios de fortalecimiento, descanso y estiramientos, no pudiendo atribuir los resultados únicamente al incremento de la fuerza de abductores. En este mismo artículo se comenta la necesidad de efectuar estudios que determinen si, corredores que presentan debilidad en dichos músculos, tienen mayor riesgo de desarrollar un síndrome por fricción. Esto sería de utilidad para llevar a cabo ejercicios profilácticos en los deportistas con el fin de reducir dichos riesgos.

En cuando al SDPF, Mascal et al. en su estudio prueban la efectividad de un programa de fuerza y flexibilidad en los músculos de la cadera, en dos pacientes con DPF durante catorce semanas. Después de completada la intervención, ambos pacientes reportaron una significativa reducción en el DPF, un aumento en la producción de fuerza en la abducción y extensión isométrica de la cadera, y la capacidad para volver a su estado de función original (Mascal et al., 2003). Hewett et al. reportaron que un programa de entrenamiento de seis semanas de fuerza, flexibilidad, y trabajo neuromuscular, enfocado en la musculatura de la cadera, dio lugar a un descenso en la incidencia de lesiones de rodilla en atletas mujeres en una temporada de juego (Hewett et al., 1999). Del mismo modo, Tyler et al. mostraron en su estudio que el 66% de pacientes con DPF tuvieron un resultado positivo después de un protocolo con énfasis en la fuerza y flexibilidad de la musculatura de la cadera. El protocolo de tratamiento fue efectivo en mejorar la flexibilidad en el Psoas Iliaco y en la BIT, y en mejorar la fuerza en la flexión, abducción y aducción de cadera (Tyler et al., 2006).

Por las implicancias clínicas que se asocian a la debilidad del GM y otros músculos de la extremidad inferior, se han realizado numerosos estudios donde se analizan ejercicios y la respectiva activación de estos músculos (Ayotte et al, 2007; Boudreau et al, 2009; Distefano et al, 2009), pero aún no es suficiente para establecer cuál o cuales ejercicios serían de elección para el SBIT o SDPF, o como prevención de lesiones en el LCA, dadas sus características etiológicas.

Electromiografía de Superficie

La electromiografía es la técnica que permite la detección y análisis del Electromiograma es decir, del potencial eléctrico producido durante las contracciones musculares (Basmajian, 1962). Ella nos permite comprender los comportamientos motores intencionales y automáticos (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011), por lo que es de particular relevancia en las ciencias del deporte y la medicina de rehabilitación (Merletti & Parker, 2004).

El EMG puede detectarse directamente, mediante la inserción de electrodos en el tejido muscular, o indirectamente, con electrodos de superficie colocados en zonas de la piel localizadas justo encima del tejido muscular. En ambos casos se genera un aumento de amplitud al efectuar una contracción, sin embargo, el EMG de superficie es menos selectivo, al transmitir muchos potenciales de acción

de un conjunto de unidades motoras y en raras ocasiones indica la activación individual de una de ellas. No obstante, por el hecho de ser un método no invasivo, los electrodos de superficie son muy populares entre los científicos del deporte (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011).

El EMG de superficie transmite información sobre la activación muscular incluyendo la intensidad de la contracción muscular, la manifestación mioeléctrica de la fatiga muscular y el reclutamiento de unidades motoras (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011). Además, permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha, en estudios de rendimiento deportivo y en áreas como la medicina laboral y la ergonomía (Massó et al., 2010).

La forma, el área y la distancia entre las superficies de detección (electrodos), determina el número de fibras musculares captadas por el electrodo, lo que afecta la amplitud de la señal, es decir, mientras mayor sea el número de fibras que cubre el área de detección, mayor será la amplitud de la señal del EMG (De Luca, 1997).

La ubicación adecuada de los electrodos es, siempre que sea posible, en la línea media del vientre muscular, entre la unión miotendinosa y el punto motor (Cram & Kasman, 1998), con la superficie de detección orientada paralelo al largo de la fibra muscular (De Luca, 1997). Debe intentar evitarse el fenómeno denominado *cross-talk*, que consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos (Cram & Kasman, 1998). Para ello hay que evitar las zonas adyacentes a otros músculos y testear bien la actividad del músculo que se registra.

La limpieza de la piel es importante para proporcionar registros con bajos niveles de ruido. Esto lo asegura la remoción del bello del cuerpo, de aceites, y las capas de piel escamosa, reduciendo la impedancia en la interfase electrodo-gel-piel (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011).

La contracción voluntaria máxima, se utiliza para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima de un determinado músculo en un individuo. De esta forma, se comparan diferentes registros de sujetos distintos (Massó et al., 2010).

