



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**TIEMPO DE ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL
GLÚTEO MEDIO Y TENSOR DE LA FASCIA LATA
DURANTE LA CARRERA EN ATLETAS CON
SÍNDROME DE LA BANDA ILIOTIBIAL**

OSCAR MUÑOZ BADILLA

MATÍAS SILVA CASTAN

2012



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGIA

**TIEMPO DE ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL GLÚTEO
MEDIO Y TENSOR DE LA FASCIA LATA DURANTE LA
CARRERA EN ATLETAS CON SÍNDROME DE LA BANDA
ILIOTIBIAL.**

OSCAR MUÑOZ BADILLA

MATÍAS SILVA CASTAN

PROFESORES GUÍA:

KLGO. EDGARDO OPAZO D. – KLGO. CLAUDIO ROZBACZYLO F.

2012

TIEMPO DE ACTIVACION MUSCULAR DEL GLÚTEO MEDIO Y TENSOR DE LA
FASCIA LATA DURANTE LA CARRERA EN ATLETAS CON SÍNDROME DE LA
BANDA ILIOTIBIAL.

Tesis

Entregada a la

UNIVERSIDAD DE CHILE

En cumplimiento parcial de los requisitos

para optar al grado de

LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

Por

OSCAR MUÑOZ BADILLA

MATÍAS SILVA CASTAN

2011

DIRECTORES DE TESIS:

KLGO. EDGARDO OPAZO
KLGO. CLAUDIO ROZBACZYLO

PATROCINANTE DE TESIS
SYLVIA ORTIZ ZUÑIGA

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:

OSCAR MUÑOZ BADILLA

MATÍAS SILVA CASTAN

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 14 de Marzo del 2012

DIRECTORES DE TESIS

KLGO. EDGARDO OPAZO

KLGO. CLAUDIO ROZBACZYLO

COMISIÓN INFORMANTE DE TESIS

NOMBRE

FIRMA

.....
.....
.....
.....

*A mis padres, Carolina y Carlos.
Quienes siempre me han brindado su
incondicional apoyo en todo lo que he realizado.
Me han enseñado lo que soy, y han permitido
que hoy pueda estar redactando estas palabras.*

Oscar

*A mi padre, Eduardo
A mi madre, Carmen Gloria
A mis hermanos, Coni, Maca y Nico.*

Matías

AGRADECIMIENTOS

A nuestro tutor Edgardo Opazo, por todo el apoyo y excelente disposición brindada durante todo este largo proceso, por la paciencia frente a la adversidad del año académico y de los problemas técnicos durante la investigación.

A Claudio Rozbaczyllo, por la valiosa colaboración, la simpatía y los gratos momentos vividos en el laboratorio de análisis del movimiento de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile.

A la Escuela de Kinesiología, por permitir el uso del laboratorio de análisis del movimiento.

A los atletas que participaron en esta investigación, por su excelente disposición.

A nuestras familias, por su apoyo incondicional.

Gracias a todos los que se preocuparon y estuvieron ahí con nosotros, contribuyendo a que esta investigación fuera posible.

ÍNDICE

RESUMEN	i
ABSTRACT.....	ii
ABREVIATURAS	iii
INTRODUCCIÓN	
1. Planteamiento del problema.....	1
2. Pregunta de investigación	2
3. Justificación del estudio.....	2
4. Importancia del problema y posibles limitaciones	3
MARCO TEÓRICO	
1. Anatomía Banda Iliotibial.....	3
2. Síndrome de la banda iliotibial.....	4-5
3. Desbalances musculares: Glúteo medio y Tensor de la fascia lata	5-6
4. Reclutamiento y tiempo de activación muscular.....	6-7
5. Electromiografía de superficie	7-9
OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	
6.1. Objetivos Generales.....	9
6.2. Objetivos Específicos	9
7. Hipótesis de Investigación	9
MATERIALES Y MÉTODO	
1. Universo y Población de estudio	10
1.1. Criterios de inclusión.....	10
1.2. Criterios de exclusión	11
2. Tipo de Muestreo.....	11
3. Tipo de estudio	12
4. Diseño de la investigación	12

5. Variables	12
5.1. Variables Independientes	12
5.2. Variables Dependientes	13
5.3. Variables Desconcertantes	13
5.4. Otras Variables	13
6. Procedimiento	14
6.1. Equipo de instrumentación.....	14
6.2. Protocolo de estudio	14-16
6.3. Exportación de datos electromiográficos.....	16
RESULTADOS.....	17-18
DISCUSIÓN	19-21
CONCLUSIONES	21
PROYECCIONES.....	22
BIBLIOGRAFÍA.....	23-26
ANEXOS	
1. Características de la señal electromiográfica	27
APÉNDICES	
1. Consentimiento Informado	28
2. Instructivo de la tarea.....	29
TABLAS	
1. Resultados Prueba t de Student	30
2. Resultados Prueba t de Student	30
3. Ficha de recolección de datos	31
GRÁFICOS	
1. Gráfico de dispersión variables de la muestra.....	31
FIGURAS	
1. Procesamiento de la señaan electromiográfica	32-33
2. Protocolo de captura señal electromiográfica	34

RESUMEN

El Síndrome de la banda iliotibial es la principal causa de dolor lateral de rodilla en corredores. Se asocia a debilidad en la musculatura abductora de cadera, entre otras causas que siguen siendo investigadas. El presente estudio consistió en determinar el tiempo de activación muscular del glúteo medio y tensor de la fascia lata en atletas sanos y con síndrome de la banda iliotibial, durante la carrera. La población estudio se compuso de atletas fondistas y triatletas pertenecientes a distintos clubes de corredores de la Región Metropolitana, de edades promedio de $26,31 \pm 7,47$ años. La muestra se conformó de 16 sujetos de género masculino; 9 sanos y 7 lesionados. El protocolo de estudio se llevó a cabo en el laboratorio de análisis de movimiento de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile. Cada sujeto realizó una prueba de carrera en cinta rodante, a una velocidad de 10 km/h, con 2 grados de inclinación. Se realizó un registro electromiográfico de superficie del músculo tensor de la fascia lata y del glúteo medio en ambas extremidades. Se aplicó una prueba t de student (95% intervalo de confianza) para muestras relacionadas ($p < 0.05$). Los resultados obtenidos mostraron gran variabilidad en los tiempos de activación entre sujetos, sin embargo, se mantienen relativamente constantes para un mismo sujeto. En sujetos sanos, el tiempo de activación del glúteo medio fue $-0,087 \pm 0,059$ segundos y el tiempo de activación del tensor de la fascia lata fue $0,02 \pm 0,025$ segundos, en donde la activación del glúteo medio precedió a la del tensor de la fascia lata, y a su vez al contacto inicial del pie, a diferencia del tensor de la fascia lata, que se activa después del contacto inicial del pie. En los individuos con síndrome de la banda iliotibial, el tiempo de activación del glúteo medio correspondió a $-0,074 \pm 0,046$ segundos, y el correspondiente al tensor de la fascia lata fue de $-0,005 \pm 0,038$ segundos. Se concluyó que las diferencias entre los tiempos de activación de ambos grupos no fueron significativas. Tampoco lo fueron para los valores de tiempo de activación en relación al porcentaje de la fase de apoyo.

ABSTRACT

The iliotibial band syndrome is the leading cause of lateral knee pain in runners. It is associated with weakness in the hip abductor muscles, among other causes are being investigated. The present study was to determine the activation time of gluteus medius and tensor fascia lata in healthy and iliotibial band syndrome athletes during the race. The study population consisted of distance runners and triathletes from different running clubs in the metropolitan region, average age 26.31 ± 7.47 years. The sample consisted of 16 male subjects, 9 healthy and 7 injured. The study protocol was carried out in the motion analysis laboratory of the School of Kinesiology, University of Chile. Each subject performed a test of treadmill running at a speed of 10 km / h, with 2 degrees of inclination. A record was made of surface electromyography from tensor fascia lata and gluteus medius on both ends. We applied a Student's t test (95% confidence interval) for related samples ($p < 0.05$). The results showed great variability in activation times between subjects, however, remain relatively constant for a given subject. In healthy subjects, the activation time of the gluteus medius was -0.087 ± 0.059 seconds and the activation time of the tensor fascia lata was 0.02 ± 0.025 seconds, where activation of the gluteus medius preceded the tensor fascia lata, and in turn the initial foot contact, unlike the tensor fascia lata, which is activated after initial contact of the foot. In individuals with iliotibial band syndrome, the time of activation of the gluteus medius corresponded to $\pm 0.046 -0.074$ seconds, and for the tensor fascia lata was -0.005 ± 0.038 seconds. It was concluded that the differences between the activation times of both groups were not significant. Neither were the values for activation time relative to the percentage of the stance phase.

ABREVIATURAS

BIT: Banda iliotibial

EMG: Electromiografía

FA: Fase de apoyo

FO: Fase Oscilante

GM: Glúteo medio

K-S: Prueba estadística de Kolmogorov-Smirnov

PA: Potencial de acción

PAUM: Potencial de acción de la unidad motora

SBIT: Síndrome de la banda iliotibial.

SDPF: Síndrome de disfunción patelofemoral

sEMG: Electromiografía de superficie

SENIAM: Surface EMG for non-invasive assessment of muscles. EMG de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos.

