UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE

EFFECTO DE LAS LESIONES PREVIAS DE ISQUIOTIBIALES SOBRE
LA CINEMÁTICA Y ELECTROMIOGRAFÍA DE MIEMBROS
INFERIORES EN CORREDORES DE VELOCIDAD DE ALTO
RENDIMIENTO.

TESIS DOCTORAL

FÁBIO DAL BELLO

2019

DEPARTAMENTO DE SALUD Y RENDIMIENTO HUMANO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

EFFECTO DE LAS LESIONES PREVIAS DE ISQUIOTIBIALES SOBRE LA
CINEMÁTICA Y ELECTROMIOGRAFÍA DE MIEMBROS INFERIORES
EN CORREDORES DE VELOCIDAD DE ALTO RENDIMIENTO.

Autor:

FÁBIO DAL BELLO

Director:

ENRIQUE NAVARRO CABELLO

DOCTOR EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

2019

TRIBUNAL DE LA TESIS

Tribunal nombrado por el Mgífico. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid el día,

PRESIDENTE D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

SECRETARIO/A D. /Dña. _____

Realizado el acto de defensa y lectura de la Tesis el día, _____

en _____

CALIFICACIÓN _____

EL PRESIDENTE

EL SECRETARIO

LOS VOCALES

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer el amor, tiempo y paciencia de mi esposa e hijos, considerando todo lo que tuvieron que abdicar de vida familiar para apoyarme durante el desarrollo de la tesis doctoral, sea en los largos y rutinarios viajes a España o en Chile durante la recolección de datos y escrita de la tesis. Asimismo, agradecer a mi director de tesis, Dr. Enrique Navarro, por creer en mi propuesta de investigación, enseñarme y apoyarme, aunque a distancia, para que todo pudiera salir exitosamente. Más que un director de tesis ha sido un gran maestro y amigo. También, agradecer a Javier Rueda Ojeda, que no ha medido esfuerzos para apoyar en todo el proceso. Es un excelente profesional y una gran persona.

Quiero agradecer a la Universidad Santo Tomás, a través de las autoridades de la Sede Santiago, y autoridades de las Vicerrectorías Académica y de Investigación y Postgrado por apoyarme y permitir perfeccionarme para ser un mejor profesional. Asimismo, agradecer a la Unidad de Ciencias del Deporte del Centro de Alto Rendimiento de Chile (CAR), por autorizar y apoyar la realización de la tesis doctoral en sus dependencias, en especial, al Dr. Esteban Aedo, jefe del departamento de biomecánica del CAR, por no medir esfuerzos para el desarrollo del periodo de recolección de datos. Además, demostrar mis más sinceros agradecimientos a los deportistas que fueron parte de la muestra, los cuales dispusieron su poco tiempo entre los entrenamientos, competencias y viajes para asistir a la recolección de datos.

También quiero dar las gracias a los amigos y compañeros que he conocido en España, durante los muchos viajes realizados para la tesis doctoral. Estar allá ha sido más liviano con su apoyo.

Por último, pero no por ello menos importante, estoy extremadamente agradecido a mis padres, que han sido siempre un modelo a seguir en términos de trabajo duro y dedicación, no midiendo esfuerzos para que yo pudiera ser una gran persona y profesional.

Contenido

Agradecimientos	VII
Lista de Figuras	X
Lista de Tablas	XI
Resumen.....	XII
1 Introducción	3
2 Methods.....	20
2.1 Participants.....	20
2.2 Data capture	22
2.3 Calculation of kinematic and electromyography parameters.....	25
2.4 Statistical Analysis	28
3 Resultados	30
4 Discusión.....	45
5 Conclusiones.....	53
6 Referencias.....	57
Anexos	64

Lista de Figuras

Figura 1 – Grupo Muscular Isquitiobial.....	5
Figura 2 – Cinemática Inicio del Despegue y Final del Balanceo	16
Figura 3 – Isquiotibiales y el Ciclo de Carrera	17
Figura 4 – The motion outdoor capture system	22
Figura 5 –Marker positions based according to the lower body model.....	23
Figura 6 – Electromyography Sensors Positions	24
Figura 7 – The sprint capture	24
Figura 8 – Example of reconstructed 3D model of a trial and the reconstruction parameters	25
Figura 9 – The different phases of the sprinting race	26
Figura 10 – Normalization parameters of EMG data.....	27

Lista de Tablas

Table 1 - Characteristics of the participants	21
Tabla 2 – Variables Cinemáticas de Ciclo (pierna lesionada y no lesionada)	31
Tabla 3 – Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo (pierna lesionada y no lesionada)	35
Tabla 4 – Variables Cinemáticas de Ciclo (pierna lesionada y derecha).....	36
Tabla 5 – Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo (pierna lesionada y derecha)	38
Tabla 6 – Variables Cinemáticas de Ciclo (pierna no lesionada y derecha).....	40
Tabla 7 – Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo (pierna no lesionada y derecha).....	42
Tabla 8 – Variables Electromiográficas.....	44
Tabla 9 – Comparación Variables Cinemáticas entre Grupos	47

Resumen

El desgarro de isquiotibiales es la lesión más común asociada a los sprints en atletas que lo realizan en su práctica deportiva, siendo acompañada por los esguinces de tobillo y lesiones de ligamentos. Los isquiotibiales son muy exigidos durante la carrera de velocidad y, en las fases excéntrica al final del balanceo y concéntrica al inicio del despegue, es muy común que ocurran lesiones debido a la sobrecarga, potencia y explosión requeridas, asociadas a los factores de riesgo. El objetivo de este estudio fue determinar los efectos de una lesión previa de isquiotibiales sobre la cinemática y electromiografía de miembros inferiores en corredores de velocidad de alto rendimiento de Chile. Fueron evaluados veintitrés corredores de velocidad de alto rendimiento, de los cuales 10 presentaban lesión previa de isquiotibiales y 13 no tenían historia de lesión previa. Cada sujeto realizó tres carreras de velocidad de 100 metros planos en pista atlética oficial y fueron evaluadas variables cinemáticas de miembros inferiores, a través de sistema de captura de movimiento 3D out door, y variables electromiográficas en músculos de los miembros inferiores, utilizando sistema de electromiografía (EMG) Wireless. Una lesión previa de isquiotibiales genera, en la pierna lesionada en comparación a piernas no lesionadas, diferencias significativas en variables de longitud de ciclo ($p=0.021$) y tiempo de vuelo ($p=0.002$) y variables cinemáticas de cadera ($p=0.001$), rodilla y tobillo ($p=0.01$). No obstante, no se observan diferencias significativas al analizar variables cinemáticas entre piernas sin historia de lesión previa. No se han observado resultados estadísticamente significativos en el análisis de las variables de EMG comparando la pierna lesionada con las piernas no lesionadas. Los resultados demuestran claramente que una lesión previa de isquiotibiales genera alteraciones cinemáticas en la pierna lesionada y que no existen diferencias electromiográficas en los sujetos evaluados, lo que está asociado al tiempo transcurrido posterior a la lesión. Sin embargo, las consecuencias de la lesión de isquiotibiales,

y sus efectos en la cinemática y EMG durante la carrera, no pueden ser evaluadas de forma aislada, considerando tratarse de una condición multifactorial.

Palabras clave: lesión de isquiotibiales; cinemática; EMG; sprints; biomecánica

1 INTRODUCCIÓN

1.1 La carrera

Dentro de las posibles formas de ejercicio físico, la carrera, en sus diferentes modalidades, es actualmente una de las más practicadas por la población (Paluska, 2005). Estos datos son confirmados por un informe realizado, anualmente, por la USA Track and Field Road Running Information Center. Asimismo, la carrera es uno de los gestos deportivos más investigados en la literatura científica, siendo analizados sus aspectos mecánicos y de ejecución. Existen diferentes modalidades de carrera, las cuales implican situaciones específicas y acciones particulares en cada una de ellas. Las carreras de fondo, también conocidas como carreras de largo aliento o larga distancia, se caracterizan por demandar mucho trabajo aeróbico al sistema cardiovascular, generando consecuencias fisiológicas de fatiga y agotamiento al sistema muscular. Por otro lado, las carreras de velocidad son caracterizadas por una actividad intensa y explosiva, en la cual se busca la máxima velocidad en un corto trayecto. Dicha característica está asociada a un trabajo anaeróbico del sistema cardiovascular y elevadas tensiones sobre el aparato locomotor (Lee et al., 2009; Fiorentino y Blemker, 2014). Siendo así, y considerando que ambas modalidades de carrera generen consecuencias fisiológicas distintas sobre las articulaciones, músculos, tendones, ligamentos y demás estructuras del aparato locomotor, existe una elevada prevalencia de lesiones en practicantes de carrera (Wolski et al., 2018). Esto se debe, por un lado, a los procesos de fatiga y tensión estructural durante la carrera y, desde el análisis biomecánico, a las diversas y concomitantes acciones musculares y articulares que deben ocurrir, de manera conjunta, durante una carrera para la generación de los patrones de movimiento fundamentales para el desplazamiento (Ciacci et al., 2010).

1.2 Lesiones en la carrera

A pesar de las grandes ventajas de la carrera para la salud general de las personas, su práctica conlleva a un cierto riesgo de lesión. Estos datos son corroborados por diversas publicaciones que han relatado que 24 a 75% de los practicantes experimentan alguna lesión como consecuencia de la práctica deportiva de la carrera (Dauod et al, 2012; Van Gent et al, 2007). Según Ekstrand (1982), *“la lesión es algo que ocurre durante una sesión de entrenamiento o competencia, la cual genera ausencia del deportista de la próxima sesión de entrenamiento o competencia”*.