La señal obtenida en el EMG debe ser procesada con el fin de que sea fácilmente observable y analizable. Este análisis pretende convertir una señal electromiográfica de valores alternos positivos y negativos y de elevada variabilidad en un gráfico que se aproxime al nivel de activación muscular (Massó et al., 2010). Para ello dos parámetros son usados comúnmente: el valor “Root-Mean-Square” (RMS) y el valor rectificado promedio. Ambos son apropiados y entregan una medida útil de la amplitud de la señal. Para la señal del EMG detectada durante una contracción voluntaria, el valor del RMS puede ser más apropiado, porque representa la potencia de la señal y esto tiene un claro significado físico. Por otra parte, el valor rectificado promedio es una medida del área bajo la señal y no tiene un significado físico específico (De Luca, 1997).

OBJETIVOS

General:

- Determinar el nivel de activación del músculo Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata en dos ejercicios utilizados en la práctica clínica en sujetos sanos, jóvenes, de sexo femenino.

Específicos:

- Determinar la activación del músculo GM en los ejercicios Wallbanger (W) y Pelvic Drop (PD).
- Determinar la activación del músculo TFL en los ejercicios W y PD.
- Determinar entre los ejercicios W y PD, aquel que genera una mayor activación del músculo GM y el que provoca una menor activación del músculo TFL.
- Determinar si en uno de los ejercicios analizados se logra una mayor activación del músculo GM que del músculo TFL.

HIPÓTESIS

H1: En mujeres sanas, en el músculo Glúteo Medio, se obtiene un nivel de activación diferenciado según el tipo de ejercicio.

H2: En mujeres sanas, en el músculo Tensor de la Fascia Lata, se obtiene un nivel de activación diferenciado según el tipo de ejercicio.

H3: En mujeres sanas, el ejercicio Pelvic Drop genera un nivel de activación diferenciado en los tipos de músculo.

H4: En mujeres sanas, el ejercicio Wallbanger genera un nivel de activación diferenciado en los tipos de músculo.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño de la investigación:

El estudio realizado corresponde a uno de tipo *no experimental* con un diseño *transeccional descriptivo*.

Identificación de la población en estudio:

Nuestra población comprendió a todas las estudiantes universitarias de sexo femenino de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile. Las participantes fueron incluidas en el estudio según conveniencia, en base a los criterios de inclusión y exclusión detallados a continuación:

- ***Criterios de inclusión:***
 - Capacidad física suficiente para el desarrollo adecuado del ejercicio.
 - Deseo de participar en el estudio.
 - Firma de consentimiento informado

- ***Criterios de exclusión:***
 - Presencia de dolor al ascender o descender escaleras (reportado por ellas mismas).
 - Problemas músculo-esqueléticos en espalda o piernas, que le impidan ejecutar de manera óptima los ejercicios solicitados o que hayan requerido de tratamiento en los últimos 6 meses.
 - Historia reciente de cirugía (dentro de los últimos 2 años) en la extremidad inferior.

- ***Tipo de muestreo:*** No probabilístico, por conveniencia.

Procedimiento de obtención y descripción de la muestra:

La muestra correspondió a veintidós sujetos sanos de sexo femenino, los cuales fueron reclutados mediante el envío de un mail masivo a la comunidad de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile, siendo su participación de carácter voluntaria.

Procedimiento:

Las participantes fueron citadas en una oportunidad al Laboratorio de Análisis del Movimiento de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile. Se les solicitó no haber realizado actividad física intensa en las últimas 24 horas y presentarse con un ayuno previo de 2 horas. Los sujetos debieron presentarse al test con ropa adecuada para realizar las mediciones (short suelto o traje de baño). Antes de llevarlas a cabo, firmaron el consentimiento informado (Anexo 1) y se registraron los siguientes datos: edad, peso, estatura.

En primer lugar se les instruyó en la realización de ambos ejercicios hasta lograr su correcta ejecución sin superar las 10 repeticiones. En caso de requerir más repeticiones, se les dio un descanso de un minuto entre ambas series para evitar la fatiga. En seguida se les pidió recostarse en la camilla para tomar la medida del ancho de hombros (de un acromion a otro) y del largo de pierna (desde espina ilíaca antero superior a maleolo medial).

Para el registro de los datos se utilizó un equipo Biometrics Ltd., modelo M05512, UK, 2002. Se procedió a marcar y limpiar con alcohol isopropílico la zona de colocación de los electrodos (Anexo 2) para posteriormente sujetarlos con cinta adhesiva en los músculos GM y TFL de la pierna dominante. Se ubicó además un electrodo de referencia en el proceso de la estiloides ulnar. Posteriormente se realizó la prueba de normalización, en donde se midió la máxima contracción isométrica voluntaria (MCIV) de los músculos estudiados. Para ello se tomaron como referencia las posiciones descritas por Kendall para cada músculo, debiendo mantener la posición de la extremidad ante la fuerza realizada por el examinador (Kendall, 2000)(Anexo 3). Se realizaron dos intentos explicativos, efectuando un mínimo esfuerzo, registrándose el tercero en cada caso, con una contracción de 5 segundos de duración.