TA: Tiempo de activación muscular

TFL: Tensor de la fascia lata

UM: Unidad motora

INTRODUCCIÓN:

1. Planteamiento del problema

En deportistas en los que el acto de correr y acumular kilómetros es parte fundamental de su entrenamiento, como corredores de fondo y triatletas; es muy frecuente la aparición de dolor en la cara externa de la articulación de la rodilla, lo que muchas veces se atribuye a alteraciones provocadas en la banda iliotibial (Ellis y cols, 2006.) Lo particular de este dolor es que se manifiesta durante el ejercicio físico, y la mayoría de las veces la sintomatología cede con la disminución de la intensidad o término de ella. El dolor es de naturaleza aguda en cuanto se hace solo presente ante el estímulo mecánico de las estructuras, sin embargo en cuanto a su instalación y perpetuación durante el tiempo, muchas veces se hace una molestia crónica. Existen muchos estudios acerca de los agentes causales de esta lesión, sin embargo, todos son de origen extranjero y apuntan, en su mayoría, hacia problemas de fuerza muscular de cadera como el principal causante de esta lesión. Durante la carrera, se describe que el principal músculo responsable de lograr la abducción de cadera es el glúteo medio, que se encuentra activo en la fase de vuelo. El tensor de la fascia lata viene a complementar esta función actuando como un músculo abductor secundario; que se activa posteriormente al contacto del pie con el suelo; por lo tanto, lo normal es que ante una abducción, el glúteo medio sea el músculo que se reclute primero, seguido por el tensor de la fascia lata en menor cuantía (Hamner y cols, 2010). Estos antecedentes nos hacen pensar que en el síndrome de fricción de la banda iliotibial, pudiera haber trastornos en el tiempo de activación muscular que colaboren al desarrollo de esta lesión; ya que, una incorrecta activación temporal de estos músculos, podría someter a una mayor tensión al tensor de la fascia lata, lo que podría estar influyendo en la sintomatología de los pacientes con el síndrome de la banda iliotibial.

El presente estudio tiene como objetivo determinar si existe alguna alteración en el tiempo de activación del glúteo medio y tensor de la fascia lata en individuos con el síndrome de la banda iliotibial, en comparación con individuos sin antecedentes de esta lesión; como también pretende ser un primer acercamiento a este tema en la población chilena, para que se pueda seguir investigando en esta línea, ya que es necesario realizar

este tipo de investigaciones como una forma de objetivar las mejores alternativas terapéuticas para el manejo de esta lesión.

2. Pregunta de investigación

¿Cuánto es el tiempo de activación muscular del tensor de la fascia lata y glúteo medio durante la carrera, en atletas sanos y atletas con síndrome de la banda iliotibial?

3. Justificación

El síndrome de la banda iliotibial es la causa más común de dolor en la cara externa de la rodilla en atletas corredores de fondo. (Orava., 1978; McNicol y cols., 1981; Messier y cols., 1995; Fredericson y cols., 2000; Taunton y cols., 2002).

En estudios norteamericanos, se postula que esta lesión es la segunda más frecuente en corredores de fondo luego del esguince de tobillo (Almeida, 1999) y que, además, su incidencia llega a ser el doble en mujeres en comparación con los hombres. (Taunton y cols., 2002).

Se han estudiado y determinado distintas posibles causas del SBIT, entre las cuales se encuentran problemas en la fuerza de la musculatura abductora de cadera, problemas en una rotación excesiva de rodilla e incluso se ha planteado como causa una excesiva inversión de tobillo. (Noehren y cols., 2007)

Durante la carrera, se ha visto que el GM tiene un tiempo de activación menor que el TFL y que, además, la cuantía de su activación es mayor. Analizados durante la fase de apoyo unipodal (Hamner y cols., 2010)

Se debe aprender más respecto a la relación entre el síndrome de la banda iliotibial y la debilidad en la musculatura de cadera, junto con la importancia de estudiar el tiempo y magnitud de activación de los músculos abductores de cadera durante el ciclo de la marcha, junto con la cantidad de aducción que ocurre en la cadera, durante la fase de apoyo en la marcha (Lavine, 2010).

4. Importancia del problema y posibles limitaciones

Este estudio permite explorar variables que no han sido investigadas en Chile, como lo es el tiempo de activación muscular para el tensor de la fascia lata y el glúteo medio durante la carrera. Además, permite la cuantificación de estas variables y su extrapolación a las implicancias que tiene en la generación del síndrome de la banda iliotibial.

No obstante, también tiene algunas limitaciones como son la imposibilidad de establecer causalidad, la dificultad para establecer valores de inicio de la patología, y la comparación entre poblaciones y períodos de tiempo.

MARCO TEÓRICO

1. Anatomía Banda Iliotibial

La banda iliotibial (BIT) es considerada una continuación de la porción tendinosa del músculo tensor de la fascia lata (TFL), con un aporte de fibras provenientes de los músculos glúteos. Está insertada en la línea áspera del fémur mediante el septo intermuscular hasta la porción proximal del epicóndilo lateral del fémur. Distalmente, la BIT se expande y se inserta en el borde lateral de la patela, el retináculo lateral y en el tubérculo externo de la Tibia. La BIT está libre de inserción ósea sólo entre la cara superior del epicóndilo femoral externo y el tubérculo externo de la Tibia.

En conjunto, el TFL, GM y glúteo menor; son considerados los músculos glúteos laterales. El TFL es un músculo corto y acintado que se origina en la cresta ilíaca, justo detrás de la espina iliaca antero superior y se inserta en la BIT. El GM y menor se originan en el "ilio posterior" entre las líneas glúteas anterior y posterior y se insertan en el trocánter mayor. El GM se divide en tres porciones (anterior, media y posterior) de un volumen prácticamente igual entre sí, pero con distinta orientación e sus fibras musculares y con inervación independiente proveniente del nervio glúteo superior.

La porción anterior y media del GM poseen una palanca más vertical y ayudan al inicio del movimiento de abducción de cadera. Luego, la abducción es completada por el TFL (Fredericson y cols., 2005).

2. Síndrome de la banda iliotibial

El síndrome de la banda iliotibial (SBIT), también llamado “rodilla del corredor”, es la principal causa de dolor lateral de rodilla en corredores, con una incidencia de 1,6 – 12% (Orava., 1978; Messier., 1995; Fredericson., 2002; Taunton., 2001). Según Taunton y sus colaboradores, el SBIT es la segunda causa más común de lesión de rodilla en corredores, sólo superado por el síndrome de dolor patelo femoral. A su vez, señala que el SBIT es dos veces más común en mujeres que en hombres posiblemente por la mayor aducción de cadera que poseen naturalmente las mujeres debido a su conformación anatómica. (Taunton y cols., 2001).

Como su nombre lo dice, al ser un síndrome, son muchos los factores que están involucrados en la génesis de esta lesión. Este es el resultado de un aumento en la compresión que produce la BIT sobre una capa altamente vascularizada e inervada de tejido conectivo y tejido graso durante los movimientos de flexión y extensión de la rodilla (Fairclough y cols., 2007) La debilidad de los músculos glúteos medio y menor se ha asociado como el principal causal del SBIT (Fredericson M, 2000).

Biomecánicamente, existen varios factores que aumentan la tensión de esta estructura, contribuyendo a la generación del síndrome. Factores como un aumento en la aducción de cadera, rotación interna de rodilla y la eversión del retropié, tienen relación con un aumento en la tensión de la BIT (Noehren y cols., 2007; Miller y cols., 2007).

Otros autores atribuyen algunos factores intrínsecos como causantes del SBIT. Algunos de estos factores intrínsecos incluyen: genu varum, varo de tibia, varo subtalar, valgo subtalar, discrepancia de extremidades, ángulo Q aumentado, cóndilo lateral femoral prominente, pie cavo. También se han descrito factores extrínsecos como: aumento del kilometraje de entrenamiento, superficies duras de entrenamiento, correr en bajada, calzado poco amortiguado han sido asociadas con este síndrome (Almeida y cols., 1999; Ellis y cols., 2007; Kirk y cols., 2000; Lavine y cols., 2010; López., 2010; Noehren y cols., 2007).

3. Desbalances musculares y biomecánica: Glúteo medio y Tensor de la fascia lata.

Las pruebas utilizadas para valorar el equilibrio muscular, deben centrar su atención en la musculatura que estabiliza dichas regiones, con el propósito de determinar si existe o no, una intervención económica por parte de dichos músculos tanto a nivel estático como dinámico. Si la musculatura estabilizadora está en condiciones optimas será energéticamente eficiente al cumplir su función, de no ser así, deberá ayudar en la estabilización musculatura cuya función principal no es la estabilidad). El equilibrio muscular se identifica típicamente mediante el análisis bipodal y unipodal en posición de pie, test de secuencia de activación muscular en trabajos dinámicos activos y pruebas de movilidad articular y longitud muscular.