Según Van der Worp et al. (2012), las lesiones más habituales en las carreras de fondo son el síndrome femoropatelar, la tendinopatía aquilea, el síndrome de la banda iliotibial y la fascitis plantar. A su vez, en carreras de velocidad o modalidades deportivas que requieran la realización de sprints (carrera explosiva aplicando la mayor velocidad posible) la lesión de desgarro de isquiotibiales es la más recurrente, siendo acompañada de esguinces de tobillo y lesiones de ligamentos. Muy poco se ha estudiado sobre la epidemiología de las lesiones de isquiotibiales en corredores de velocidad, no obstante, en algunas modalidades deportivas, que también realizan sprints durante su ejecución, se ha encontrado que 12 a 48% de los jugadores de fútbol profesional de Inglaterra han presentado lesiones de isquiotibiales (Ekstrand, Hagglund y Walden, 2011) y 13% de los jugadores de fútbol Australiano y fútbol Americano han tenido lesiones de isquiotibiales durante una temporada, valores incrementados a 30% cuando la lesión era recurrente (Gabbe, Finch, Bennell y Wajswelner, 2005; Elliott, Zarins, Powell y Kenyon, 2011).

1.3 Desgarro de Isquiotibiales

1.3.1 Los músculos isquiotibiales

Figura 1: grupo muscular isquiotibial (Drake, Vogl, y Mitchell, 2009).

El complejo muscular de los isquiotibiales está compuesto por tres músculos (Figura 1), que incluyen el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso, que cruzan las articulaciones de la cadera y la rodilla (Drake, Vogl, y Mitchell, 2009). Siendo así, la cabeza larga del bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso cruzan dos articulaciones, incluyendo la articulación de la cadera proximalmente y la articulación de la rodilla

distalmente, y la cabeza corta del músculo bíceps femoral solo cruza la articulación de la rodilla (Beltran et al., 2012).

Los músculos isquiotibiales son extensores de la cadera y flexores de la rodilla en el ciclo de la carrera (Drake, Vogl, y Mitchell, 2009). En la fase de balanceo (durante el ciclo de carrera), los músculos isquiotibiales se activan en el último 25% justo cuando comienza la extensión de la cadera y continúan durante el 50% de la fase de balanceo, cuando producen activamente extensión en la cadera y resisten activamente la extensión de la rodilla (Koulouris y Connell 2005). La flexión completa de la cadera no puede verse afectada a menos que la articulación de la rodilla también esté flexionada, lo cual es una consecuencia del acortamiento de los isquiotibiales (Beltran et al., 2012).

Durante el golpe del talón (inicio de la fase de apoyo en la carrera), los músculos isquiotibiales también contribuyen a la desaceleración de la traslación de la tibia hacia adelante, cuando la rodilla se extiende y el peso del cuerpo se desplaza hacia adelante a medida que se produce el golpe del pie (Koulouris y Connell, 2005). Los músculos isquiotibiales, junto con el ligamento cruzado anterior (LCA) son, por lo tanto, importantes estabilizadores dinámicos y estáticos de la translación tibial anterior, respectivamente (Drake et al., 2009). Cuando se produce el golpe del pie, los músculos isquiotibiales se alargan a su longitud óptima sobre ambas articulaciones de la cadera y la rodilla para proporcionar una extensión de la cadera y servir como estabilizadores de la rodilla. Con el despegue, la pierna que soporta peso es apoyada por la contracción combinada de los músculos isquiotibiales junto con el músculo cuádriceps. La estabilización de la pierna durante el despegue es la consecuencia de la contracción de los antagonistas, los músculos isquiotibiales y, desproporcionalmente, del músculo cuádriceps (Drake et al., 2009).

Se cree que la naturaleza biarticular de estos músculos predispone a los músculos isquiotibiales a lesionarse (Beltran et al., 2012). Dado que estos músculos, con la excepción de la cabeza corta para el bíceps femoral, abarcan dos articulaciones, su contracción no se puede localizar en una sola articulación. Por lo tanto, una articulación debe estabilizarse para actuar sobre la otra, lo que significa que los músculos isquiotibiales deben crear suficiente fuerza para absorber o contrarrestar estas fuerzas (Koulouris y Connell, 2005). La lesión por tensión finalmente resulta de fallo del tejido muscular producido por un exceso de fuerzas producidas (Beltran et al., 2012; Koulouris & Connell, 2005).

1.3.2 Epidemiología

Una de las lesiones más comunes en casi todas las formas de deportes de equipo e individuales que involucran la parte inferior del cuerpo es el desgarro de los isquiotibiales (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011; Ebben, 2009; Ekstrand et al., 2012; Freckleton & Pizzari, 2013; Greig & Siegler, 2009; Mendiguchia, Alentorn-Geli, & Brughelli, 2012; Navarro et al., 2015 ; Schache, Dorn, Blanch, Brown, y Pandy, 2012; Schache, Wrigley, Bake, y Pandy, 2009; Woods et al., 2002; Woods et al., 2004). Las lesiones de desgarro de isquiotibiales, las cuales pueden ser diagnosticadas clínicamente o por exámenes de imágenes, comúnmente ocurren en los atletas de disciplinas deportivas que requieren la realización de sprints o patadas de alta velocidad, como, por ejemplo, el fútbol americano, carreras de velocidad, fútbol australiano, rugby y fútbol (Verrall, Slavotinek y Barnes, 2005; Verral et al., 2001). En el fútbol australiano, Verral et al., (2001) observaron que el 30% de los deportistas, de dos clubes profesionales, presentaban dolor en los isquiotibiales después de la temporada. Asimismo, Orchard y Seward (2002), relataron una tasa de lesiones de isquiotibiales de seis lesiones por club por temporada, entre los años 1997 y 2000, valores corroborados por Hoskins y Pollard (2003). Además, una

incidencia de 4 lesiones por 1000 horas de jugador fue registrada en la temporada 2000 del fútbol australiano (Gabbe et al., 2005).

Otra disciplina, en la cual se ha medido una incidencia importante de lesiones de isquiotibiales es el Rugby, siendo registrados valores de 5,6 lesiones a cada 1000 horas de partido en la temporada 2004 y 17 días por año, por jugador, de pérdida de actividades deportivas debido a la lesión (Brooks et al., 2006).

Estudios han relatado que los desgarros de isquiotibiales también son muy frecuentes en el fútbol, con valores cercanos a los 37% de todas las lesiones sin contacto en ese deporte (Ekstrand et al., 2011), números similares a los encontrados por Mallo et al. (2011) en jugadores sub-élite españoles. Otro estudio demostró que 12 -16% de todas las lesiones en el fútbol profesional inglés son desgarros de isquiotibiales (Woods et al., 2004). En promedio, se pierden 18 días y 3–3.5 partidos por desgarro de isquiotibiales en el fútbol (Petersen & Holmich, 2005). Un reciente estudio longitudinal, sobre fútbol europeo, mostró que el 22% de los jugadores sufrieron al menos una lesión en el muslo durante una temporada (Ekstrand, Waldén y Hägglund, 2016), con una tasa de 4.77 lesiones por 1000 horas de juego.

En atletas del fútbol americano también han sido recurrentes los desgarros de isquiotibiales. Una revisión de la base de datos de la Liga Nacional de Fútbol (NFL), entre 1987 y 2000, indicó que 10% de todas las lesiones en jugadores de fútbol americano universitario eran lesiones por desgarro de isquiotibiales (Brophy et al., 2008). Elliott et al. (2011) reportaron que la tasa media de lesiones por desgarro de isquiotibiales de los jugadores de la NFL, durante un período de 10 años, fue de 0,77 por cada 1000 exposición del deportista y representó el 13% de todas las lesiones entre los jugadores de la NFL.

1.3.3 Factores de Riesgo

Entender los factores de riesgo de las lesiones de isquiotibiales es fundamental para el desarrollo de estrategias de prevención y rehabilitación. Muchos de los factores de riesgo de lesiones de isquiotibiales han sido descritos por la literatura, no obstante, solamente algunos están basados en evidencia ya que la mayoría de ellos están basados en la teoría y la práctica (Liu et al., 2012). Según Clark (2008), los factores de riesgo de lesiones de isquiotibiales pueden ser categorizados en modificables y no modificables, y tienen relación con aspectos estructurales y/o funcionales.

1.3.3.1 Longitud muscular óptima acortada

Hatze (1981) y Kaufman, An y Chao (1989), definen la longitud muscular óptima como “*la longitud muscular en que el músculo contráctil genera fuerza máxima, que es similar a la longitud de reposo muscular*”. Las piernas con lesión en el tendón de los isquiotibiales tienen un ángulo de flexión de rodilla considerablemente mayor que las piernas sin historia de lesión en dicha estructura. El rango de movimiento alterado sugiere un acortamiento muscular y alteración de su longitud máxima óptima, siendo un factor predisponente para el riesgo de lesión de isquiotibiales. Sin embargo, un estudio prospectivo reciente, sobre los factores de riesgo de las lesiones de los isquiotibiales en los velocistas, no mostró una diferencia significativa en el ángulo máximo de flexión entre atletas lesionados y no lesionados (Brocket et al., 2004).

1.3.3.2 Falta de Flexibilidad Muscular

La pobre flexibilidad muscular ha sido sugerida como un factor de riesgo modificable para la lesión de desgarro muscular. Alonso et al. (2009) relataron en su estudio, realizado con test contracción máxima isocinética en atletas, que sujetos con pobre flexibilidad muscular tenían

un ángulo de flexión de rodilla mayor que sujetos con flexibilidad normal de los isquiotibiales. Dicho resultado indica que atletas con poca flexibilidad de isquiotibiales pueden tener más acortado el músculo en comparación a sujetos con flexibilidad normal (Worrell et al., 1991).

1.3.3.3 Desequilibrio de la fuerza de los isquiotibiales

Desequilibrio de la fuerza de los isquiotibiales también es considerado como un factor de riesgo modificable para el desgarro de isquiotibiales. Dos medidas de fuerza han sido utilizadas para cuantificar el desequilibrio de la fuerza de los isquiotibiales: asimetría bilateral de fuerza de los isquiotibiales y la ratio de fuerza entre isquiotibiales y cuádriceps. Algunos programas de prevención de lesiones de los isquiotibiales, basado en el entrenamiento de la fuerza, han producido resultados inconsistentes con la bibliografía (Liu et al., 2012).