Luego se designó de forma aleatoria el primer ejercicio a realizar, registrando una serie de 8 repeticiones. Tanto la fase concéntrica como la excéntrica fueron de dos segundos, según indicación verbal. Posterior a un descanso de dos minutos, se procedió de la misma manera con el segundo ejercicio. De esta forma, los valores obtenidos en los ejercicios W y PD fueron expresados como porcentaje de la respectiva MCIV.

Procesamiento de datos:

Para analizar la señal electromiográfica se utilizó el programa Biometrics DataLog 3.0. La amplitud de la señal fue rectificadas utilizando RMS. En la MCIV se tomó el máximo valor dentro de los cinco segundos de actividad. Para los ejercicios, en cambio, se analizó desde la tercera repetición en busca de un patrón de actividad EMG, y en ese rango se tomó el valor máximo de amplitud. Posteriormente la amplitud máxima obtenida por ejercicio, en cada músculo, fue normalizada según

el valor respectivo obtenido en la MCIV, quedando por lo tanto los datos expresados como porcentaje de la MCIV.

Variables:

- ***Nivel de activación***

Definición conceptual: suma lineal, espacial y temporal de los potenciales de acción que se generan durante la contracción muscular.

Definición operacional: Amplitud de la señal electromiográfica como porcentaje de la MCIV.

- ***Tipo de Músculo***

Definición conceptual: músculos insertos en el hueso ilíaco que pasan por la articulación de la cadera y permiten realizar la abducción y controlar la aducción de esta articulación.

Definición operacional: músculo Glúteo Medio o Tensor de la Fascia Lata.

- ***Tipo de Ejercicio:***

Definición conceptual: Conjunto de acciones motoras músculo-esqueléticas que pretenden estabilizar la pelvis en el plano frontal por medio de un control concéntrico y excéntrico de la abducción de cadera.

Definición operacional: Ejecución del ejercicio Wallbanger o del ejercicio Pelvic Drop.

Variables desconcertantes:

- Variantes anatómicas
- Variación de capa de grasa subcutánea
- Cansancio previo a la medición
- Variación en el ángulo de anteversión femoral
- Uso de plantillas

Descripción de Ejercicios:

Wallbanger (W): El sujeto se encuentra, inicialmente de pie, a una distancia equivalente al 20% del largo de su extremidad y con los pies separados a la distancia de los hombros. Manteniendo las rodillas en extensión y la cadera en posición neutra, deberá realizar una aproximación de su cadera a la pared en un movimiento controlado. Una vez que contacte con ella, deberá volver a la posición inicial (modificado de Fredericson et al, 2005) (Anexo 4).

Pelvic Drop (PD): El sujeto permanece en apoyo unipodal, en un *step* de 11,5 cm. de altura, mientras mantiene la extensión de ambas rodillas y la cadera alineada. De ser necesario, se le permite tocar ligeramente la pared con una mano para mantener el balance. A continuación se le solicita bajar la extremidad libre cuanto su rango le permita, manteniendo el pie neutro respecto a flexo-extensión. Luego deberá retornar a la posición inicial. (O'Sullivan et al, 2010) (Anexo 4).

Análisis estadístico

Los datos obtenidos fueron analizados con el programa IBM SPSS Statistics 20. Los porcentajes promedios fueron sometidos a una Prueba de Wilcoxon, donde se consideró un intervalo de confianza de 95% y un nivel de significancia de 0,05.

RESULTADOS

Se analizó la señal EMG de los músculos GM y TFL en 22 sujetos de sexo femenino (promedio \pm DE edad, 23 ± 2 ; altura, 160 ± 6 cm; peso, $55,6 \pm 4,7$ kg.) en los ejercicios PD y W. En el músculo GM, el porcentaje promedio de activación normalizado fue de $23,946 \pm 11,321\%$ en el ejercicio PD; en el ejercicio W fue de $18,197 \pm 9,61\%$. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0,05$). En cuanto al TFL, el porcentaje promedio de activación normalizado en el ejercicio PD fue de $26,581 \pm 19,264\%$, en tanto en el ejercicio W fue de $12,953 \pm 11,129\%$, siendo también esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,0001$) (Tabla 1).

Por otro lado, en el ejercicio PD, la diferencia entre el porcentaje promedio de activación normalizado alcanzado en el GM ($23,946 \pm 11,321\%$) y el alcanzado en el TFL ($26,581 \pm 19,264\%$) no fue estadísticamente significativa ($p > 0,05$). En el ejercicio W en cambio, la diferencia entre el porcentaje promedio de activación normalizado obtenido en el GM ($18,197 \pm 9,61\%$) y el obtenido en el TFL ($12,953 \pm 11,129\%$) sí fue estadísticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabla 1).