Probar la fuerza de músculos individuales sin preocuparse por la rapidez de activación o de relajación, o por la secuencia de activación agonista, sinergista y estabilizadores es un error, ya que el cerebro piensa en términos de acciones completas y no de músculos individuales (Liebenson, 1996)

Las pruebas propuestas por Janda son mucho más sensibles, pues se centran menos en el grado de fuerza y más en la secuencia de activación de los músculos más importantes que intervienen en determinada acción y en el grado de activación de los motores principales y sus sinergistas. En este sentido, el inicio de la acción es más importante que el final de la misma (Liebenson, 1996).

Durante la abducción de cadera, si existe una adecuada secuencia de activación muscular, se debe presentar una abducción pura, es decir, no se presenta simultáneamente rotación interna ni anteversión coxofemoral, actos que indicarían la presencia de un modelo alterado en dicha acción, debido a la tensión excesiva del TFL. El peor modelo de abducción coxofemoral tiene lugar cuando el cuadrado lumbar actúa no sólo para estabilizar la pelvis, sino también para iniciar la acción a través de la inclinación pélvica lateral (Liebenson, 1996).

Existe relación entre un deterioro en la función de la musculatura de cadera y el SBIT. Es por ello que la recuperación de este síndrome se podría lograr al corregir las alteraciones

biomecánicas producidas en la articulación de la cadera, disminuyendo con esto los síntomas en la articulación de la rodilla (Fairclough y cols., 2007).

Asociado a la debilidad en la musculatura abductora de cadera, Heinert y cols., afirmaron que la disminución de la fuerza puede aumentar el valgo de rodilla durante la fase de apoyo en la carrera, lo que aumenta la tensión en la banda iliotibial, y la consecutiva compresión de tejidos bajo esta (Lavine, 2010). También se ha descrito que sujetos con SBIT presentan mayor aducción de cadera y rotación interna de rodilla. Estos resultados sugieren que la intervención terapéutica debe estar enfocada en un mayor control neuromuscular de la cadera (Noehren y cols., 2007).

Por otro lado, cabe destacar que la velocidad de deformación, respecto a la tensión de la banda iliotibial, tiene un mayor impacto en la aparición del síndrome. (Hamill y cols., 2008), así como los movimientos repetitivos de rodilla en la zona de pinzamiento, tienen mayor efecto que la tensión de la BIT en la provocación del SBIT (Farrell y cols., 2002).

4. Reclutamiento y tiempo de activación muscular

La relación entre el tiempo de activación y la tensión muscular se ha asociado a lesiones musculares, sin embargo, el mecanismo exacto se desconoce (Best and cols., 1996). Stevens demostró que alterando el tiempo de activación muscular durante ciclos de contracción, se influye sobre la magnitud de la lesión muscular en extremidades de ratas (Stevens, 1996).

Adicionalmente, se ha demostrado que el tiempo de activación muscular influye en la cantidad máxima de fuerza muscular durante la contracción, por lo que también podría influir en la lesión de la fibra muscular, debido a que estaría sometida a un máximo de fuerza en la contracción muscular. Esto se interpreta como que la cantidad de fuerza muscular per se no es la causante de la lesión muscular, sino el tiempo que dura el músculo bajo tensión (Lieber y cols., 1993).

Butterfield y Herzog concluyeron que alteraciones en el tiempo de activación muscular y el nivel de estiramiento muscular previo a la contracción, son factores que pueden influir en la magnitud de la lesión. También señalaron que la actividad de la fibra muscular es más

relevante que la actividad músculo-tendón o la fuerza generada por el propio músculo, en la magnitud del daño. (Butterfield y cols., 2006)

Durante la carrera, se ha visto que el GM tiene un tiempo de activación menor que el TFL y que, además, la cuantía de su activación es mayor. Analizados durante la fase de apoyo unipodal (Hamner y cols., 2010). Liu demostró que la actividad del GM disminuye en la medida que aumenta la velocidad de la carrera (Liu y cols., 2008), siendo este un importante contribuyente en la fase de apoyo (Anderson y cols., 2003). También, Capellini investigó sobre la cantidad de activación muscular y timing comparando ciclos de marcha y carrera a distintas velocidades. Comprobó que en la medida que aumentaba la velocidad de la marcha y carrera, la cantidad de activación muscular aumentaba en diversos músculos de las extremidades inferiores, y que el tiempo de activación muscular variaba en menor medida. Sumado a esto, el tiempo de activación muscular tenía mayores variaciones en la fase de apoyo respecto a la fase de oscilación (Capellini y cols., 2006).

5. Electromiografía de superficie

La Electromiografía es una herramienta que proporciona acceso a los procesos fisiológicos que ocurren detrás de la generación de fuerza, movimiento y muchas otras funciones que le permite al hombre interactuar con el mundo que le rodea (De Luca, 1997).

La EMGs es una herramienta que nos permite explorar y cuantificar los procesos fisiológicos involucrados en la contracción muscular. Esta técnica en particular, nos permite determinar el tiempo de activación de la musculatura y cuantificar el reclutamiento de esta. Basa su estudio en el comportamiento eléctrico que involucra la contracción muscular, de esta forma, mediante electrodos de superficie, es posible sensor la actividad eléctrica del músculo (medida en mili-volts). Este voltaje es amplificado y mediante el análisis de un software computacional, es interpretado y convertido en una señal electromiográfica que nos permite conocer el tiempo que demora la musculatura en contraerse (timing), la cantidad de musculatura contraída (reclutamiento) y el tiempo durante el cual esta permanece activada (De Luca, 1997).

La EMGs es una técnica no invasiva de medición de la actividad electromiográfica, ya que utiliza electrodos de superficie que son colocados sobre la piel. Estos electrodos miden las diferencias de potencial expresadas en la superficie muscular, resultantes de la actividad eléctrica generada en éste, debido a su contracción (Constable y cols., 1993). El Electromiograma es la suma lineal, espacial y temporal de los potenciales de acción que se generan durante la contracción muscular. (Silvestre, 2002), y permite evaluar la actividad muscular de manera estática o dinámica (Tscharner, 2002).

Actualmente existen recomendaciones europeas del SENIAM (Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos) que establecen y pautan los lugares donde deben ir ubicados específicamente los electrodos, de acuerdo al músculo que se quiere evaluar. Entre estas recomendaciones, se establece a groso modo el lugar de ubicación de los electrodos en el punto medio entre la zona de inervación y el tendón. De esta forma, el SENIAM ha estandarizando las variables en la medición de EMGs de la marcha (SENIAM, 2006).

La fuerza de la contracción muscular del TFL es transmitida a través de la banda iliotibial a la rodilla. Las fibras antero mediales son silentes durante la marcha, mientras las fibras posterolaterales se activan con el golpe de talón. Las fibras antero mediales aumentan su actividad con el incremento en la velocidad de la marcha y/o carrera en la fase de despegue. Esto nos determina las fases de la carrera durante la cual verdaderamente la EMG está midiendo la actividad de la musculatura en cuestión (Pare y cols., 1981).

Por otro lado, la actividad electromiográfica del glúteo medio también ha sido investigada, incluso en sus porciones anterior, media y posterior, siendo mayor su actividad cuando se realizan ejercicios descargando el peso del cuerpo sobre una pierna (DiStefano y cols., 2009; Sullivan y cols., 2010). Sin embargo, la EMG no demostró diferencias significativas en la actividad muscular del glúteo medio entre superficies estables versus superficies inestables (Krause y cols., 2009).

Los músculos son considerados activos cuando la magnitud de la señal electromiográfica sobrepasa tres desviaciones estándar de la magnitud mínima de señal

eléctrica promedio por individuo, y es considerado inactivo cuando la señal es menor a las desviaciones estándar establecidas (Cowan y cols., 2002)

6. Objetivos de la Investigación

6.1. Objetivo General

- Determinar el tiempo de activación muscular del glúteo medio y tensor de la fascia lata en atletas sanos y atletas con síndrome de la banda iliotibial.

6.2. Objetivos Específicos

- Determinar el tiempo de activación del tensor de la fascia lata en relación al glúteo medio, durante la carrera, en atletas sanos.
- Determinar el tiempo de activación del tensor de la fascia lata en relación al glúteo medio, durante la carrera, en atletas con el síndrome de la banda iliotibial.
- Determinar tiempos de apoyo y relación con tiempos de activación.

7. Hipótesis de Investigación

El tiempo de activación muscular del glúteo medio y tensor de la fascia lata, durante la carrera, es diferente según el estado fisiológico de la banda iliotibial.

MATERIALES Y MÉTODOS

1. Universo y Población de estudio

El Universo corresponde a atletas corredores de fondo o triatletas de género masculino, con o sin SBIT. La muestra fue obtenida a partir de los siguientes clubes: Brain Team, Atlético La Pintana y las Ramas de Atletismo de la Facultad de Medicina y de Derecho de la Universidad de Chile. La muestra fue elegida por conveniencia, compuesta por 9 sujetos sanos y 7 con diagnóstico de SBIT.

La muestra se compone por los sujetos que voluntariamente deseen participar cumpliendo con los siguientes criterios:

1.1. Criterios de inclusión

- Sujetos del género masculino >18 y <50 años.
- Atletas sanos que no hayan experimentado dolor lateral de rodilla en los últimos 3 meses al correr.
- Atletas que tengan confirmación diagnóstica de la lesión.
- Hayan firmado el consentimiento informado.
- Hayan realizado ejercicio físico suave durante las 24 hrs previas a la evaluación. (Como ejercicio suave se define que hayan realizado trote suave, del tipo regenerativo o subumbral por un periodo no mayor a 30 minutos y que no hayan participado en alguna competencia o prueba máxima de capacidad durante este periodo de tiempo)
- Que tengan la disponibilidad de asistir al lugar en la fecha y hora indicadas.