Orchard et al. (1997) realizaron un estudio evaluando 62 piernas de jugadores de fútbol australiano, usando la fuerza de los isquiotibiales como variables independientes. Los resultados mostraron que piernas lesionadas en los isquiotibiales tenían menor fuerza concéntrica isocinética y menor ratio entre isquiotibiales y cuádriceps cuando comparados con piernas no lesionadas, en un movimiento de trabajo de 60°/s. Otros estudios han encontrado resultados similares, en lo que se refiere al desequilibrio de la fuerza de los isquiotibiales, en las medidas de fuerza de isquiotibiales y la ratio entre isquiotibiales y cuádriceps, a través de estudios de fuerza isocinética en deportistas de fútbol, atletismo y artes marciales (Orchard et al., 1997; Croisier et al., 2002; Croisier et al., 2008).

Sin embargo, muchos otros estudios han reportado resultados adversos a los presentados anteriormente, en los cuales no existe relación significativa entre el desequilibrio de fuerza de isquiotibiales y el incremento de las lesiones de desgarro de isquiotibiales, mencionado que

esta condición no puede ser considerada como un factor de riesgo para las lesiones de isquiotibiales (Worrel et al., 1991; Bennell et al., 1998; Brocket et al., 2004; Gabbe et al., 2006)

1.3.3.4 Calentamiento insuficiente

Otro factor de riesgo, modificable, de lesión de desgarró de isquiotibiales, mencionado en la literatura, es el insuficiente calentamiento realizado antes de los entrenamientos y competencias, debido al grande número de lesiones ocurridas en los minutos iniciales de una actividad deportiva. Un estudio ha demostrado que el aumento de la temperatura muscular aumenta a longitud y la fuera de los tendones musculares, disminuyendo el riesgo de lesiones (Safran et al., 1988). Otro estudio, realizado con cortos periodos de calentamiento, demostró que existió aumento de la temperatura central del cuerpo, pero no lo suficiente para generar la flexibilidad de los isquiotibiales, relacionando dicha condición al aumento del riesgo de lesión de isquiotibiales (Gillette et al. 1991).

1.3.3.5 Fatiga muscular

Este factor, considerado como un factor de riesgo modificable para la lesión de isquiotibiales, está fundamentado en la observación clínica debido a que muchas lesiones musculares han ocurrido en periodos finales de entrenamientos y competencias (Woods et al., 2004; Brooks et al., 2006). Mair et al., (1996), encontraron que músculos fatigados y no fatigados normalmente fallan y lesionan en la misma longitud, no obstante, los músculos no fatigados absorben, significativamente, menos energía antes de la lesión, indicando que un atleta fatigado necesita aumentar la elongación muscular para absorber cierta cantidad de energía lo que, posteriormente, aumenta la tensión del músculo y el riesgo de lesión. Otro estudio (Small et al., 2010), fundamenta la fatiga como factor de riesgo debido a que, en su estudio, encontraron que la fatiga aumentó significativamente la flexión de la rodilla cuando ocurre el máximo torque

y flexión de la rodilla. Estos resultados, asociados con estudios de mecanismo de lesión de isquiotibiales demuestran que el riesgo de lesión de isquiotibiales aumenta cuando el músculo está fatigado.

1.3.3.6 Desórdenes Lumbares

Algunos estudios han asociado alteraciones de la columna lumbar con la posibilidad de desarrollar lesiones en la musculatura de los isquiotibiales. Se ha relatado que personas con dolor lumbar aumentan la actividad eléctrica muscular y disminuyen la flexibilidad de los isquiotibiales, generando mayor tensión y riesgo de lesión (Mooney y Robertson, 1976). En un estudio retrospectivo, Hennessey y Watson (1993) encontraron un aumento significativo de lordosis lumbar en atletas lesionados de isquiotibiales en comparación con sus contrapartes ilesas, lo que indica una posible asociación entre la lesión por desgarro de los isquiotibiales y la postura lumbar. Sin embargo, otro estudio relató que una historia pasada de dolor de espalda puede estar relacionada con dolor en los isquiotibiales y no necesariamente generando lesiones (Verrall et al., 2001).

1.3.3.7 Tensión Neural

Algunos estudios han considerado la tensión neural como otro posible factor de riesgo modificable para las lesiones de isquiotibiales. La tensión neural se define como una respuesta biomecánica y/o fisiológica anormal del sistema neuromuscular, cuando los rangos de movimientos y capacidad de estiramiento están afectados (Newsham, 2006). Dicho mecanismo de lesión es entendido como una posible alteración de la función de las ramas de nervio ciático en la región de la cicatriz de una lesión de desgarro de los isquiotibiales, creando aumento de la tensión nerviosa local y generando daño al músculo localmente (Devlin, 2000). En un estudio, Turl y George (1998) demostraron que más de 50% de los atletas estudiados tenían

tensión neural anormal posterior a un desgarro de isquiotibiales. Sin embargo, la relación de lesiones de isquiotibiales causadas por tensión neural y fuerza aún son estudiadas y consideradas como fundamentales en los procesos de prevención y rehabilitación, con la incorporación de ejercicios especiales, tales como posiciones que aumenten la tensión neural sobre el músculo.

1.3.3.8 Composición de la fibra muscular

Estudios han demostrado, desde las ciencias básicas, que fibras musculares tipo II son más propensas a lesiones que las fibras tipo I (Liu et al., 2012). Según Garrett et al. (1984), los músculos propensos a sufrir lesiones por tensión tienen más fibras de tipo II que músculos no propensos a sufrir lesiones y que los músculos isquiotibiales tienen un porcentaje relativamente alto de fibras tipo II en comparación a otros músculos de las extremidades inferiores. Friden y Lieber (1992) demostraron que lesiones excéntricas por contracción inducidas ocurrieron, predominantemente, en fibras rápidas con baja capacidad oxidativa. Mencionan que la capacidad oxidativa es un factor importante que afecta la contracción excéntrica inducida, generando lesiones. Macpherson et al. (1996) demostraron que las fibras rápidas tenían más lesiones severas con pequeño esfuerzo en comparación con fibras lentas. Dichos resultados indican que los atletas con un mayor porcentaje de fibras tipo II pueden ser propensos a lesiones de desgarros de isquiotibiales, así como otra lesión muscular.

1.3.3.9 Edad

Algunos estudios retrospectivos han identificado la edad como un factor de riesgo para las lesiones de isquiotibiales. Autores han demostrado que el riesgo de lesión de isquiotibiales es mayor en deportistas con edades superiores a 23 años en comparación a sujetos más jóvenes en disciplinas como el fútbol australiano y el fútbol europeo (Orchard et al. 2001; Woods et al.

2004; Ekstrand et al. 2011; Gabbe et al. 2005; Gabbe et al. 2006). Además, otros estudios han estimado que el aumento de 1 año en edad genera una tasa de 1.3 veces más de riesgo de lesiones de isquiotibiales (Verrall et al., 2001); Henderson et al. (2010) midieron que la tasa de sufrir lesiones de isquiotibiales es de 1.78 veces a cada año. Sin embargo, algunos estudios realizados con atletas de rugby y fútbol australiano no demostraron relación entre la edad y el riesgo de sufrir lesiones de isquiotibiales (Brooks et al., 2006; Koulouris et al., 2007). El aumento del riesgo de lesiones de isquiotibiales, debido a la edad, ha sido relacionado a la denervación de las fibras muscular en consecuencia de procesos degenerativos de la columna lumbar, especialmente las raíces nerviosas de L5 y S1, por la pérdida de la fuerza muscular, esperable con el aumento de la edad, de los músculos isquiotibiales y cuádriceps y por factores asociados a las diferencias de peso corporal y pérdida de flexibilidad en la flexión de cadera y tobillo (Orchard et al.2001; Gabbe et al.2006).

1.3.3.10 Lesión previa de isquiotibiales

Un número importante de estudios ha demostrado que una lesión previa de desgarro de isquiotibiales es un factor de riesgo importante para la recurrencia de la lesión (Verral et al., 2001; Hoskins and Polard, 2003; Brooks eta al., 2006; Bennell et al., 1998; Gabbe et al., 2006; Orchard, 2001; Warren et al., 2010). Engebretsen et al. (2010) sugirieron que la lesión previa de isquiotibiales fue el único factor de riesgo significativo para nuevas lesiones en un grupo de jugadores de fútbol de Noruega, debiéndose, principalmente, a la cicatriz y fibrosis observadas en el músculo después del desgarro (Nikolaou et al., 1987). Tal como se ha comentado anteriormente, un músculo isquiotibial desgarrado genera mayor flexión de la rodilla posterior al episodio de daño, indicando mayor probabilidad de lesiones debido al acortamiento óptimo del músculo (Brockett et al., 2004). Sin embargo, algunos estudios han mencionado que una lesión previa no es sinónimo de nueva lesión cuando los procesos de rehabilitación y

recuperación son realizados de manera óptima y oportuna (Fousekis et al., 2011; Cibulka et al., 1986), además de relacionar los resultados con los procesos de estabilización pélvica y sacroilíaca.