Tabla 1. Promedio de activación muscular, representado como % MCIV

Músculo	Ejercicio (porcentaje promedio \pm DS)	
	Pelvic Drop	Wallbanger
Glúteo Medio	$23,946 \pm 11,321\text{€}$	$18,197 \pm 9,61\text{£}$
Tensor Fascia Lata	$26,581 \pm 19,264\text{¥}$	$12,953 \pm 11,129$

* de la máxima contracción isométrica voluntaria.

€Significativamente mayor que en el ejercicio Wallbanger ($P = 0,005$).

¥ Significativamente mayor que en el ejercicio Wallbanger ($P < 0,0001$).

£ Significativamente mayor que en el músculo TFL ($P = 0,046$).

CONCLUSIÓN

Tanto la activación del músculo GM como la del TFL es significativamente mayor en la ejecución del ejercicio Pelvic Drop, en comparación a la alcanzada durante el ejercicio Wallbanger, por lo que se acepta H1 y H2 respectivamente.

En la ejecución del ejercicio Pelvic Drop, el músculo TFL alcanzó una mayor activación que el músculo GM, sin embargo la diferencia no fue significativa, por lo tanto se rechaza H3.

Por último, el ejercicio Wallbanger generó una activación significativamente mayor en el músculo GM, en relación a la alcanzada por el músculo TFL, por lo cual se acepta H4.

DISCUSIÓN

Uno de los objetivos principales de nuestro estudio fue determinar cuál de los dos ejercicios (*Pelvic Drop*; *Wallbanger*) provoca una mayor activación del músculo GM, expresado como porcentaje promedio de activación con respecto a la MCV. Los resultados mostraron que este valor es mayor en el ejercicio *Pelvic Drop*, y que la diferencia es significativa ($p < 0,05$), por lo que aceptamos nuestra primera hipótesis. Este hallazgo es consecuente con los resultados encontrados en estudios previos, en donde en general se ha observado un mayor nivel de activación de este músculo en ejercicios en los que la base de sustentación es mínima, como *Lateral Bridge* (Ekstrom et al, 2007), *Unilateral Squat* (Lubahn et al, 2011; Boudreau et al, 2009; Distefano et al, 2009) y *Lateral Step Up* (Ekstrom et al, 2007) en comparación con aquellos ejercicios en donde la base de sustentación es mayor, como *Bilateral Squat* (Lubahn et al, 2011), *Lunge* (Boudreau et al, 2009; Distefano et al, 2009; Ekstrom et al 2007) y *Bridge* (Ekstrom et al, 2007).

Por esta misma razón otros estudios se han centrado en analizar la actividad del Glúteo Medio exclusivamente en ejercicios de carga de peso unilateral (O'Sullivan et al, 2010; Ayotte et al, 2007). O'Sullivan et al, encontraron que *Wall Press* activaba más al GM, sobre todo en su porción posterior, que *Pelvic Drop*; y a su vez, *Pelvic Drop* lo hacía más que *Wall Squat* isométrico unilateral, postulando que la diferencia en *Wall Press* se debe al componente de rotación externa asociado (O'Sullivan et al, 2010).

Sin embargo no siempre se pueden comparar directamente los resultados obtenidos en distintos estudios. Específicamente *Unilateral Squat*, que es uno de los ejercicios más analizados para ver la activación del GM, presenta problemas de estandarización porque es necesario considerar los ángulos máximos alcanzados en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, los que usualmente no son medidos, e implican importantes variaciones en el trabajo muscular. Esto además puede explicar las diferencias encontradas en el porcentaje promedio de activación del GM en este ejercicio en distintos estudios (Lubahn et al, 2011; Boudreau et al, 2009; Distefano et al, 2009; Zeller et al 2003). El mismo problema se presenta al comparar los resultados de estudios que analizaron *Wall Squat* (O'Sullivan et al, 2011; Ayotte et al, 2007).

Por otro lado, hay también diferencias en los resultados de estudios que analizan ejercicios de *carga* y *no carga* de peso. Ekstrom et al, encontraron en su estudio que *Abducción de Cadera* en decúbito lateral produce una mayor activación que *Lunge*, *Bridge* y *Prono-Bridge* (Ekstrom et al, 2007). Distefano et al, reportaron también que *Abducción de Cadera* en decúbito lateral produce mayor activación en el glúteo medio que *Lunge*, pero además que *Unilateral Dead Lift* e incluso *Unilateral Squat* (Distefano et al, 2009). Por otro lado, Bolgla and Uhl reportaron que ejercicios de carga de peso (*Pelvic drop*, lado derecho apoyado, y *abducción de cadera* izquierda, en posición de

pie) mostraron una amplitud de señal EMG significativamente mayor en el glúteo medio derecho, comparada con ejercicios de no carga (*abducción de cadera* derecha, en posición de pie, con la cadera en 0° y 20° de flexión) (Bolgia & Uhl, 2005). Sin embargo, independiente del grado de activación muscular, clínicos regularmente prescriben ejercicios de carga de peso en un intento de simular patrones de reclutamiento muscular funcionales, requeridos para las actividades de la vida diaria, recreación y deportes (DeCarlo et al, 1992).