1.2. Criterios de exclusión

- Con diagnóstico de SDPF, artrosis, tendinopatía rotuliana, subluxación u otra patología o trauma de rodilla, debido a que estas tienen una asociación con la degeneración del cartílago articular, y podrían modificar los resultados.
- Sujetos con antecedentes de cirugía de cadera o rodilla.
- Que al examen clínico pre-evaluación presenten signos concordantes con lesiones de meniscos, ligamentos cruzados o ligamentos colaterales de rodilla.
- Realizar ejercicio físico menos de 3 veces por semana.
- Atletas que realicen sesiones de trote menores a 1 hora semanal o 20 minutos por sesión.

2. Tipo de Muestreo

No probabilístico de sujetos voluntarios.

La muestra se formó a partir de 9 sujetos que cumplieron con los criterios para un atleta sano, y 7 sujetos que cumplieron con los criterios para un atleta con SBIT.

Los sujetos de la muestra fueron reclutados vía visita a sus lugares de entrenamiento, difusión por mail y medios de comunicación virtuales. Una vez reclutados y contactados los posibles sujetos de prueba, fueron sometidos a anamnesis de su historia clínica para asegurarse que cumplieran con los requisitos del estudio.

Finalmente, en el caso de los atletas lesionados con SBIT, una vez llegado al lugar del estudio, se realizan pruebas clínicas para descartar lesión de meniscos, ligamentos cruzados y colaterales de rodilla y se comprueba la existencia de SBIT mediante el test de compresión de Noble ¹.

1-Similar al test de Ober, el sujeto es colocado en decúbito lateral sobre el lado afectado, con la rodilla en flexión de 90°. Se aplica presión sobre el cóndilo femoral externo y se extiende la rodilla. La prueba es positiva si se reproduce sintomatología cuando la rodilla se acerca a los 30° de flexión.

3. Tipo de estudio

El alcance de este estudio es descriptivo, ya que se realizaron mediciones del tiempo de activación muscular en el tensor de la fascia lata y glúteo medio, en sujetos sanos y con el síndrome de la banda iliotibial.

4. Diseño de la investigación

Investigación con diseño no experimental transversal.

5. Variables

5.1. Variables independientes

Estado fisiológico de la banda iliotibial

- Definición conceptual: Existen dos estados asociados a la fisiología de la banda iliotibial: el primero es un conjunto de signos y síntomas asociados a dolor en la región lateral de la articulación de la rodilla, lo que se asocia al síndrome de la banda iliotibial. La ausencia de estos signos y síntomas se relaciona con indemnidad de la banda iliotibial.
- Definición operacional: Sujeto con o sin diagnóstico médico de lesión de la banda iliotibial.

Tipo de músculo

- Definición conceptual: tejido contráctil del ser humano, de tipo estriado, derivado del mesodermo embrionario, que pertenecen a la zona a evaluar. Se medirán los músculos GM y TFL.
- Definición operacional: según su ubicación anatómica y disposición de sus fibras, se encuentra el glúteo medio y tensor de la fascia lata, los que serán evaluados por medio de EMGs. Para la ubicación de los electrodos en cada músculo, se utilizará la recomendación SENIAM).

5.2 Variables dependientes

Tiempo de activación

- Definición conceptual: momento en que la actividad eléctrica del músculo a evaluar se presente por sobre su actividad basal.
- Definición operacional: el tiempo de activación muscular se determina en relación al voltaje sentido por los electrodos. Para que un músculo se considere activo, este voltaje debe superar en 3 desviaciones estándar al voltaje registrado en la actividad basal del músculo; si este criterio no se cumple, se considera al músculo inactivo. Este tiempo se determina a partir del momento en que se realiza el contacto inicial del pie. En este estudio, se establecerá este valor en tiempo (segundos) y en cantidad porcentual de la fase de apoyo unipodal durante la carrera. Esta variable adopta valores negativos cuando precede al contacto inicial del pie y valores positivos cuando ocurre posterior a este momento, y es obtenido a través de la EMGs.

5.3 Variables desconcertantes

- Que el atleta modifique su carrera normal en el treadmill.
- Condiciones de cansancio en las que llega al laboratorio de análisis.
- Cantidad de masa grasa subcutánea de la zona.
- Cantidad de sudor producido durante la carrera.

5.4 Otras variables

- Edad.
- Peso.
- Talla.
- IMC

Estas variables no son mayormente relevantes a la hora de realizar nuestras mediciones, no tienen una relación fundamental con la causa de la sintomatología en nuestra población (referencia de esto), al ser atletas entrenados, que entrenan dentro de parámetros y exigencias similares, presentan una buena y similar condición física entre ellos; teniendo

IMC dentro del rango de normopesos. Estas variables fueron usadas como una forma de caracterizar y hacer más comparable a la población de estudio.

6. Procedimiento

6.1. Equipo de instrumentación

Utilizamos el Laboratorio de Análisis del Movimiento de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile, para la medición de sEMG de los músculos GM y TFL, en ambas extremidades de los sujetos de estudio; para ello se utilizó el equipo BTS FREE EMG (BTS bioengineering versión 1.3, Milan, Italia), de 8 canales inalámbricos. El software a utilizar para digitalizar los datos fue el SMART CAPTURE (BTS bioengineering) versión 1.10.427.0, y para la confirmación, exportación y análisis de los datos se utilizó el programa SMART ANALYZER (BTS bioengineering) versión 1.10.427.0.

La unidad de captura de la señal utilizada fue el SMART-D (BTS Bioengineering, Milan, Italia). Se utilizaron electrodos Meditrace 200, y marcadores 3D. El modelo de la cinta rodante utilizada fue ProForm 385C, disponible en la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile.

6.2. Protocolo de estudio

Durante los meses de Diciembre del 2011 y Enero del 2012, los sujetos se citaron al Laboratorio de Análisis del Movimiento ubicado en la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile, donde se realizaron las mediciones, con previa entrega de consentimiento informado. Cada participante se presenta con vestimenta adecuada para la visualización de los electrodos y ubicación de marcadores 3D.

Los sujetos de estudio, 24 hrs previas a la medición, debían haber realizado un entrenamiento en área funcional subaeróbica, esto quiere decir que el trote efectuado no haya superado los 50´- 60´ (tiempo de trabajo más pausas), con ventilación pulmonar que permitiera hablar normalmente durante el ejercicio. Al llegar al laboratorio, se les controla talla y peso, para lo cual se utilizó una báscula médica con estadímetro.

Tanto para sujetos sanos como con SBIT, se realizan las pruebas para descartar lesiones a nivel de la articulación de rodilla. Si el sujeto presenta SBIT, se realiza el test de compresión de Noble a modo de confirmar la lesión.

Una vez realizada estas maniobras, se posicionó al sujeto de estudio en decúbito lateral sobre la camilla, manteniendo alineado el tronco, para evitar la rotación y elevación de la pelvis. Luego se procedió a la determinación de la ubicación de los electrodos según recomendación SENIAM 2007 (ver apéndice 1), los que deben colocarse en la dirección de las fibras musculares: El electrodo para el GM se coloca en el punto medio de la distancia medida entre el trocánter mayor y cresta iliaca. El electrodo para el TFL se ubica en el sexto proximal de la distancia medida entre la espina iliaca antero superior y el cóndilo femoral lateral.

Se ubicó la zona de colocación de los dos electrodos en cada músculo, en caso de ser necesario se rasuró la zona. Luego se lijó la piel con una esponja rugosa; a continuación se limpió con alcohol al 96° la zona de ubicación de los electrodos. Una vez que la zona estuvo lista, se instalaron dos electrodos en cada músculo, uno al lado del otro según la dirección de las fibras del músculo. Luego se procedió a colocar los marcadores 3D en acromion, trocánter mayor, cóndilo femoral externo y maléolo externo directamente sobre la piel, a través de fijación adhesiva. El último marcador debió ser colocado sobre el calzado en una proyección del quinto metatarsiano. Todos estos marcadores fueron colocados en ambos hemisferios.

Una vez instalados los electrodos y marcadores, se corrobora la correcta recepción de las señales electromiográficas, mediante aplicación de resistencia manual a la abducción (Bolgla y cols., 2005). Para ello se aplicó resistencia manual a la abducción de cadera, durante 3 repeticiones en cada extremidad, pidiéndole al sujeto en bipedestación que realizara el movimiento tratando de superar la resistencia. Posterior a la colocación de los electrodos y una vez corroborada la señal electromiográfica, se mide la actividad muscular basal durante 10 segundos. Esta medición se utiliza para poder calcular el promedio de su actividad basal y determinar su desviación estándar, dato necesario para determinar posteriormente el inicio de la activación muscular.

Luego, se ubicó al sujeto de estudio en la cinta rodante. Se aumenta progresivamente la velocidad hasta alcanzar los 10 km/h con una pendiente de 2 grados. Una vez alcanzada esta velocidad se le pidió al sujeto que trotara durante 5 minutos, a manera de calentamiento y de acomodación a la máquina.