1.4 Mecanismo de lesión de los isquiotibiales

Estudios realizados en atletas indican que las lesiones por distensión muscular de los isquiotibiales ocurren con mayor frecuencia durante la carrera a máxima velocidad o sub-máxima (Schache et al., 2012; Yu et al., 2017) durante la última parte de la fase de balanceo, cuando los músculos isquiotibiales trabajan para desacelerar la extensión de la rodilla en preparación al inicio de la fase de apoyo (Guex & Millet, 2013; Lee et al., 2009; Petersen & Holmich, 2005). Askling et al. (2007) identificaron 18 atletas que sufrieron lesiones por primera vez en los músculos isquiotibiales de los principales clubes de atletismo en Suecia. Los atletas evaluados eran velocistas y sus lesiones ocurrieron durante la competencia cuando la velocidad era máxima o casi máxima. Se han realizado varios estudios sobre la biomecánica de corredores para entender el mecanismo específico de lesión por estiramiento de los isquiotibiales. Wood (1987), presentó momentos resultantes articulares y potencia, electromiografía y longitud de los músculos isquiotibiales en corredores. Estos datos demostraron que los músculos isquiotibiales se contraen de forma excéntrica en la fase tardía de balanceo de corredores. Teniendo en cuenta los resultados de estudios previos con modelos animales, estos datos indican que las lesiones de distensión muscular de los isquiotibiales pueden ocurrir en el balanceo tardío antes del golpe del pie y al final de la fase de despegue (final de la fase de apoyo). Dos estudios recientes apoyaron los resultados de Wood (1987). Thelen et al. (2005), en un estudio con corredores realizando sprints en cinta eléctrica (treadmill), encontraron que los músculos isquiotibiales trabajaban excéntricamente en la fase de balanceo tardía y sugirió que una potencial lesión por distensión muscular de los isquiotibiales existió durante esa fase. Sus resultados, sin embargo, no mostraron contracción

muscular excéntrica de isquiotibiales durante la fase de apoyo de la carrera, tal como había relatado Wood (1987). Yu et al. (2008), determinaron los cambios en la longitud y activación de los músculos isquiotibiales durante el sprint en corredores. Ellos encontraron que los isquiotibiales trabajaron de forma excéntrica en la última fase del balanceo y al final de la fase de apoyo, según lo informado por Wood (1987), sugiriendo que los isquiotibiales estaban en riesgo de lesión al final de la fase de balanceo y final de la fase de apoyo (Figura 2).

Figura 2: Inicio del despegue y final del balanceo en pierna izquierda (color rojo)

Sin embargo, el tendón de los músculos isquiotibiales está en una longitud mucho más larga al final del balanceo en comparación al final de la fase de apoyo. Por lo tanto, presumiblemente, también tienen un mayor riesgo de lesión por estiramiento en la fase final del balanceo, mencionando que la contracción excéntrica durante la fase final del balanceo es una característica de los corredores de velocidad. Las fibras musculares se alargan rápidamente cuando cambian de funcionamiento excéntricamente, para desacelerar la extensión de la rodilla en el último giro, a concéntricamente, para convertirse en un extensor activo de la articulación de la cadera (Chumanov et al., 2011). Se ha sugerido que, durante este cambio rápido de excéntrico a concéntrico, aumenta la susceptibilidad de los isquiotibiales a las lesiones como resultado de las cargas biomecánicas colocadas en el músculo (Chumanov et al., 2011; Petersen

& Holmich, 2005), lo que hace el complejo muscular de los isquiotibiales sujeto a la tensión máxima de elongación (Guex y Millet, 2013) (Figura 3).

Figura 3: Tensión sobre isquiotibiales durante el ciclo de carrera (adaptado de Guex & Millet, 2013)

De la literatura científica publicada anteriormente, se cree que puede existir una asociación entre las anomalías biomecánicas de cadera y rodilla en la carrera y un mayor riesgo de lesión /re-lesión (Lee et al., 2009; Yu et al., 2017). Asimismo, estudios proponen dos posibles estrategias para reducir el riesgo de lesión de isquiotibiales. La primera sería la disminución de la inclinación del tronco hacia adelante durante la carrera, lo que aumentaría la flexión de la rodilla, no siendo una estrategia óptima para el rendimiento deportivo y, la segunda, sería aumentar la longitud del músculo en reposo, optimizando la flexibilidad de este (Wan et al., 2017; Wan et al., 2017).

1.5 ¿Cómo son evaluadas las lesiones de isquiotibiales?

Muchos estudios han sido realizados para evaluar las lesiones de isquiotibiales, involucrando sujetos de disciplinas deportivas diferentes tales como el fútbol, fútbol australiano, fútbol americano y rugby. De estos, la mayoría ha utilizado técnicas de evaluación con máquina

isocinética, la cual es realizada con el deportista en posición sentada (Fousekis et al., 2010; Greig & Siegler, 2009; Opar et al., 2015; Wright, Ball, & Wood, 2009), o han realizado ciertos ejercicios en terreno (Arnason et al., 2008; Askling, Tengvar, & Thorstensson, 2013; Ebben, 2009). Sin embargo, estas técnicas no representan con precisión las acciones deportivas normales llevadas a cabo por los jugadores en su acción deportiva (Navandar et al., 2013) y estudian los factores de riesgo de forma aislada. La tendencia a evaluar las variables de forma aislada puede confundir aún más la imagen, ya que se pueden pasar por alto interacciones importantes entre las variables y se puede exagerar la influencia de algunos factores de riesgo (Freckleton y Pizzari, 2013). Siendo así, algunos estudios en el fútbol han sido realizados con la evaluación de la lesión de isquiotibiales a través de análisis tridimensional de movimiento, durante la ejecución de movimientos reales del juego (carreras, cambios de dirección y patadas) (Navandar et al., 2013; Nunome et al., 2002).

Se han realizado estudios que han evaluado el efecto de las lesiones de los músculos isquiotibiales en la carrera de velocidad en atletas de élite que utilizan la captura de movimiento, las fuerzas de reacción en el suelo, la ultrasonografía y la electromiografía (EMG) (Chumanov et al., 2011; Lee et al., 2009; Schache et al., 2012; Schache et al., 2009; Higashihara et al., 2015; Girard et al., 2016; Dudley et al., 2017; Ciacci et al., 2010), cuyos resultados se han utilizado para explicar cuándo y dónde podrían ocurrir estas lesiones. Sin embargo, la gran mayoría de los estudios han sido realizados en cintas rodantes eléctricas, en laboratorios cerrados, las cuales no representan la estructura real de ejecución de la carrera de los deportistas, los cuales realizan sus entrenamientos y competencias en pistas al aire libre.

1.6 Objetivo

De acuerdo con lo anteriormente señalado, este estudio tuvo como objetivo principal determinar los efectos de una lesión previa de isquiotibiales sobre la cinemática y electromiografía de miembros inferiores en corredores de velocidad de alto rendimiento de Chile.

1.7 Hipótesis

1. Los corredores de velocidad de alto nivel, que han tenido desgarro previo de isquiotibiales, presentan alteraciones cinemáticas y de activación muscular en miembros inferiores durante la carrera, al comparar su pierna con lesión previa y la pierna sin lesión previa de isquiotibiales.
2. Los corredores de velocidad de alto nivel, que han tenido desgarro previo de isquiotibiales, presentan alteraciones cinemáticas y de activación muscular en miembros inferiores durante la carrera, al comparar sus piernas lesionada y no lesionada con la pierna de corredores de velocidad sin historial de lesión previa de isquiotibiales.

2 METHODS

2.1 Participants

The study sample was composed of 23 high-performance speed runners, which were federated to the Chilean Athletics Federation. With the intention of maintaining the homogeneity of the sample, some inclusion criteria were defined, which were: male, to be between 18 and 30 years old, to be federated, to have competed, at least, in an international competition representing Chile, to be 100 and 200 meters runner, have a record time equal to or less than 11.5 seconds in the 100 meters (considering that higher times would be associated with heterogeneity in the athlete's level of performance) and, in the case of having suffered a hamstring injury, have left the training and competitions for 2 - 6 weeks, which determines the type of injury, and that the period of occurrence of the injury was between 6 and 18 months prior to the evaluation. Also, athletes should be in continuous training and competition, without distancing, at least 3 months prior to the evaluations, training according to the determinations of their coaches and Federation. It is important to mention that the moments of the injuries, and their types, were determined through the medical report of the rehabilitation department of the High Performance Center. Only athletes who presented with a myofascial hamstring tear, which determines a recovery period of 2 to 6 weeks, were included in the study. All the subjects returned to their normal sports activities after receiving the medical discharge at the end of the rehabilitation process and, at the time of the evaluations, they were in optimal physical conditions. Considering the aforementioned, the sample was composed of 13 athletes without previous injury of hamstrings and 10 athletes with a history of hamstring injury.

All players provided written informed consent (Annex I) in accordance with the principles outlined in the Declaration of Helsinki. Before the data capture session, they had to fill up a questionnaire (Annex II), which included questions about their sport experience and injury

history in the hamstring muscle group. Table 1 summarizes the participant's characteristics and their injury history.

Table 1: Characteristics of the participants

	N	Height (cm)	Weight (kg)	Age (years)	Injured Time (months)
		Average			
Without previous injury	13	179,6	73,2	23,3	NA
With previous injury	10 (3 left leg injured and 10 right leg injured)	180,1	73,8	22,7	11,9

2.2 Data capture

An eight-camera VICON® motion outdoor capture system (Oxford Metrics Ltd, United Kingdom) recording at 200Hz synchronized with an Electromyography Delsys Trigno® Systems 16 channels was used to capture the running motion. This frequency of motion capture was chosen as previous studies varied between 200Hz and 500 Hz. The race was held on an indoor professional athletic track at the High-Performance Center of Chile. The motion capture system was calibrated in accordance with VICON® guidelines, and yielded calibration residuals such that positional data accurate within 2 mm was obtained. The capture system was installed on the athletic track between 50 and 60 meters of the track, considering that, at this distance, the runners reached their maximum performance and speed, without the influence of the starting and braking processes (Figure 4).

Figure 4 – The motion outdoor capture system

All participants were asked to wear sports clothes and comfortable tennis shoes, simulating a normal training activity. A lower body model was used to capture and analyze the data. The data capture session was realized with eighteen retro-reflective markers, with a diameter of 14mm, attached to the anatomical landmarks of each participant's body (Figure 5): the right and left anterior superior iliac spines, the right and left posterior iliac spines, the right and left

medial and lateral epicondyles, the right and left lateral and medial malleoli, the right and left calcaneus, and the right and left heads of the second metatarsals. Markers motion capture were also placed laterally on the right and left thigh and shank to determine the alignment of the thigh and shank flexion axes (Tebutt, Wood, & King, 2002), determining a total of 20 markers used. Also, and eight (4 on each leg) electromyography sensors (Figure 6): middle gluteus, rectus femoris anterior, biceps femoris and medial gastrocnemius.