Otro de los objetivos principales de nuestro estudio fue determinar cuál de los dos ejercicios provoca una menor activación del músculo TFL, expresado como porcentaje promedio de activación con respecto a la MCIV. Los resultados arrojaron que es menor la activación en el ejercicio *Wallbanger*, y que la diferencia es significativa ($p < 0,0001$), por lo que aceptamos nuestra segunda hipótesis. Lamentablemente no se encontraron estudios similares que realizaran este análisis con el TFL, sólo la comparación entre la porción antero-medial y la postero-lateral en la marcha, carrera y diversos movimientos de la extremidad inferior, realizada por Paré et al (Paré et al, 1981), por lo que no es posible realizar comparaciones. Una posible razón para la mayor activación del TFL en PD, es que ocurra lo mismo que en el GM, es decir, que la activación sea mayor en los ejercicios con una base de sustentación pequeña.

Para contar con más información respecto a los ejercicios analizados, un tercer objetivo planteado fue determinar si en alguno de ellos se logra una mayor activación del GM que del TFL. En el ejercicio PD, el GM y el TFL de la pierna que permanece apoyada, actúan sinérgicamente frenando el descenso de la pelvis y luego producen su elevación, trabajando por lo tanto, primero de forma excéntrica y luego concéntrica. Pero en estas acciones ambos músculos se activan de forma similar, la diferencia en el porcentaje promedio de activación no es estadísticamente significativo ($p = 0,322$), por lo que rechazamos nuestra tercera hipótesis. En el ejercicio W la pelvis se mueve también en el plano frontal, pero ahora desplazándose lateralmente, con lo que también se desplaza el centro de gravedad y aumenta el peso que debe soportar la cadera que está cerca de la pared. Los músculos abductores de ese mismo lado trabajan excéntricamente, frenando la aducción del fémur, y luego concéntricamente cuando se vuelve a la posición inicial. En estas acciones, nuestros resultados arrojaron que el porcentaje promedio de activación del Glúteo Medio es mayor que el del Tensor de la Fascia Lata, y esta diferencia es significativa ($p < 0,05$), por lo que aceptamos nuestra cuarta hipótesis.

En cuanto a la aplicación de estos ejercicios en un programa de entrenamiento, si bien se sugiere que para fortalecer un músculo durante un ejercicio se debe superar un umbral del 40% al 60% del esfuerzo máximo (Myers et al, 2005), ejercicios que provoquen menores porcentajes de activación, como los encontrados en nuestro estudio, pueden ser apropiados en etapas tempranas en atletas

desacondicionados, para entrenar estabilidad, resistencia y control motor (O'Sullivan et al, 2010; Ekstrom et al, 2007).

Por otro lado, en los porcentajes promedio de activación obtuvimos desviaciones estándar cercanas al 10% y al 20%, valores similares a los encontrados en otros estudios (Boudreau et al, 2009; Ayotte et al, 2007; Lubahn et al, 2011). Estas desviaciones podrían deberse a las variables desconcertantes que no fueron consideradas, como el ángulo de anteversión femoral, ya que diferencias en este ángulo pueden llevar a que los músculos de la cadera estén elongados o acortados al mantener los pies en posición neutra durante la ejecución de los ejercicios, variando la fuerza que pueden ejercer. Este aspecto así como una muestra de mayor tamaño podrían disminuir la desviación en los resultados.

Finalmente, en cuanto a la aplicación clínica de estos ejercicios, ambos presentan ventajas, como el no requerir implementos adicionales (sólo un step o peldaño para PD) y ser de fácil ejecución, mucho más que *Unilateral Squat*. Considerando las patologías asociadas, la elección del ejercicio esta en función de los objetivos de tratamiento. Si este es aumentar la activación del músculo GM, se recomienda el ejercicio PD, pero, si se busca además flexibilizar la BIT puede ser más adecuado el ejercicio W.

Estudios posteriores pueden ampliar la investigación sobre la activación del GM y TFL a más ejercicios, en particular aquellos con componentes rotatorios externos en la cadera, de modo de incentivar la actividad de las fibras posteriores del GM y disminuir la actividad de las postero-laterales del TFL, según lo descrito por Paré et al (Paré et al., 1981). El cuidado con esto es la estandarización, que puede verse dificultada sobre todo agregando un componente rotacional.

Nuestros resultados proporcionan información a los terapeutas acerca de la activación relativa del GM y TFL durante dos ejercicios específicos que pueden ser utilizados en programas de prevención o distintas etapas de tratamiento, información que puede influenciar la prescripción y progresión de los ejercicios aplicados.

Limitaciones:

Si bien la EMG es una herramienta valiosa y se utiliza habitualmente en la comparación de la habilidad de distintos ejercicios para reclutar ciertos músculos, no está exenta de limitaciones al ser usada como único indicador de la función muscular:

- Músculos ubicados en la proximidad del músculo que se pretende medir, podrían contribuir a la señal electromiográfica, alterando los resultados.