Posteriormente, se realizó la primera medición, en un tiempo de 30 segundos. Se corroboró en el software que todos los datos registrados haya sido obtenidos, de ser así se realiza una nueva medición de 30 segundos, y este proceso es repetido hasta obtener una 3era medición confiable. Las instrucciones para cada individuo fueron protocolizadas (ver apéndice 2. Instructivo de la tarea).

6.3 Exportación de datos electromiográficos

Para la confirmación, exportación y análisis de los datos se utilizó el programa SMART ANALYZER (BTS bioengineering) versión 1.10.427.0. Primero se utilizó un filtro pasa alto (Butterworth hp) con frecuencia de corte de 10 Hz, para descartar elementos de ruido. Luego se rectificó la señal electromiográfica en onda completa. De las 3 mediciones electromiográficas de 30 segundos realizadas a cada sujeto, se eligió la que gráficamente tuvo un patrón electromiográfico más regular, junto a su respectiva cinemática de la carrera. Luego se obtuvo 5 ciclos de la carrera, utilizando un protocolo con el programa SMART ANALYSER, determinado por la señal electromiográfica y la cinemática de la carrera. Se exportó desde el programa SMART ANALYSER al programa Microsoft Excel, los valores numéricos tanto del registro electromiográfico basal, como de los 5 ciclos de la carrera. De cada valor obtenido del registro basal de los músculos en evaluación, se obtuvo 3 desviaciones estándar, y utilizando un algoritmo se obtuvo el tiempo de activación muscular para el GM y TFL en los 16 sujetos de muestra. Se consideró que el músculo se activaba cuando superaba las 3 desviaciones estándar del registro electromiográfico basal, y que esta señal se mantuviera durante 25 ms (Cowan y cols., 2002). En este estudio, al momento de contacto del pie se restó la fase oscilante, por lo cual nuestros tiempos de activación están determinados en relación a la fase de despegue del pie, en donde a partir de este momento en el ciclo de la carrera, se obtuvo el tiempo de activación muscular tanto para el GM como para el TFL.

Resultados

Las características descriptivas de la población de estudio fueron sometidas a la prueba de Kolmogórov-Smirnov (K-S), revelando una distribución normal para las variables de edad ($26,31 \pm 7,47$), peso ($71,15 \pm 4,58$) y estatura ($1,75 \pm 0,05$).

Asimismo, se aplicó la prueba de K-S a los datos obtenidos de los tiempos de activación de los músculos GM y TFL, tanto para los valores obtenidos en individuos sanos como aquellos con SBIT; arrojando esta prueba una distribución normal de estos datos.

Para una mejor comprensión de los datos de tiempo de activación, se debe considerar que un tiempo con un signo negativo indica que la activación del músculo comenzó antes del contacto inicial del pie en la fase de apoyo de la carrera; por otro lado, un tiempo positivo indica que la activación muscular empezó posterior al contacto inicial del pie.

Tabla 1. Tiempo de activación muscular del Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata en sujetos con síndrome de la banda iliotibial.

TIEMPOS DE ACTIVACIÓN MUSCULAR SUJETOS LESIONADOS				
Sujeto	GLÚTEO MEDIO		T. FASCIA LATA	
	(segundos)	(% Fase Apoyo)	(segundos)	(% Fase Apoyo)
1	-0,010	-2,427	-0,030	-7,427
2	-0,054	-13,284	0,030	7,353
3	-0,141	-37,513	0,029	7,725
4	-0,060	-16,575	-0,026	-7,348
5	-0,122	-30,049	0,008	2,108
6	-0,093	-23,192	-0,072	-17,955
7	-0,040	-10,251	0,023	5,980
Promedios	-0,074	-19,042	-0,005	-1,366

*Los valores negativos indican que el inicio de la activación ocurrió antes del contacto inicial del pie. Los valores positivos ocurren luego de dicho contacto.

Se encontró que para los individuos sanos, el tiempo de activación de GM fue de $-0,087 \pm 0,059$ seg y el tiempo de activación de TFL fue de $0,02 \pm 0,025$. En el caso de los individuos con SBIT, el tiempo de activación de GM correspondió a $-0,074 \pm 0,046$ y el tiempo correspondiente al TFL fue de $-0,005 \pm 0,038$.

Tabla 2. Tiempo de activación muscular del Glúteo Medio y Tensor de la Fascia Lata en sujetos sin síndrome de la banda iliotibial.

TIEMPOS DE ACTIVACIÓN MUSCULAR SUJETOS SIN LESIÓN				
Sujeto	GLÚTEO MEDIO		T. FASCIA LATA	
	(segundos)	(% Fase Apoyo)	(segundos)	(% Fase Apoyo)
1	-0,160	-35,942	0,005	1,166
2	-0,016	-4,698	0,046	12,665
3	-0,130	-28,413	0,019	4,370
4	-0,053	-12,957	-0,018	-4,495
5	-0,061	-16,667	0,008	2,295
6	-0,174	-36,472	0,026	5,553
7	-0,027	-6,116	0,048	10,714
8	-0,038	-9,561	0,052	13,020
9	-0,120	-31,492	-0,005	-1,230
Promedios	-0,087	-20,257	0,020	4,895

*Los valores negativos indican que el inicio de la activación ocurrió antes del contacto inicial del pie. Los valores positivos ocurren luego de dicho contacto.

Los resultados de la prueba t de student (con un 95% de confianza) para comparar los tiempos de activación de GM y TFL entre atletas sanos y atletas con SBIT, realizados en valores de tiempo (segundos), mostraron que no habían diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo de activación de GM y TFL de atletas sanos y lesionados (ver apéndice, tabla 1).

A su vez, la prueba t de student (con un 95% de confianza) para los tiempos de activación, pero medidos en porcentajes de duración de la fase de apoyo (% ciclo); también arrojaron como resultado que no habían diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo de activación de GM y TFL en atletas sanos y atletas con SBIT (ver apéndice, tabla 2).

DISCUSIÓN

El primer aspecto que queremos rescatar a partir del trabajo con los datos obtenidos de la muestra es que, al menos en lo encontrado en esta población; existe una gran variabilidad inter-sujetos, tanto sanos como lesionados, en relación a los tiempos de activación de TFL y GM (véase gráfico n°1). La representación gráfica de la señal electromiográfica se repite entre los distintos sujetos, en ambas extremidades, tanto para GM como para el TFL.

De los datos de los análisis de cada sujeto, se puede inferir también que el GM se activa antes que el TFL y que temporalmente, GM se aleja del tiempo en que ocurre el contacto inicial del pie, antecediéndose a este hecho al iniciar su contracción. (Prom. GM= -816 ± 531 mseg v/s Prom. TFL= 9 ± 33 mseg) A diferencia de lo obtenido por Anderson y cols. (2003) quien al analizar a sujetos durante la marcha, el GM obtuvo resultados de mayor contribución en la fase de apoyo. Sin embargo, Shiavi y cols. (1987) señalan que si bien el músculo GM está activo durante la fase de apoyo, también puede tener una activación en la fase oscilante. Por lo cual es importante destacar que la variabilidad en los procedimientos de colocación de los electrodos, registro de la señal, procesamiento y su interpretación, hace difícil y poco confiable la comparación entre los resultados de un estudio y otro (Benedetti y cols., 2010).

Para el TFL, se observa que su activación ocurre muy cercana al contacto inicial del pie, pudiendo ocurrir pocos milisegundos antes o después de este evento, o coincidir con el contacto inicial. (Prom.= 9 ± 33 mseg). Esto coincide con lo que señala Capellini y cols. (2006), quien menciona que existen patrones de activación muscular que varían entre cada individuo, sobretodo en el momento de contacto del talón, y que en general los músculos se encuentran activos alrededor del tiempo en que el pie realiza el contacto inicial, lo que coincide con los resultados obtenidos para el GM y TFL en nuestra muestra. A su vez, Paré y cols., (1981) en su estudio sobre la diferenciación funcional de la activación muscular del TFL en sus distintas fibras, señala que este músculo está activo luego del contacto inicial, en un tiempo equivalente al 10% del ciclo de la marcha. En nuestro estudio el tiempo de activación muscular equivale a 3,13% luego del contacto inicial, lo que se asimila con lo obtenido por Paré y cols, (1981) cuando nos referimos a la activación del TFL luego del contacto inicial. Al mismo tiempo, este autor señala que en varias ocasiones el TFL se

mantiene activo durante la fase oscilante de la carrera, y que puede activarse tanto antes como después del contacto inicial, lo que se asemeja a nuestros resultados.

Por otra parte, aunque estadísticamente no se encontró que la diferencia del tiempo de activación de TFL y GM en atletas lesionados versus atletas sanos fuera significativa; debemos recordar que fisiológicamente el músculo trabaja con potenciales de membrana en reposo, cuyo cambio de polaridad frente a un potencial de acción ocurre en un ciclo que dura unos milisegundos, razón por la cual no se debe descartar por completo estas diferencias como no significativas; aunque para las estadísticas y ciencias matemáticas estas diferencias no sean relevantes, esto no quita que, para los sistemas de procesamiento y ejecución motora, pequeñas alteraciones y retardos en el tiempo de generación de respuestas provoque alteraciones en la homeostasis del sistema, conllevando a la génesis y manifestación de cuadros sintomáticos. En este ámbito, cabe destacar que la activación muscular del TFL previo a la fase de apoyo obtenida en los sujetos con SBIT, comparada con la activación del TFL posterior al momento de contacto de talón, podría provocar alteraciones en la cinemática de la carrera con implicancias en la aparición de sintomatología dolorosa, considerando también que el SBIT duele al momento del contacto de talón.