Figure 5: Marker positions based according to the lower body model (Tebutt et al., 2002)

Figure 6: Electromyography Sensors Positions

Each participant performed a 20-minute warm-up on the athletic track (determined by the coaches of all participating teams) consisting of soft races for the athletic track (10min), specific technical exercises of the race (5min) and stretching exercises (5min).

Then, the participants performed three 100m vail races. The first to 80%, the second to 90% and the third to 100% of their maximum speed, which were averaged to obtain a unique analysis value. The athletes started in race position at the start point of the track and the data collection started when they reached 50 meters away and ended at 60 meters from the starting point. The whole process of data collection was accompanied by the coaches and, in case a data collection was not valid, the athletes should repeat the race. (Figure 7).

Figure 7: The sprint capture

To facilitate analysis, each dynamic trial was divided into different intervals using characteristic time instances to determine the different phases of the race. The characteristic time instances were: initial contact, toe-off, maximum flexion of the hip, final swing phase (Figure 9).

Figure 9: The different phases of the sprinting race (left leg- red color)

The kinematic analysis was performed on both legs, according to the following parameters (angles analyzed in degrees): hip - flexion at the beginning of the contact, extension at the start of the takeoff, maximum flexion in the swing phase; knee - maximum flexion at the start of contact, maximum flexion at the start of the takeoff, maximum flexion during the swing phase; ankle - maximum flexion at the start of contact, maximum extension at takeoff, maximum flexion in swing, supination at the start of contact and supination at the swing.

In addition, the following kinematic variables have been calculated for both legs during the speed run: stride length, from the start of the contact phase to the new contact of the same leg (full gear cycle), contact time and flight time. Considering that one of the variables that influences stride length is the height of the subjects, the values were normalized according to the following formula: $NL = \text{Stride Length} / \text{Subject Height}$.

For the analysis of the muscular electrical activity (analyzed in percentage of activation in relation to the minimum EMG value of each muscle) was made, in the data, a filter with band

pass between 20 and 300Hz, then the signal was rectified with Root Mean Square (RMS), with window size of 0.05 seconds and an Overlap of 0.025, to normalize the EMG signal. With that, with 3 average repetitions, normalized with the minimum value, the average of each one was made to obtain the results of each muscle. The EMG Work program, from Delsys System, was used to analyze the data.

Figure 10: Normalization parameters of EMG data

2.4 Statistical analysis

For both, the kinematic variables and the electromyographic variables, the MANOVA statistical test was used, seeking to analyze the greatest number of variables. The variables were also subjected to the Bonferroni Correction. For the joints of the hip and knee only sagittal plane kinematic variables of the run were compared in the statistical analysis MANOVA. This is because hip and knee flexion/extension joint postures have the greatest influence on hamstring length (Lee et al., 2009). The ankle joint was analysed in the sagittal and transverse planes. All the variables were extracted from the data exported from the trials using macros developed on Microsoft Excel 2013 and Visual Basic (Microsoft Corp., Redmond, USA).

For analysis, each limb was considered independent of the other as previously done in three-dimensional studies analyzing hamstring injuries (Schache et al., 2012). A MANOVA was carried out to compare the variables, with the independent factor being previous injury. When a significant effect was observed between MANOVA levels, multiple comparisons were performed with the Bonferroni correction, and the results were interpreted with 95% confidence intervals (CIs) and effect sizes (as partial η^2 values). The threshold values for small, medium and large effect sizes were set as 0.01, 0.06 and 0.14 respectively (Cohen, 1992; Richardson, 2011). The statistical analysis was carried out using SPSS® 20.0 (SPSS® Inc., Chicago, IL, USA).

To facilitate easier interpretation of the document, the following sections on the results and discussion will be divided into four sections with the analysis focused on independent factor (previous injury): comparative kinematic analysis between the injured leg and the non-injured leg of the subjects who presented previous hamstring injury; comparative kinematic analysis between the injured leg of the subjects who presented previous hamstring injury and the right leg of the subjects who did not present a previous hamstring injury; comparative kinematic

analysis between the non-injured leg of the subjects who presented previous hamstring injury and the right leg of the subjects who did not present a previous hamstring injury; comparative electromyographic analysis between the injured leg and the non-injured leg of the subjects who presented previous hamstring injury and the right leg of the subjects who did not present a previous hamstring injury. For comparison criteria, the right leg of the subjects who did not have a previous hamstring injury was chosen because, the majority of subjects, was dominant in the right leg (leg that would perform a movement, such as kicking a ball, for example).

3 RESULTADOS

3.1 Análisis cinemático entre pierna lesionada y pierna no lesionada de corredores de velocidad con historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales

Las variables cinemáticas de ciclo de carrera, en corredores de velocidad de élite de 100 y 200 metros planos de Chile, consideradas en este estudio fueron: longitud de ciclo de carrera, tiempo a apoyo y tiempo de vuelo (Tabla 2). A modo general, se pudo observar la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p=0.03$) entre los resultados obtenidos comparando todas las variables de ciclo entre la pierna lesionada y la pierna no lesionada de atletas con lesión previa de desgarro de isquiotibiales. En relación con la variable de longitud de ciclo, se pudo observar que, en promedio, el alcance de la pierna lesionada (considerada como la pierna que inicia el ciclo) es 10 centímetros menor comparada con la pierna no lesionada (ciclo de carrera iniciado con la pierna no lesionada), siendo esta diferencia significativa ($F_{1,20}=7.7$; $p=0.02$; $\eta^2=0.46$). Asimismo, se observa el mismo valor de significación estadística cuando los valores de longitud de ciclo son normalizados con la altura de los sujetos, en el cual también se encontró una diferencia, promedio, de 0,11 m/M menor en la longitud del ciclo de carrera de la pierna lesionada.

Al analizar el tiempo de apoyo de ambas piernas, comparando la pierna con lesión previa de isquiotibiales con la pierna sin historial de lesión, se pudo observar que, en promedio, el tiempo de apoyo de la pierna lesionada es 0.08 segundos menor en comparación con la pierna no lesionada. No obstante, no se encontró significación estadística para esta variable ($F_{1,20}=0.82$; $p=0.38$; $\eta^2=0.08$).

A su vez, el tiempo de vuelo de la pierna lesionada, durante la carrera de velocidad, es considerablemente menor en relación con la pierna no lesionada. Se encontró un valor de significación estadística relevante ($F_{1,20}=18.5$; $p=0.00$; $\eta^2=0.67$) cuando comparados los tiempos de vuelo de ambas piernas, el cual es corroborado con un promedio de 0.01 segundos menor en la pierna lesionada en relación con la pierna no lesionada.

Tabla 2: Variables Cinemáticas de Ciclo comparando pierna lesionada y pierna no lesionada de sujetos con lesión previa de isquiotibiales

	Con lesión previa		Sin lesión previa		F	p	η^2
Variable	Media	DT	Media	DT			
LC* (m)	3.90	$\pm .13$	3.99	$\pm .15$	$F_{1,20}=7.7$	$p=0.02$	$\eta^2=0.46$
LCN* (m/m)	2.10	$\pm .04$	2.21	$\pm .04$	$F_{1,20}=6.4$	$p=0.02$	$\eta^2=0.51$
TA (s)	0.10	$\pm .00$	0.18	$\pm .26$	$F_{1,20}=0.82$	$p=0.38$	$\eta^2= 0.08$
TV* (s)	0.37	$\pm .01$	0.38	$\pm .38$	$F_{1,20}=18.5$	$p=0.00$	$\eta^2=0.67$

m: metros; s: segundos; LC: Longitud de Ciclo; LCN: Longitud de Ciclo Normalizada por Altura del Sujeto;

TA: Tiempo de Apoyo; TV: Tiempo de Vuelo; DT: Desviación estándar

**: resultados estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$)*

Analizando los resultados de las variables cinemáticas de cadera de velocistas chilenos, comparando la pierna lesionada con la pierna sin historia de lesión previa, se consideraron cuatro aspectos en el análisis de movimiento: flexión inicial de la cadera al momento de apoyar el talón; flexión máxima de la cadera durante la fase de apoyo; extensión de la cadera durante el despegue; flexión máxima de la cadera durante la fase balanceo (Tabla 3). Se encontró, a modo general, al comparar todas las variables cinemáticas de cadera entre ambas piernas, valores estadísticamente significativos ($p=0.00$).

De manera específica, se pudo constatar que la pierna lesionada presenta mayor flexión de cadera, con un promedio de 0,4 grados de diferencia, durante la fase de inicio del contacto, en relación con la pierna no lesionada ($F_{2,20}= 36.7$; $p= 0.00$; $\eta^2= 0.80$). Sin embargo, durante el análisis de la flexión máxima de la cadera en la fase de apoyo, no se pudo observar diferencias significativas entre la pierna lesionada y la pierna no lesionada ($F_{2,20}= 1.2$; $p=0.28$; $\eta^2: 0.12$), aunque se haya observado una leve tendencia a la mayor flexión de cadera, durante la fase de apoyo, de la pierna lesionada, con un promedio de 2 grados más de flexión en relación con la pierna no lesionada.

Otra variable analizada fue la extensión de la cadera durante el despegue, comparando ambas piernas de los sujetos con lesión previa de isquiotibiales. Los valores obtenidos son negativos debido a que el análisis cinemático se hace en relación con la línea vertical del tronco del atleta. Se pudo observar que, en promedio, la extensión de la cadera de la pierna lesionada es mayor, en 2.6 grados, cuando comparada con la extensión de la cadera, durante el despegue, de la pierna no lesionada ($F_{2,20}= 33.8$; $p=0.00$; $\eta^2= 0.78$). Por otro lado, la cadera de la pierna lesionada presentó menor flexión máxima durante la fase de balanceo, con valores promedios de 2.2 grados menores, cuando comparada con la pierna no lesionada, siendo evidenciada una relevante significación estadística ($F_{2,20}= 11.7$; $p=0.00$; $\eta^2: 0.56$).

Las variables cinemáticas de rodilla han sido evaluadas, en este estudio, en los siguientes aspectos: flexión máxima al inicio de la fase de contacto; flexión máxima durante la fase de apoyo; flexión máxima durante el despegue; flexión máxima en la fase de balanceo (Tabla 3). Al realizar en análisis multivariante general de todas las variables de rodilla, comparando la pierna lesionada con la pierna no lesionada de atletas con lesión previa de isquiotibiales, se encontró un valor de significación estadística de $p=0.01$.