- Existe una relación no lineal entre la amplitud de la señal electromiográfica y la fuerza generada. Ésto se debe a que la amplitud de la señal del EMG aumenta más que la fuerza realizada, pudiendo ello resultar en una limitación para la interpretación de los resultados.

Proyección

Estudios posteriores pueden ampliar la investigación incluyendo a hombres en las mediciones, aumentando el número de ejercicios analizados, examinando la activación en sujetos lesionados y comparando los resultados obtenidos en protocolos que consideren la activación diferenciada del músculo Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata.

REFERENCIAS

- Allen, M.K., Glasoe, W.M.** (2000) Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* **35**: 403-406.
- Ayotte, N., Stetts, D., Keenan, G., Greenway, E.** (2007). Electromyographical Analysis of Selected Lower Extremity Muscles During 5 Unilateral Weight-Bearing Exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy.* **37(2)**: 48-55.
- Basmajian, J.V.** (1962). *Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography.* Baltimore: The Williams & Wilkins Company.
- Beers, A., Ryan, M., Kasubuchi, Z., Fraser, S., and Taunton, J.E.** (2008) Effects of Multi-modal Physiotherapy, Including Hip Abductor Strengthening, in Patients with Iliotibial Band Friction Syndrome. *Physiotherapy Canada.* **60 (2)**: 180-88
- Beckman, S.M., Buchanan, T.S.** (1995) Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Arch Phys Med Rehabil.* **76**:1138-1143.
- Bizzini, M., Childs, J.D., Piva, S.R., Delitto, A.** (2003) Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* **33**:4-20.
- Boden, B., Dean, G., Feagin, J., Garrett, W.** (2000) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* **23**:573-578.
- Bolgia, L., Uhl, T.** (2005) Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* **35**:487-494.
- Boudreau, S., Dwyer, M., Mattacola, C., Lattermann, C., Uhl, T. and Medina, J.** (2009). Hip-Muscle Activation During the Lunge, Single-Leg Squat, and Step-Up-and Over Exercises. *Journal of Sport Rehabilitation.* **18**, 91-103
- Cavalcanti Garcia, M.A., Vieira, T.M.M.** (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev Andal Med Deporte.* **4(1)**:17-28
- Conneely, M., O'Sullivan, K., Edmondston, S.** (2006). Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: implications for rehabilitation? *Phys Ther Sport.* **7**:176-178.
- Cram, J.R., Kasman, G.S.** (1998). *Introduction to surface electromyography.* 1st ed. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, inc.
- De Luca, C.** (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics.* **13 (2)**: 135-163
- DeCarlo, M., Porter, D., Gehlsen, G., Bahamonde, R.** (1992) Electromyographic and cinematographic analysis of the lower extremity during closed and open kinetic chain exercise. *Isokin Exerc Sci.* **2**:24-29.
- Distefano, L., Blackburn, J., Marshall, S., Padua, D.** (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* **39 (7)**: 532- 540
- Earl JE.** (2005). Gluteus medius activity during three variations of isometric single-leg stance. *J Sport Rehab.* **14**:1-11.
- Eckhoff, D., Brown, A., Kilcoyne, R., Stamm, E.R.** (1997) Knee version associated with anterior knee pain. *Clin Orthop.* 152-155.

- Ekstrom, R., Donatelli, R., Carp, K.** (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* **37**:754-762.
- Evans, P.** (1979) The postural function of the iliotibial tract. *Ann R Coll Surg Engl Jul*; **61 (4)**: 271-80
- Ford, K.R., Myer, G.D., Hewett, T.E.** (2003) Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* **35**:1745-1750.
- Fredericson, M. and Wolf, Ch.** (2005), Iliotibial Band Syndrome in Runners Innovations in Treatment. *Sport Med.* **35 (5)**: 451-459
- Fredericson, M., Cookingham, C., Chaudhari, A., Dowdell, B., Oestreicher, N., Sahrmann, S.** (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sports Med.* **10**:169-175.
- Fredericson, M., Guillet, M., DeBenedictus, L.** (2000) Quick solutions for iliotibial band syndrome. *The Physician and Sports Medicine.* **28(2)**:52-68
- Fukuda, Y., Woo, S.L., Loh, J.C., et al.** (2003) A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res.* **21**:1107-1112.
- Fulkerson, J.** (2002). Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sport Med* **30**: 447-456.
- Gottschalk, F., Kourosh, S., Leveau, B.** (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat.* **166**:179-189.
- Grana, W.A., Kriegshauser, L.A.** (1985) Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clin Sports Med.* **4**:247-257.
- Grood, E.S., Noyes, F.R., Butler, D.L., Suntay, W.J.** (1981) Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadáver knees. *J Bone Joint Surg. Am.* **63**:1257-1269.
- Hall, C.M., Brody, L.T.** (2005) Therapeutic exercise: Moving toward function. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. 488.
- Heintjes, E., Berger, M., Bierma-Zeinstra, S., Bernsen, R., Verhaar, J., Koes, B.** (2003) Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev.* **4**:CD003472.
- Hewett, T., Lindenfeld, T., Riccobene, J., Noyes, F.** (1999) The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* **27**:699-706.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., et al.** (2005) Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* **33**:492-501.
- Hewett, T.E., Stroupe, A.L., Nance, T.A., Noyes, F.R.** (1996) Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med.* **24**:765-773.
- Hill, H., Nahai, F., Vasconez, L.** (1978) The Tensor Fascia Lata Myocutaneous Free Flap. *Plastic & Reconstructive Surgery.* **61 (4)**: 517-522
- Ireland M.L., Wilson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M.** (2003) Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* **33**:671-676.
- Kalenak, A. and Hanks, G.** (1991). Running injuries. In *Clinical Sports Medicine*, pp. 458-465. Edited by W. A. Grana and A. Kalenak. Philadelphia, W. B. Saunders.