Para efectos de este estudio, el tiempo de activación de GM de los sujetos sanos como de los aquejados con SBIT fue mayor que el tiempo en que se activaba el TFL, contradiciendo a estudios anteriores que postulan que el GM tiene un tiempo de activación menor que el TFL

(Hamner y cols., 2010). Sin embargo, hacemos la salvedad de que las condiciones en que se realizaron ambos estudios son muy diferentes, pudiendo influir en sus resultados variables que guardan relación con la fisiología y antropometría de la muestra, como de los métodos de obtención de análisis e interpretación de los datos. Un factor importante a considerar en esta diferencia es la determinación del ciclo de la carrera a considerar para analizar los datos temporales de activación. En el estudio de Hamner, no se detalla que etapa de la carrera utilizaron para determinar los tiempos de activación, podríamos suponer que utilizaron un ciclo completo, es decir, desde que se realiza un contacto inicial del pie hasta el contacto próximo. En este estudio, nuestros tiempos de activación están determinados en relación a la fase de despegue del pie.

En relación al TFL, en este estudio se encontró un patrón de activación bastante variable de un individuo a otro e incluso entre las mediciones de un mismo individuo. A diferencia del GM, el TFL no presenta un patrón claro de inicio de su actividad, pareciera que este músculo se encuentra en constante activación, teniendo un aumento en su activación inmediatamente después del contacto inicial del pie.

CONCLUSIONES

Luego de haber recolectado, procesado, analizado y sometido a pruebas estadísticas los datos obtenidos por este estudio, se concluye lo siguiente:

- No existen diferencias estadísticamente significativas en el tiempo de activación de GM y TFL entre atletas sanos y aquellos que padecen SBIT.
- Durante la carrera, el tiempo de activación de GM precede al tiempo de activación de TFL, tanto en atletas sanos como SBIT.
- GM se activa antes de que se realice el contacto inicial del pie, TFL lo hace una vez que ya se ha hecho el contacto inicial del pie.
- Para la población de estudio, existe una gran variabilidad y dispersión en los valores del tiempo de activación de GM y TFL entre los sujetos.
- Para un mismo sujeto, los valores del tiempo de activación de GM y TFL, se mantienen relativamente constantes a lo largo de la carrera.

PROYECCIONES

El síndrome de fricción de la banda iliotibial, como se detalla en las primeras páginas de este trabajo, es una lesión más común de lo que se cree y sobre la cual existen distintas teorías sobre su génesis; por lo que estudios como este deben seguir realizándose como una forma de determinar los verdaderos causantes del síndrome y de esta forma ofrecer adecuadas herramientas para su tratamiento.

En este estudio, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos de activación de GM y TFL de atletas sanos y aquellos lesionados de SBIT. Esto no implica necesariamente que, considerando que el músculo trabaja a velocidades del orden de los mili e incluso microsegundos, para este tejido estas diferencias no sean importantes. Se deben probar otros protocolos de investigación, ya que parte de la importancia de este estudio radicó en ser piloto y una referencia para futuras investigaciones. En otros estudios sobre tiempos de activación muscular, se ha visto que las distintas porciones del GM se activan en mayor o menor cantidad, de acuerdo al ejercicio que se esté realizando. Esto podría haber tenido implicancias importantes en nuestro estudio, ya que la recomendación utilizada para la colocación de los electrodos de superficie no contempla las distintas porciones del músculo GM. Por esto, se recomienda realizar un estudio que discrimine la actividad muscular de la porción anterior, media y posterior del músculo GM. Por otro lado, el pequeño vientre muscular del TFL y su estrecha contigüidad con GM, podría haber provocado que inevitablemente parte de la activación de GM, también se haya pesquisado dentro de la activación registrada por los electrodos correspondientes a TFL.

Por otra parte, sería importante considerar algún otro método diferente para poder calcular los tiempos de activación muscular, ya que como quedó demostrado en este estudio, la variabilidad inter-sujetos es muy alta, lo que hace difícil poder comparar entre dos poblaciones estos valores y además resulta en que existan diferentes opiniones y resultados en los distintos estudios realizados.

Por último, extrapolando este estudio al ámbito clínico y a la labor del kinesiólogo en el manejo de lesiones; es interesante que seguir investigando en esta línea como una forma de ofrecer mejores herramientas de diagnóstico y tratamiento a los pacientes aquejados con trastornos del sistema musculoesquelético.

BIBLIOGRAFÍA

1. Almeida, S. Williams, K. Shaffer, R. Brodine, S. (1999). Epidemiological patterns of musculoskeletal injuries and physical training. *Med Sci Sports Exerc.* 31(8), 1176-1182.
2. Anderson, F. Pandy, M. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture.* 17, 159-169.
3. Beck, T. Housh, T. 2005. Comparison of Fourier and Wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 15, 190-199.
4. Best, T. E., Garrett W. E. (1996). Hamstring strains: expediting return to play. *Physician Sportsmed.* 24,37-44.
5. Bolgla, L. Uhl, T. (2005). Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.*35 (8), 487-494.
6. Butterfield, T. A., Herzog W. (2006). Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol.* 100, 1489-1498.
7. Cappellini, G. Ivanenko, Y. Poppele, R. Lacquaniti, F. (2006). Motor Patterns in Human Walking and Running. *J Neurophysiol.* 95, 3426-3437.
8. Constable, R. Thornhill, R. (1993). Using the discrete wavelet transform for time frequency analysis of the surface EMG signal. *Biomed Sci Instrum.* 29, 121-127.
9. Cowan, S., Bennell, K., Crossley, K., Hodges, P., McConnell, J. (2002). Physical Therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Official Journal of the American College of Sports Medicine;* 1879 - 1885.
10. Daniels L, Williams M y Worthingham. (1957). *Pruebas funcionales musculares.* (6ª edición), Madrid, España: Marban, 183-187.
11. De Luca C. J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics.* 13 (2), 135-163.
12. DiStefano, L. Blackburn, T. Marshall, S. Padua, D. (2009). Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39(7), 532-540.

13. Ellis, R. Hing, W. Reid, D. (2007). Iliotibial band friction syndrome. A systematic review. *Manual Therapy*. 12, 200-208.
14. Fairclougha, J. Hayashi, K. Toumib, H. Lyonsd, K. Byddere, G. Phillips, N. Bestf, T. Benjamin, M. (2007). Is iliotibial syndrome really a friction syndrome?. *J Sci Med Sport*. 10, 74-6.
15. Farrell, K. Reisinger, K. Tillman, M. (2003). Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee*. 10, 103–109.
16. Fredericson, M. Cookingham, C. Chaudhari, A. Dowdell, B. Oestreicher, N. Sahrman, S. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med*. 10, 169-175.
17. Fredericson, M. Wolf, C. (2005). Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Med*. 35 (5), 451-459.
18. Giordano, V. Machado, E. Coriolano J. Moreira M. Pecegueiro, N. Scappini, W. (2006). Estudo eletromiográfico das forças atuantes no quadril em apoio monopodal: uma nova visão sobre o modelo de Koch. *Revista Brasileira de ortopedia*. 41(7), 278-282.
19. Grau, S. Krauss, I. Maiwald, C. Best, R. Horstmann, T. (2008). Hip abductor weakness is not the cause for iliotibial band syndrome. *International Journal of Sports Medicine*. 29 (7), 579-583.
20. Hamill, J. Miller, R. Noehren, B. Davis, I. (2008). A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clinical Biomechanics*. 23, 1018–1025.
21. Hamner, S. Seth, A. Delp, S. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*. 43, 2709-2716.
22. Hernández, R., Fernández, C., Baptista, P. (2004). *Metodología de la Investigación*. (3ª edición), Editorial Mc Graw Hill.
23. Hostens, I., J Seghers, 2004. “Validation of wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions” *Journal of Electromyography and kinesiology* 14, 205-215.
24. Kirk, K. Kuklo, T. Klemme, W. (2000). Iliotibial band friction syndrome. *Orthopedics*. 23(11), 1209-1214.