En el análisis univariante específico de cada variable, se observó que la rodilla de la pierna lesionada presenta mayor flexión máxima al inicio del contacto que la pierna no lesionada, con un promedio de 0.5 grados superior, presentando un valor de significación estadística de $p=0.00$ ($F_{3,20}= 67$; $\eta^2: 0.88$). Valores similares de significación estadística fueron encontrados al comparar la flexión máxima de la rodilla durante la fase de apoyo de la pierna lesionada en relación con la pierna no lesionada. No obstante, la diferencia encontrada en la flexión máxima de rodilla en el apoyo, entre ambas piernas, fue superior en comparación con la flexión de la rodilla al inicio del contacto, teniendo una diferencia promedio de 1.7 grados superior en la pierna lesionada.

A su vez, al analizar la flexión máxima de la rodilla durante el despegue, se pudo observar que la rodilla de la pierna lesionada despegue con mayor extensión en relación con la pierna no lesionada, con una diferencia de 3.5 gradosmas de flexión en la pierna no lesionada ($F_{3,20}= 204.1$; $p=0.00$; $\eta^2: 0.95$). Asimismo, se observó que, durante la fase de balanceo, la mayor flexión de rodilla también ocurrió en la pierna no lesionada. Al comparar con la pierna lesionada, se observó una diferencia promedio de 4.6 grados entre ambas piernas, siendo que la pierna lesionada se mantuvo más extendida que la pierna no lesionada ($F_{3,20}= 192.7$; $p=0.00$; $\eta^2= 0.95$).

Las variables cinemáticas de tobillo fueron analizadas en los planos sagital y transversal, en los siguientes aspectos: flexión máxima al inicio del contacto; extensión máxima en el despegue; flexión máxima durante la fase de balanceo; supinación al inicio del contacto; supinación máxima en la fase de balanceo (Tabla 3). A modo general, al analizar todas las variables cinemáticas de tobillo en la estadística multivariante, se encontró valores de significación estadística ($p=0.01$) al comparar las angulaciones del tobillo entre la pierna

lesionada y la pierna no lesionada de atletas con historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales.

Respecto al análisis univariante, específico de cada variable cinemática del tobillo, se observó que la articulación de la pierna lesionada se encuentra más flexionada durante el contacto al inicio del apoyo que la pierna no lesionada. Dicha diferencia fue, en promedio, de 0.9 grados ($F_{4,20}= 15.6$; $p=0.00$; $\eta^2= .06$). En relación con la extensión máxima del tobillo durante el despegue, se observó que la pierna no lesionada está más extendida en dicho momento, lo que, por ende, demuestra mayor flexión de tobillo en la pierna lesionada, con una diferencia promedio de 2.4 grados ($F_{4,20}= 11.1$; $p=0.00$; $\eta^2= 0.8$). Al analizar la flexión máxima durante la fase de balanceo, se pudo constatar que el tobillo de la pierna no lesionada presenta, en promedio, 1.6 grados más de flexión que el tobillo de la pierna lesionada, manteniendo el tobillo de la pierna lesionada en mayor extensión durante la fase de balanceo ($F_{4,20}= 21$; $p=0.00$; $\eta^2= .7$).

Durante el análisis cinemático del tobillo, considerando los planos anatómicos transversales, se observó que la pierna lesionada generó mayor supinación durante el inicio del contacto, con un promedio de 2.4 grados más que la pierna no lesionada ($F_{4,20}= 88.3$; $p=0.00$; $\eta^2: 0.9$). No obstante, la supinación máxima del tobillo de la pierna lesionada, durante el balanceo, fue, en promedio, 0.8 grados menor que la pierna no lesionada ($F_{4,20}= 18.4$; $p=0.00$; $\eta^2: 0.67$).

Tabla 3: Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo comparando pierna lesionada y pierna no lesionada de sujetos con lesión previa de isquiotibiales

	Con lesión previa		Sin lesión previa		p
Variable (Grados)	Media	DT	Media	DT	
Cadera					
<i>Flexión inicio del Apoyo*</i>	49.1	± 1	48.7	± 1	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	49.6	± .9	49.4	± 1	p≥0,05
<i>Extensión en Despegue*</i>	-13.1	± 2.5	-10.5	± 2.2	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Balanceo*</i>	79.3	± 1.3	81.5	± 1.8	p=0,00
Rodilla					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto*</i>	10.4	± .8	9.9	± .9	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Apoyo*</i>	15	± .5	13.3	± .5	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Despegue*</i>	18.9	± .7	22.4	± .9	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Balanceo*</i>	129.4	± 1.1	134	± 1	p=0,00
Tobillo					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto*</i>	7	± .6	6.1	± .4	p=0,00
<i>Extensión Máxima en el Despegue*</i>	30.5	± 1.2	32	± .9	p=0,00
<i>Flexión Máxima en el Balanceo*</i>	20.7	±1.3	22.3	± .8	p=0,00
<i>Supinación Inicio del Contacto*</i>	36.3	±1.2	33.9	± 1	p=0,00
<i>Supinación Máxima en el Balanceo*</i>	6.5	± .7	7.3	± .5	p=0,00

DT: Desviación estándar; *: resultados estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$)

3.2 Análisis cinemático entre pierna lesionada de corredores de velocidad con historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales y pierna derecha de corredores de velocidad sin historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales.

En este capítulo se presentan los datos de las variables cinemáticas de carrera de velocidad de deportistas chilenos, comparando la pierna lesionada de atletas con lesión previa de desgarro de isquiotibiales y la pierna derecha de atletas sin historia previa de la lesión.

Se pudo observar que, al analizar las variables de ciclo de carrera (Tabla 6), existen diferencias significativas generales en el análisis multivariado ($p=0.02$). Sin embargo, de manera específica, ninguna de las variables de ciclo arrojó significación estadística. El tiempo de apoyo fue la variable que demostró mejor valor estadístico, aunque no significativo ($F_{8,20}=3.5$; $p=0.07$; $\eta^2=0.14$).

Tabla 4: Variables Cinemáticas de Ciclo comparando pierna lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin lesión previa de isquiotibiales

	Con lesión previa		Pierna Derecha		p
Variable	Media	DT	Media	DT	
LC (m)	3.9	$\pm .13$	3.9	$\pm .22$	$p \geq 0.05$
LCN (m)	2.1	$\pm .04$	2.2	$\pm .09$	$p \geq 0.05$
TA (s)	0.1	$\pm .00$	0.1	$\pm .00$	$p \geq 0.05$
TV (s)	0.37	$\pm .01$	0.36	$\pm .01$	$p \geq 0.05$

m: metros; s: segundos; LC: Longitud de Ciclo; LCN: Longitud de Ciclo Normalizada por Altura del Sujeto; TA: Tiempo de Apoyo; TV: Tiempo de Vuelo; DT: Desviación estándar

Los resultados del análisis cinemático de la cadera (Tabla 5), comparando la pierna lesionada de sujetos con lesión previa de isquiotibiales y la pierna derecha de sujetos sin lesión previa, no demostraron significación estadística en el análisis general multivariado ($p=0.1$), así como los análisis específicos de cada variable ($p\geq 0.05$). La mayor diferencia, en grados, se observó en la flexión de la cadera al inicio del apoyo, la cual fue, en promedio, 2.7 grados superior en la pierna lesionada de sujetos con lesión previa cuando comparados con la pierna derecha de sujetos sin historia de lesión de isquiotibiales.

Los resultados del análisis cinemático de rodilla demostraron que, a modo general, existen diferencias significativas ($p=0.001$) entre las variables analizadas, comparando la pierna lesionada del grupo de sujetos con lesión previa y la pierna derecha de individuos sin historia de lesión de isquiotibial (Tabla 5). Específicamente, se puede mencionar que la flexión de rodilla en el despegue, de la pierna lesionada de los corredores lesionados, es menor que la pierna derecha de los corredores sin lesión ($F_{9,20}=5$; $p=0.03$; $\eta^2=0.19$), y que la flexión máxima de rodilla, durante el balanceo, de la pierna lesionada de los corredores lesionados, es menor que la flexión de la pierna derecha de los corredores sin lesión ($F_{10,20}=14.9$; $p=0.00$; $\eta^2=0.41$).

Con relación a las variables cinemáticas de tobillo (Tabla 5), se observó diferencias generales significativas al comparar la pierna lesionada de corredores con lesión previa y pierna derecha de corredores sin lesión previa de isquiotibiales ($p=0.01$). No obstante, la única variable específica que demostró diferencias estadísticamente significativas fue la supinación máxima en la fase de balanceo, en la cual se observa que la pierna lesionada de los corredores previamente lesionados alcanza menos grados de supinación que la pierna derecha de los corredores sin lesión ($F_{11,20}=4.7$; $p=0.04$; $\eta^2=0.18$). Dicha diferencia fue, en promedio, 1,8 grados menor en la supinación del tobillo de la pierna lesionada de sujetos con lesión previa.

Tabla 5: Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo comparando pierna lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin lesión previa de isquiotibiales

	Con lesión previa		Pierna Derecha		p
Variable (Grados)	Media	DT	Media	DT	
Cadera					
<i>Flexión inicio del Apoyo</i>	49.1	± 1	46.4	± 7.4	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	49.6	± .9	47.4	± 6.9	p≥0,05
<i>Extensión en Despegue</i>	-13.1	± 2.5	-13.2	± 3.9	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	79.3	± 1.3	78.8	± 9.3	p≥0,05
Rodilla					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto</i>	10.4	± .8	10	± 5.1	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	15	± .5	16.1	± 7.9	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Despegue*</i>	18.9	± .7	20.1	± 1.6	p=0,03
<i>Flexión Máxima en el Balanceo*</i>	129.4	± 1.1	133.9	± 3.4	p=0,00
Tobillo					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto</i>	7	± .6	8.5	± .8	p≥0,05
<i>Extensión Máxima en el Despegue</i>	30.5	± 1.2	29	± 3.8	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	20.7	±1.3	21.4	±5.4	p≥0,05
<i>Supinación Inicio del Contacto</i>	36.3	±1.2	37.6	±4.3	p≥0,05
<i>Supinación Máxima en el Balanceo*</i>	6.5	± .7	8.3	± 2.4	p=0,04

DT: Desviación estándar; *: resultados estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$)

3.3 Análisis cinemático entre pierna no lesionada de corredores de velocidad con historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales y pierna derecha de corredores de velocidad sin historia de lesión previa de desgarro de isquiotibiales.