- Kendall, E., Peterson, F., Provance, P.** (2000) Kendall's Músculos Pruebas, Funciones y Dolor Postural. 4a edición, editorial Marbán
- Lephart, S.M., Ferris, C.M., Riemann, B.L., Myers, J.B., Fu, F.H.** (2002) Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *ClinOrthop Relat Res.* **401**:162-169.
- Livingston L.A.** (1998) The quadriceps angle: a review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther.* **28**:105-109.
- Lubahn, A., Kernozek, T., Tyson, T., Merkitch, K., Reutemann, P., Chestnut, J.** (2011) Hip muscle activation and knee frontal plane motion during weight bearing therapeutic exercises. *The International Journal of Sport Physical Therapy.* **6(2): 92-103**
- Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., Garrett, W.E.** (2001) A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* **16**:438-445.
- Maquet, P.** (1976). Biomechanics of the Knee with Application to the Pathogenesis and the Surgical Treatment of Osteoarthritis. Berlin, Springer
- Markolf, K.L., Graff-Redford, A., Amstutz, H.C.** (1978) In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* **60**:664-674.
- Martens, M., Libbrecht, P., Burssens, A.** (1989) Surgical treatment of iliotibial band friction syndrome. *Am J Sports Med Sep-Oct.* **17 (5):** 651-654.
- Mascal, C.L., Landel, R., Powers, C.**(2003) Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther.* **33**:647-660.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, Ll., Germán, A.** (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport.* **45(165):**127-136.
- McNicol, K., Taunton, J., Clement, D.** (1981). Iliotibial tract friction syndrome in athletes. *Canadian Journal of Applied Sport Science.* **6(2):**76–80.
- Merletti, R., Parker, P.** (2004). Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. *Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.*
- Messier, S., Edwards, D., Martin, D., Lowery, R., Cannon, D., James, M. et al.** (1995) Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise.***27(7):** 951–60.
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S.M., et al.** (2001) Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res.* **19**:834-840
- Moore, K. and Dalley, A.** (1999). Clinically Oriented Anatomy. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Myer, G., Ford, K., Hewett, T.** (2005) The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *J Electromyogr Kinesiol.***15**:181-189.
- Myers, J., Pasquale, M., Laudner, K., Sell, T., Bradley, J., Lephart, S.** (2005) On-the-field resistancetubing exercises for throwers: an electromyographic analysis. *J Athl Train.* **40**:15-22.
- Nahai, F. Silvertson, S. Hill, H. Vasconez, L.** (1978). The Tensor Fascia Lata Musculocutaneous Flap. *Annals of Plastic Surgery.* **1 (4):** 372-379
- Novacheck, T.** (1998) The biomechanics of running. *Gait and Posture* **7**: 77–95