25. Kirkwood, R. Guilherme, R. De Souza, B. Alexander, S. Souza, L. (2011). Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. *Gait & Posture*. 34, 60–64.
26. Krause, D. Jacobs, R. Pilger, K. Sather, B. Sibunka, S. Hollman, J. (2009). Electromyographic analysis of the gluteus medius in five weight-bearing exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 23 (9), 2689-2694.
27. Lavine, R. (2010). Iliotibial band friction syndrome. *Musculoskelet Med*. 3, 18-22.
28. Liebson, C. (1996). *Manual de rehabilitación de la columna vertebral*. Barcelona, España: Paidotribo.
29. Lieber, R. Fridén, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol*. 74, 520–526.
30. Liu, M. Anderson, F. Schwartz, M. Delp, S. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*. 41, 3243–3252.
31. López, F. (2010). Bases científicas para el diseño de un programa de ejercicios para el síndrome de la banda iliotibial. Obtenida el 7 de Junio de 2011, de: <http://www.sermef-ejercicios.org/webprescriptor/bases/basesCientificasSBandaIliotibial.pdf>
32. Macintyre, J. Taunton, J. Clement, D. Lloyd-Smith, D. McKenzie, D. Morrell, R. (1991). Running injuries: a clinical study of 4,173 cases. *Clin J Sport Med*. 1, 81-87.
33. McNicol, K. Taunton, J. Clement, D. (1981). Iliotibial tract friction syndrome. *Can J Appl Sport Sci*. 6 (2), 76–80.
34. Messier, S. Edwards, D. Martin, D. Lowery, R. Cannon, D. James, M. Curl, W. Read, H. Hunter, D. (1995). Etiology of iliotibial band friction syndrome in runners. *Med Sci Sports Exercises*. 27, 951–960.
35. Miller, R. Lowry, J. Meardon, S. Gillette, J. (2007). Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome. *Gait & Posture*. 26, 407-413.
36. Noehren, B. Davis, I. Hamill, J. (2007). Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*. 22, 951–956.

37. Orava, S. (1978). Iliotibial tract friction syndrome in athletes-an uncommon exertion syndrome on the lateral side of the knee. *Br J Sports Med.* 12, 69-73.
38. Pare, E. Stern, J. 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.
39. Robergs, R. Landwehr, R. (2002). The surprising history of the “HRmax=220-age”, equation. *Journal of Exercise Physiology.* 5 (2), 1-10.
40. SENIAM. 2006. Sensor locations recomendations. Obtenida el 7 de Junio de 2001, de: <http://www.seniam.org/>
41. Silvestre R., 2002. Electromiografía de superficie y fatiga muscular local. *Revista de Kinesiología.* 69, 114-119.
42. Stevens, E. (1996). Effect of phase of stimulation on acute damage caused by eccentric contractions in mouse soleus muscle. *J Appl Physiol.* 80, 1958-1962.
43. Sullivan, O. Smith, S. Sainsbury, D. (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 12, 2-17.
44. Tscharnner, V. 2002. Time-frequency and principal component methods for the análisis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyographic and Kinesiology* 12, 479-492.
45. Taunton, J. Ryan, M. Clement, D. McKenzie, D. Lloyd-Smith, D. Zumbo, B. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* 36, 95-101.

ANEXOS

1. Características de la señal EMG

La señal EMG cuenta con una amplitud y una frecuencia que se describen a través del promedio de la raíz cuadrada (RMS) y frecuencia media, respectivamente. Modificaciones de la forma de los PAUM, del disparo de las UM o de la velocidad de propagación de las fibras musculares que ocurren durante la contracción causan variaciones en el espectro de poder de la EMGs (Hostens y cols., 2004).

Se ha establecido que la amplitud de la señal de EMG es aleatoria en la naturaleza y puede ser representada razonablemente por función de distribución Gausiana. La amplitud de la señal puede estar en un rango desde 0 a 10 mV (peak a peak) o 0 a 1,5 mV (RMS). La energía utilizada de la señal está limitada para un rango de frecuencia de 0 a 500 Hz, con una energía dominante en el rango de los 50 a 150 Hz. Las señales utilizadas son aquellas de energía sobre el nivel de ruido eléctrico. (De Luca, 1997)

Los dominios de frecuencia de las señales EMG proveen de información única acerca de la activación de las UM. (Beck y cols., 2005). Para lograr un registro lo más confiable posible de la señal, se debe eliminar lo mejor que se pueda las interferencias que existen en la captura de la señal, en este caso, se debe eliminar la impedancia de la piel. Para esto se usan las técnicas de rasurado de la zona de ubicación de los electrodos, eliminación del componente graso superficial de la piel mediante una limpieza con alcohol al 95% y eliminación de las capas de células muertas, mediante la limpieza de la zona con una lija fina.

APÉNDICES

1. Consentimiento informado

Yo, _____ rut: _____ he sido invitado a participar en el proyecto de investigación llamado: **“tiempo de activación muscular del glúteo medio y tensor de la fascia lata en atletas con síndrome de la banda iliotibial”**, cuyo responsable es el docente de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de Chile, Klgo. Edgardo Opazo. Además, los estudiantes de cuarto año de Kinesiología de la Universidad de Chile, Oscar Muñoz Badilla y Matías Silva Castán. El objetivo del estudio es conocer si existen alteraciones en el tiempo de activación de la musculatura abductora de cadera en atletas que padecen del síndrome de la banda iliotibial.

Este estudio está dirigido a corredores de fondo y medio fondo, ya sea amateurs o profesionales. La evaluación para este estudio tendrá una duración de aproximadamente media hora, en la cual deberá correr en una cinta rodante, previa instalación de electrodos de superficie sobre los músculos glúteo medio y tensor de la fascia lata en ambas piernas, además de marcadores 3d en otros sitios del cuerpo. Para la instalación de los electrodos, se deberá rasurar la zona si fuese necesario, este procedimiento se realizará con elementos desechables, por lo que el riesgo de infección es mínimo. Además se monitoreará la frecuencia cardiaca en todo momento mediante un cinto colocado en el pecho, de manera de detener la prueba si fuese necesario por sobre exigencia cardiaca. Los datos personales que entregaré quedarán en estricta confidencialidad, por lo que no pueden ser usados para fines fuera de este estudio. La participación en este estudio no genera ninguna consecuencia adversa y permitirá al sujeto de prueba conocer aspectos cinemáticos de su carrera, además constará con una evaluación médica gratuita por aceptar participar de este estudio.

Se me ha explicado que no recibiré beneficio monetario alguno por la participación en el estudio y que puedo rechazar la evaluación sin dar explicación alguna. He comprendido, conversado y aclarado mis dudas con los investigadores responsables. Resultados del estudio pueden ser enviados mediante correo electrónico, análisis 3D de su carrera. Cualquier duda que surja durante la investigación, las personas responsables de entregarme información serán el Klgo Edgardo Opazo, y los estudiantes Oscar Muñoz y Matías Silva

Paciente _____ Firma _____

Investigador Responsable _____ Firma _____

Santiago, _____ de _____ del 201_.

2. Instructivo de la tarea

Debe completar los datos que se le pidan, y seguir las instrucciones como se indica a continuación:

- 1.- Colóquese de lado, acostado sobre la camilla.
- 2.- Espere mientras le colocamos los electrodos en una de sus piernas.
- 3.- Manténgase sobre la camilla, gire y colóquese sobre el lado contrario.
- 4.- Espere mientras le colocamos los electrodos en la pierna contraria.
- 5.- Colóquese de pie. Espere en esa posición mientras le colocamos los marcadores 3D.
- 6.- Mantenga esa posición. Se le aplicará una resistencia manual en ambas piernas, una a la vez, tres veces por pierna, para corroborar la señal electromiográfica de la contracción muscular, para lo cual usted debe empujar con la pierna, y realizar el movimiento como se le indique. Ejemplo: Le pondré mi mano sobre su pierna; y necesito que la empuje hacia el lado junto con ella.
- 6.- Ahora debe subirse a la cinta rodante.
- 7.- Apóyese de las barandas que se encuentran en la cinta rodante y manténgase de pie lo más quieto posible, durante 10 segundos, tratando de mantener relajada la musculatura de sus piernas.
- 7.- Luego, comenzará a avanzar la cinta rodante. Cuando esto ocurra, camine hasta que sienta la necesidad de correr.
- 8.- Cuando sienta la necesidad de correr, hágalo a un ritmo que le sea comfortable.
- 9.- Ahora trote 5 minutos a modo de calentamiento y adecuación a la máquina.

Terminamos, ¡muchas gracias!

TABLAS

- Resultados de prueba t de student para determinar si el tiempo de activación de GM y TFL es diferente entre atletas sanos y con SBIT. Expresado en segundos.**

GLUTEO MEDIO					
Grupo	N	Media(seg)	Desv. Standard	Error típ. media	Significancia
SANO	9	-0,087	0,059	0,019	0,198
SBIT	7	-0,074	0,046	0,017	
TENSOR DE LA FASCIA LATA					
Grupo	N	Media(seg)	Desv. Standard	Error típico	Significancia
SANO	9	0,02	0,025	0,008	0,128
SBIT	7	-0,005	0,038	0,014	

*Los valores negativos indican que el inicio de la activación ocurrió antes del contacto inicial del pie. Los valores positivos ocurren luego de dicho contacto.