Considerando el objetivo principal de este estudio, y su importancia, en este capítulo se presentan los datos de las variables cinemáticas de carrera de velocidad de deportistas chilenos, comparando la pierna no lesionada de atletas con lesión previa de desgarro de isquiotibiales y la pierna derecha de atletas sin historia previa de la lesión.

Al comparar las variables de ciclo de carrera (Tabla 6), se pudo observar que, a modo general, existen diferencias significativas ($p=0.04$) al comparar las variables de la pierna no lesionada de sujetos con historia de lesión previa y la pierna derecha de sujetos sin lesión. Al analizar más específicamente, se puede observar que el tiempo de vuelo de la pierna no lesionada del grupo lesionado es mayor que el tiempo de vuelo de la pierna derecha del grupo no lesionado, sin embargo, no se evidencian diferencias significativas.

Tabla 6: Variables Cinemáticas de Ciclo comparando pierna no lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin lesión previa de isquiotibiales

	Sin lesión previa		Pierna Derecha		p
Variable	Media	DT	Media	DT	
LC (m)	3.99	± .15	3.9	± .22	$p \geq 0.05$
LCN (m)	2.21	± .04	2.2	± .09	$p \geq 0.05$
TA (s)	0.18	± .26	0.1	± .00	$p \geq 0.05$
TV (s)	0.38	± .38	0.36	± .01	$p \geq 0.05$

m: metros; s: segundos; LC: Longitud de Ciclo; LCN: Longitud de Ciclo Normalizada por Altura del Sujeto; TA: Tiempo de Apoyo; TV: Tiempo de Vuelo; DT: Desviación estándar

Con relación a las variables cinemáticas de cadera (Tabla 7), comparando la pierna no lesionada de sujetos con historia de lesión previa y la pierna derecha de sujetos sin lesión, no se pudo observar diferencias significativas ($p=0.32$). No obstante, aunque no se hayan encontrado diferencias estadísticamente significativas en las cuatro variables estudiadas, se pudo observar que en todas existe mayor graduación, en el movimiento, en la pierna no lesionada de sujetos lesionados en comparación a la pierna derecha de los sujetos sin historia de lesión de desgarro de isquiotibiales.

A modo general, se observó diferencias significativas al analizar las variables cinemáticas de rodilla, comparando la pierna no lesionada de sujetos con historia previa de desgarro de isquiotibiales y la pierna derecha de sujetos no lesionados ($p=0.01$; $\eta^2=0.79$). Específicamente, la variable con mayor significación estadística fue la flexión máxima en el despegue ($F_{5,20}=15.3$; $p=0.01$; $\eta^2=0.42$), siendo que los sujetos con historia previa de lesión llevan su pierna no lesionada más flexionadas en el despegue que los sujetos no lesionados (Tabla 7).

En el análisis multivariado de las variables cinemáticas de tobillo, comparando la pierna no lesionada de sujetos con historia previa de desgarro de isquiotibiales y la pierna derecha de sujetos no lesionados, se pudo observar, a modo general, que existen diferencias significativas ($p=0.00$; $\eta^2=0.64$). Sin embargo, en las variables flexión máxima al inicio del contacto, flexión máxima en el balanceo y supinación máxima en el balanceo no se pudo observar valores estadísticos significantes. Por otro lado, la extensión máxima del tobillo durante el despegue, de la pierna no lesionada de sujetos con historia de lesión de isquiotibiales, es mayor que la extensión máxima de la pierna derecha de sujetos no lesionados ($F_{6,20}=5.8$; $p=0.02$; $\eta^2=0.21$). Asimismo, la supinación del tobillo al inicio del contacto en la pierna no lesionada de los corredores lesionados es menor que la supinación de la pierna derecha de los corredores sin lesión ($F_{7,20}=6.7$; $p=0.01$; $\eta^2=0.24$), con una diferencia promedio de 3.7 grados (Tabla 7).

Tabla 7: Variables Cinemáticas de Cadera, Rodilla y Tobillo comparando pierna no lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin lesión previa de isquiotibiales

	Sin lesión previa		Pierna Derecha		p
Variable (Grados)	Media	DT	Media	DT	
Cadera					
<i>Flexión inicio del Apoyo</i>	48.7	± 1	46.4	± 7.4	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	49.4	± 1	47.4	± 6.9	p≥0,05
<i>Extensión en Despegue</i>	-10.5	± 2.2	-13.2	± 3.9	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	81.5	± 1.8	78.8	± 9.3	p≥0,05
Rodilla					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto</i>	9.9	± .9	10	± 5.1	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	13.3	± .5	16.1	± 7.9	p≥0,05
<i>Flexión Máxima en el Despegue*</i>	22.4	± .9	20.1	± 1.6	p=0,01
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	134	± 1	133.9	± 3.4	p≥0,05
Tobillo					
<i>Flexión Máxima Inicio del Contacto</i>	6.1	± .4	8.5	± .8	p≥0,05
<i>Extensión Máxima en el Despegue*</i>	32	± .9	29	± 3.8	p=0,02
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	22.3	± .8	21.4	±5.4	p≥0,05
<i>Supinación Inicio del Contacto*</i>	33.9	± 1	37.6	±4.3	p=0,01
<i>Supinación Máxima en el Balanceo</i>	7.3	± .5	8.3	± 2.4	p≥0,05

DT: Desviación estándar; *: resultados estadísticamente significativos ($p \leq 0,05$)

3.4 Análisis electromiográficos de la musculatura de miembros inferiores de corredores de velocidad.

En este capítulo se presentan los datos de las variables cinemáticas de carrera de velocidad de deportistas chilenos, comparando: 1) la pierna lesionada y la pierna no lesionada de atletas con lesión previa de desgarro de isquiotibiales; 2) pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales y pierna derecha de atletas sin historia previa de la lesión y; 3) pierna lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales y pierna derecha de atletas sin historia previa de la lesión. Los resultados son presentados en porcentaje (%) de activación en relación, y normalizados, con los valores mínimos de actividad eléctrica, de cada músculo, observados en la EMG (Tabla 8).

Comparando los valores de activación muscular de miembros inferiores, en EMG, entre la pierna lesionada y la pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales, no se han observado valores estadísticamente significativos a modo general ($p \geq 0,05$). Asimismo, al analizar cada grupo muscular por separado, no han existido diferencias significativas. Lo que se puede mencionar es que, a modo general, los músculos de la pierna lesionada poseen, en promedio, mayor activación muscular que la pierna no lesionada.

Al comparar los resultados de activación muscular entre la pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales y pierna derecha de corredores sin historia de lesión, no se han observado, a modo general, valores estadísticamente significativos. No obstante, al analizar específicamente cada grupo muscular, se pudo observar valores estadísticamente significativos para el bíceps femoral, el cual se presenta con menor porcentaje de activación en la pierna no lesionada de los corredores lesionados ($F_{12,20}=4,5$; $p=0,04$; $\eta^2=0,21$). Asimismo, se pudo observar que, en todos los grupos musculares analizados, la activación muscular es mayor en

la pierna derecha de corredores sin lesión previa cuando comparados con la pierna no lesionada de corredores con historia de lesión de isquiotibiales.

Los resultados referentes a la comparación de la activación muscular, en EMG, de la musculatura de la pierna lesionada de corredores con lesión previa y la pierna derecha de corredores sin historia de lesión de isquiotibiales, no han demostrado significación estadística en el análisis multivariado, así como en los análisis específicos de cada grupo muscular ($p \geq 0,05$).

Tabla 8: Variables Electromiográficas comparando pierna lesionada de sujetos con lesión previa, pierna no lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin lesión previa de isquiotibiales

	Glúteo Medio (%)		Recto Anterior (%)		Bíceps Femoral (%)		Gemelo Medial (%)	
Pierna	Media	DT	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Lesionada	179,8	±76,7	191,9	±85,9	138,4	±11,4	148,2	±44,7
No Lesionada	152,7	±52,1	149	±43,5	136,3	±15,9	134,8	±22,1
Derecha	179,2	±60,4	219,4	±96,2	160,4	±31,3	147,5	±41,3

%: porcentaje de activación normalizado con el valor mínimo muscular en EMG; DT: desviación estándar

4 DISCUSIÓN

Este estudio buscaba determinar los efectos de una lesión previa de isquiotibiales en corredores de velocidad de élite de Chile sobre las variables cinemáticas y electromiográficas en miembros inferiores. Fueron evaluados 23 corredores de velocidad, siendo 10 con lesión previa y 13 sin lesión previa de desgarro de isquiotibiales. La toma de datos fue realizada en una pista atlética externa, lo que permitió acercar a los sujetos a su realidad deportiva en comparación a una evaluación en cinta rodante eléctrica, utilizando un sistema de captura de movimiento 3D *out door* y un sistema *wireless* de electromiografía. Cada sujeto realizó 3 carreras de velocidad de 100 metros planos, una a 80, otra a 90 y otra a 100% de su velocidad máxima, y los datos fueron recolectados entre los 50 y 60 metros de la pista, considerando la evaluación de las variables durante la velocidad máxima de cada deportista, sin relacionarlas con el momento de salida de tacos y frenado final de la carrera.

4.1 Discusión de Variables Cinemáticas

En la primera parte de los análisis estadísticos se realizó la comparación cinemática entre la pierna lesionada y pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales. Luego, se compararon las mismas variables cinemáticas entre la pierna lesionada de corredores con lesión previa y la pierna derecha de corredores sin historial de lesión previa de isquiotibiales y, finalmente, la pierna no lesionada de corredores con lesión previa y la pierna derecha de corredores sin lesión de desgarro de isquiotibiales.