- Novacheck, T.** (1998). Running injuries: A Biomechanical Approach. *J Bone Joint Surg Am.* **80**:1220-33.
- Orchard, J., Fricker, P., Abud, A., Mason, B.** (1996). Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sport Med.* **24**:375–9.
- O'Sullivan, K., Smith, S., Sainsbury, D.** (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, **2**:17
- Paré, E., Stern, J. and Schwartz, J.** (1981). Functional differentiation within the tensor fasciae latae. A telemetered, electromyographic analysis of its locomotor roles. *J Bone Joint Surg Am.* **63**:1457-1471.
- Powers, C.** (1998) Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther.* **28**:345-354.
- Powers, C.** (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sport Ther* **33**: 639-646.
- Powers, C., Ward, S., Fredericson, M., Guillet, M., Shellock, F.** (2003) Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* **33**(11):671-676.
- Powers, C.M., Chen, P.Y., Reischl, S.F., Perry, J.** (2002) Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int.* **23**:634-640.
- Sanchis-Alfonso, V., Rosello-Sastre, E., Martinez- Sanjuan, V.** (1999) Pathogenesis of anterior knee pain syndrome and functional patellofemoral instability in the active young. *Am J Knee Surg.* **12**:29-40.
- Shambaugh, J.P., Klein, A., Herbert, J.H.** (1991). Structural measures as predictors of injury in basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* **23**: 522-527.
- Sigward, S., Salem, G., Powers, C.** (2001) Kinematic and kinetic analysis of sidestep cutting: a comparison between males and females. *Clin Biomech.* **16**:952- 953.
- Sommer, H.M.** (1988) Patellar chondropathy and apicitis, and muscle imbalances of the lower extremities in competitive sports. *Sports Med.* **5**:386-394.
- Taunton, J., Ryan, M., Clement, D., McKenzie, D., Lloyd-Smith, D., Zumbo, B.** (2002) A retrospective case–control analysis of running injuries. *British Journal of Sports Medicine.* **36**(2): 95–101.
- Thomee, R., Augustsson, J., Karlsson, J.** (1999) Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med.* **28**:245-262.
- Tiberio, D.** (1987) The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* **9**:160-165.
- Tyler, T., Nicholas, S., Mullaney, M., McHugh, M.** (2006) The Role of Hip Muscle Function in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. *Am J Sports Med.* **34**(4):630-636.
- Wilson, T., Carter, N., Thomas, G.** (2003) A multicenter, single-masked study of medial, neutral, and lateral patellar taping in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* **33**: 437-443.
- Zeller, B., McCrory, J., Kibler, B., Uhl, T.** (2003) Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sport Med.* **31**(3):449–456.

ANEXOS

Anexo 1. Consentimiento informado



ESCUELA DE KINESIOLOGIA. UNIVERSIDAD DE CHILE.
SEMINARIO DE INVESTIGACION 2011.
“ACTIVACIÓN DEL MÚSCULO GLÚTEO MEDIO Y TENSOR DE LA FASCIA LATA EN DOS
EJERCICIOS TERAPÉUTICOS PARA EL SÍNDROME DE FRICCIÓN DE LA BANDA ILIOTIBIAL”

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____, Rut _____ declaro haber aceptado voluntariamente la invitación a participar de la investigación de tesis realizada por estudiantes de Kinesiología de la Universidad de Chile, durante los meses de Junio a Enero en las dependencias de la Facultad de Medicina de la Universidad. Manifiesto haber sido informado previamente sobre el procedimiento, el que será realizado bajo supervisión profesional, sin implicar riesgos o efectos colaterales a mi persona. Tengo pleno derecho a realizar ahora o durante el transcurso de mi participación, cualquier pregunta que considere pertinente, debiendo ésta ser contestada satisfactoriamente por los encargados de la investigación.

Al firmar este documento, consiento el registro y el posterior análisis de los datos recopilados. Los resultados correspondientes podrán ser publicados pero sin revelar mi nombre o identidad. Asimismo, tengo derecho a conocer los datos obtenidos de mi persona.

Entiendo, además, que podré retirarme del estudio en cualquier momento, sin ser obligado a dar razones y sin que ello me afecte de forma alguna.

Declaro participar en el mencionado seguimiento científico en forma absolutamente voluntaria y completamente informada.

Firma del voluntario o representante legal

Firma del investigador responsable

Lugar.....

Fecha.....

Anexo 2. Puntos de referencia para la colocación de los electrodos

Los electrodos serán colocados en la sección media del vientre muscular ubicada según las siguientes especificaciones:

- Glúteo Medio: punto medio de la distancia entre la cresta ilíaca y el trocánter del fémur. Orientación electrodo: en la misma dirección de la línea formada entre ambos puntos.
- Tensor de la Fascia Lata: 1/6 proximal de la línea formada entre la espina ilíaca antero superior y el cóndilo femoral lateral. Orientación: en la misma dirección de la línea determinada por ambos puntos.

(SENIAM.ORG)

Anexo 3. Posición para la medición de la Máxima Contracción Isométrica Voluntaria

- Glúteo Medio: Posicionar al sujeto en decúbito lateral, sobre su lado no dominante, con la cadera ligeramente extendida más allá de la línea media y la rodilla extendida; la cadera y rodilla de apoyo (abajo) estarán en flexión para la estabilidad. La resistencia se hará proximal al tobillo. El test se realizará con la extremidad abducida en 30°. Se le pedirá al individuo mantener la posición mientras se produce una fuerza hacia abajo por parte del examinador (Kendall, 2000).



- Tensor de la Fascia Lata: Posicionar al sujeto en decúbito supino, con la cadera del lado a evaluar en 30° de flexión y extensión de rodilla. La resistencia se hará proximal al tobillo. Se le pedirá al individuo mantener la posición mientras el examinador ejerce una fuerza hacia la extensión y la aducción (Kendall, 2000).



Anexo 4. Ejercicios

Ejercicio Wallbanger (W)



Ejercicio Pelvic Drop (PD)