- Resultados de prueba t de student para determinar si el tiempo de activación de GM y TFL es diferente entre atletas sanos y con SBIT. Expresado en % del ciclo.**

GLUTEO MEDIO					
Grupo	N	Media(%)	Desv. Standard	Error típ. media	Significancia
SANO	9	-20,257	12,866	4,282	0,507
SBIT	7	-19,041	12,056	4,556	
TENSOR DE LA FASCIA LATA					
Grupo	N	Media(%)	Desv. Standard	Error típico	Significancia
SANO	9	4,895	6,197	2,065	0,105
SBIT	7	-1,366	9,767	2,691	

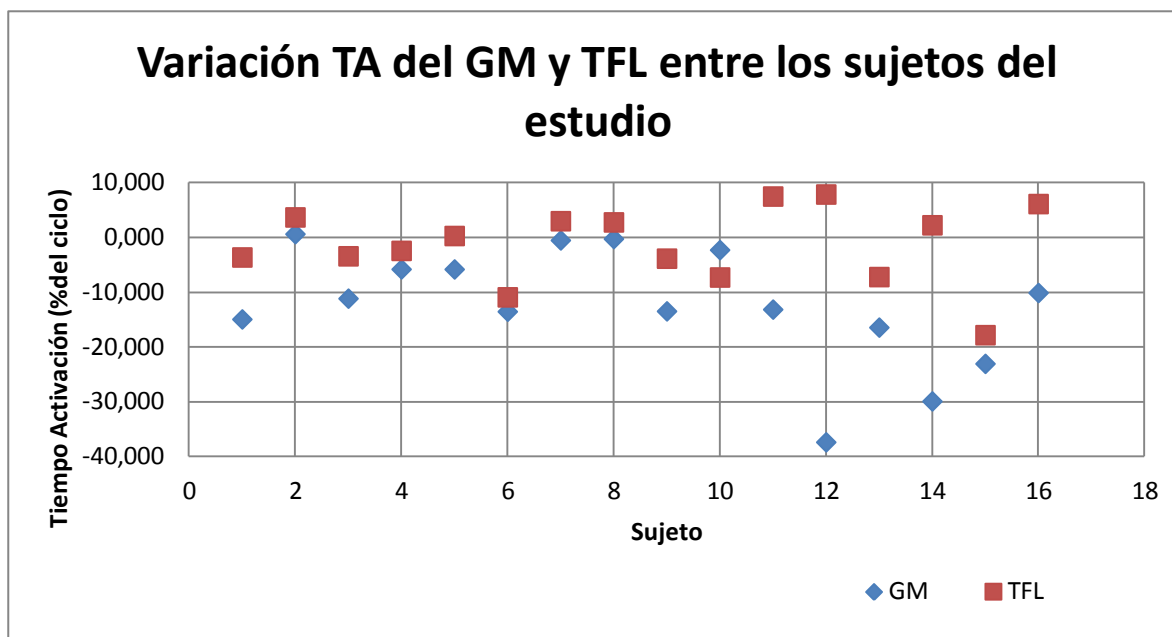
*Los valores negativos indican que el inicio de la activación ocurrió antes del contacto inicial del pie. Los valores positivos ocurren luego de dicho contacto.

3. Ficha de recolección de datos.

N° Sujeto:	Fecha:
Nombre:	
Edad:	años
Peso:	kgs.
Talla:	mts.
Procedencia:	
SANO/SBIT:	
Extremidad lesionada:	

GRÁFICOS

1. Gráfico de dispersión de la variable tiempo de activación (TA), para los valores de GM y TFL en la muestra de estudio.



FIGURAS.

1. Procesamiento de la señal Electromiográfica.

Luego de obtener las señales electromiográficas de cada músculo, junto a la respectiva cinemática de la carrera, se utilizó un filtro pasa alto (Butterworth hp) con frecuencia de corte de 10 Hz, para descartar elementos de ruido. Luego se rectificó la señal electromiográfica en onda completa.

Figura 1.0. Ejmplo de señal electromiográfica y construcción de la imagen 3D de la carrera.

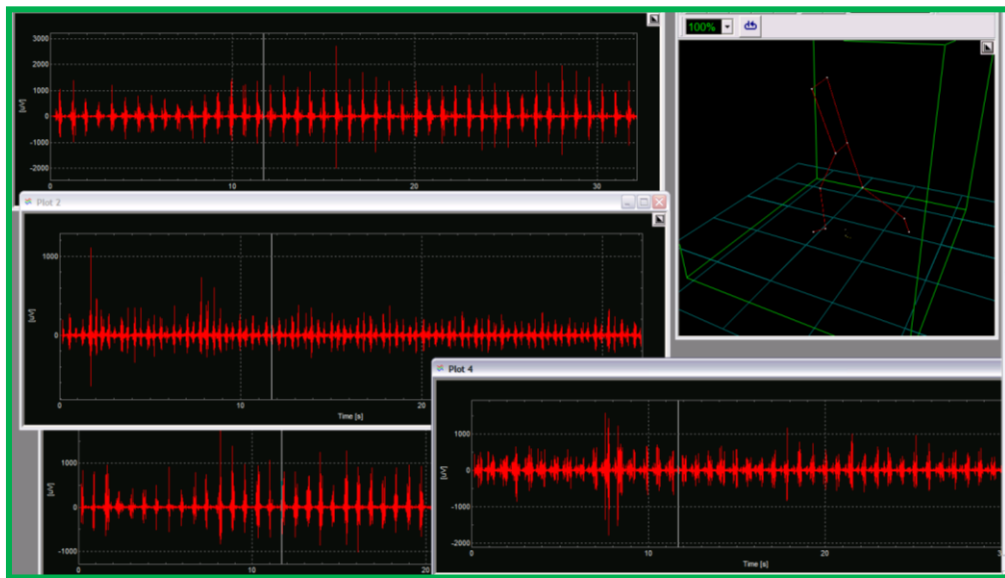
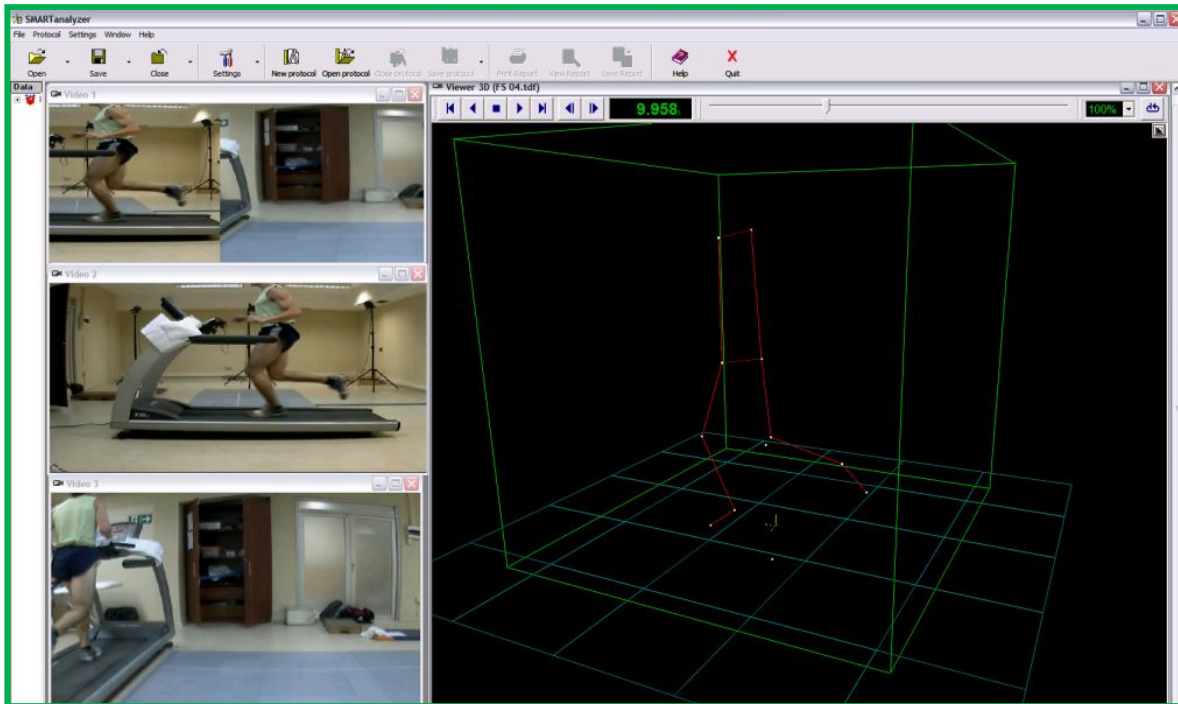


Figura 1.1. Ejemplo de señal electromiográfica rectificada para cada músculo.



Una vez obtenida la señal electromiográfica rectificada, se seleccionó 5 ciclos de la carrera utilizando un protocolo diseñado para ello, en el programa SMART ANALYSER.

Figura 1.3. Imagen de la carrera, en 3 dimensiones, junto al video capturado desde distintas perspectivas.



Los datos de la señal electromiográfica analizada, fueron obtenidos en base a los 5 ciclos de la marcha elegidos. Estos a su vez, fueron elegidos observando la cinemática de la carrera en el recuadro 3D obtenido de la captura.

2. Protocolo para capturar la señal electromiográfica y cinemática de la carrera.



1) Se posiciona al paciente en la camilla en decúbito lateral.



2) Palpación de puntos de referencia óseos para la ubicación de electrodos.



3) Medición de la distancia a colocar los electrodos.



4) Reducción de la impedancia de la piel mediante una esponja rugosa.



5) Colocación de los electrodos sobre el vientre muscular.



6) Comprobación de la ubicación de los electrodos mediante abducción resistida.



7) Se colocan los marcadores 3D.



8) Medición de la EMG basal.