Los resultados demostraron valores significativos (Tabla 9) comparando la pierna lesionada de corredores con lesión previa cuando comparados con su pierna no lesionada y la pierna derecha de corredores sin lesión previa de isquiotibiales. Se pudo observar que la pierna lesionada, en comparación a la pierna no lesionada de sujetos con lesión previa y pierna derecha de sujetos sin historia de lesión de isquiotibiales, tiene menor longitud de ciclo y menor tiempo de

balanceo. Asimismo, al analizar las variables cinemáticas se pudo observar que la pierna lesionada realiza, en relación con la articulación de la cadera, mayor flexión al inicio del ciclo de carrera, mayor extensión en el despegue, menor extensión máxima y menor flexión máxima durante la fase del balanceo. Con relación a las variables de la articulación de la rodilla, se pudo observar que existe una mayor flexión de la pierna lesionada al inicio del contacto, así como mayor flexión máxima en el apoyo, mayor extensión en el despegue y menor flexión durante la fase de balanceo. El análisis de las variables cinemáticas de tobillo demostró que existe una mayor extensión al inicio del contacto, menor extensión en el despegue, menor flexión máxima en el balanceo, mayor supinación al inicio del contacto y menor supinación máxima en el balanceo en la pierna lesionada en relación con la pierna no lesionada. A modo general, no se observaron diferencias significativas, en las variables cinemáticas, al comparar la pierna no lesionada de los corredores con lesión previa y la pierna derecha de los corredores sin historia de lesión, sin embargo, se encontró significación estadística, específicamente, en la flexión de la rodilla en el despegue y la extensión en el despegue y supinación al inicio del contacto en el tobillo.

Tabla 9: Comparación de Variables Cinemáticas, estadísticamente significativas, entre pierna lesionada, pierna no lesionada y pierna derecha.

Variables con Significancia Estadística	Relación L con NL	Relación L con D	Relación NL con D
Variables de Ciclo	$p \leq 0,05$	$p \geq 0,05$	$p \geq 0,05$
<i>Longitud de Ciclo</i>	menor		
<i>Tiempo de Vuelo</i>	menor		
Variables de Cadera	$p \leq 0,05$	$p \geq 0,05$	$p \geq 0,05$
<i>Flexión Máxima Inicio del Apoyo</i>	mayor		
<i>Extensión en Despegue</i>	mayor		
<i>Flexión Máxima en Balanceo</i>	menor		
Variables de Rodilla	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,05$
<i>Flexión Máxima en el Contacto</i>	mayor		
<i>Flexión Máxima en el Apoyo</i>	mayor		
<i>Flexión Máxima en el Despegue</i>	menor	menor	mayor
<i>Flexión Máxima en el Balanceo</i>	menor	menor	
Variables de Tobillo	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,05$
<i>Flexión Máxima en el Contacto</i>	mayor		
<i>Extensión Máxima en Despegue</i>	menor		mayor
<i>Flexión Máxima Balanceo</i>	menor		
<i>Supinación Inicio Contacto</i>	mayor		menor
<i>Supinación Máxima Balanceo</i>	menor	menor	

L: pierna lesionada; NL: pierna no lesionada de corredores con lesión previa; D: pierna derecha de corredores sin lesión previa

Estudios han demostrado la relación entre las lesiones de isquiotibiales y las alteraciones biomecánicas y los riesgos de lesión (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011; Ebben, 2009; Ekstrand et al., 2012; Freckleton & Pizzari, 2013; Greig & Siegler, 2009; Navarro et al., 2015). Silder et al. (2010), relataron que una lesión previa de isquiotibiales genera diferencias significativas sobre la fuerza y flexibilidad de la pierna lesionada, lo que compromete variables de longitud de ciclo, tiempo de vuelo y tiempo de apoyo. Asimismo, Nagano et al (2015), en un estudio piloto con seis corredores de velocidad de pista y de pasto, relataron que una lesión previa de isquiotibiales altera el grosor y el tono muscular de los músculos bíceps femoral, principalmente la cabeza larga, y el semitendinoso, con relación a una pierna no lesionada,

generando modificación del funcionamiento articular de la rodilla y de la cadera y, por ende, comprometiendo la biomecánica de la carrera y la cinemática articular durante la carrera, lo que está directamente relacionado con la debilidad de los isquiotibiales post lesión. Daly et al., (2016), en un estudio realizado con 17 sujetos, siendo nueve con historia previa de lesión de isquiotibiales y ocho sin historia de lesión, encontraron patrones de movimientos asimétricos cuando compararon ambos grupos, en el cual observaron aumento de los ángulos de movimiento en la rodilla y cadera de sujetos lesionados previamente, principalmente durante la fase de balanceo, siendo similares a los resultados obtenidos en este estudio y asociados a la debilidad de los isquiotibiales. No obstante, otro estudio, analizando la biomecánica de los miembros inferiores de atletas de élite de diferentes modalidades deportivas que realizan sprint, comparando la existencia de lesión previa de isquiotibiales, demostró reducción de la flexión de la cadera, en la fase final del balanceo previo al apoyo del pie, en la pierna lesionada en comparación a la pierna no lesionada, sin embargo, encontraron que existían diferencias cinemáticas significativas en las demás articulaciones evaluadas (Lee et al., 2009). Asimismo, Silder et al. (2010) no encontraron diferencias estadísticas al comparar la cinemática de los miembros inferiores lesionados y no lesionados, en un estudio realizado en carrera de velocidad en cinta eléctrica. Dicha diferencia en los hallazgos, comparando los dos estudios anteriores y esta investigación, es que Lee et al. (2009) y Silder et al. (2010) analizaron sujetos con características heterogéneas en relación con variables de edad, modalidad deportiva y mecanismo de lesión, lo que no ha ocurrido en este estudio, ya que la muestra fue homogénea, con criterios rigurosos de inclusión asociados a la característica antropométrica, modalidad deportiva, mecanismo de lesión y práctica deportiva. Kuhman et al. (2016), al analizar la cinemática de la articulación del tobillo de 19 corredores lesionados y no lesionados, observó que la dorsiflexión y la eversión eran mayores en la articulación del tobillo de atletas lesionados en comparación a los no lesionados. A su vez, Haugen et al. (2017), evaluaron asimetrías en

22 variables cinemáticas de corredores de velocidad, asociándolas con el rendimiento y el riesgo de lesión de isquiotibiales, y relataron que 11 de las 22 variables estudiadas presentaban asimetría, siendo algunas las de cadera, rodilla y tobillo, cuando había historia de lesión previa de miembros inferiores, siendo la gran mayoría asociadas a la debilidad generada en los isquiotibiales post lesión, no obstante, dichas asimetrías no estaban relacionadas con el rendimiento de la carrera y la prevalencia de lesiones en corredores elite de velocidad.

4.2 Discusión de Variables Electromiográficas

En la segunda parte de los análisis estadísticos se realizó la comparación electromiográfica entre la pierna lesionada y pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales. Luego, se compararon las mismas variables electromiográficas entre la pierna lesionada de corredores con lesión previa y la pierna derecha de corredores sin historial de lesión previa de isquiotibiales y, finalmente, la pierna no lesionada de corredores con lesión previa y la pierna derecha de corredores sin lesión de desgarro de isquiotibiales. Los músculos evaluados, bilateralmente, fueron glúteo medio, recto anterior, bíceps femoral y gemelo medial.

Los resultados fueron normalizados con el valor mínimo de activación de cada grupo muscular y no demostraron valores significativos al compararse el porcentaje de activación de cada músculo de la pierna lesionada y los músculos de la pierna no lesionada de corredores con lesión previa de isquiotibiales y pierna derecha de sujetos sin historia de lesión previa, que, posiblemente, se deba por adaptación muscular compensatoria y el proceso recuperativo de la lesión. Asimismo, no se han encontrado, de manera general, resultados significativos al comparar piernas no lesionadas entre ambos grupos. No obstante, de manera específica, se ha observado que el bíceps femoral de la pierna no lesionada de corredores con lesión previa tiene menor activación que el mismo músculo de la pierna derecha de corredores sin historia previa

de lesión, lo que implica que una lesión previa disminuye la activación de los isquiotibiales de la pierna contralateral, generando debilidad en el grupo muscular estudiado.

Tam et al. (2016), en un estudio realizado con catorce corredores de élite de Kenia, en el cual evaluaron la actividad electromiográfica de siete grupos musculares durante la carrera, demostraron que todos los músculos evaluados tenían similar activación, independiente de existir historia de lesión previa en cualquier uno de ellos, a excepción del recto anterior, que presentaba menor activación en la fase inicial de la contracción. Asimismo, en la fase de contacto, solamente el bíceps femoral presentó mayor activación en relación con los demás músculos evaluados. El estudio enfatiza que el control neuromuscular y el nivel de rendimiento determinan el equilibrio funcional y activación muscular. Estos hallazgos tienen relación con lo mencionado por Butler et al. (2003), que estudiaron la rigidez muscular y su relación con el rendimiento y los riesgos de lesión muscular. El estudio demostró que una lesión previa genera aumento de la rigidez muscular y esto, asociado con un buen nivel de entrenamiento, proporciona mayor estabilidad estructural, nivelando el funcionamiento y disminuyendo el riesgo de nueva lesión. Estudios han demostrado que variables como costo metabólico muscular, tasa de carga inicial y rigidez estructural tienen más relación, sobre la activación y funcionamiento muscular, que la existencia previa de una lesión (Lacour y Bourdin, 2015; Sano et al., 2013).

Higashihara et al. (2014) estudiaron el tiempo pico de activación, a través de EMG, de la cabeza larga del bíceps femoral y el semitendinoso durante el sprint y encontraron que el bíceps femoral tiene mayor, y más rápida, activación que el semitendinoso durante la carrera, no obstante, los valores no demuestran significación estadística cuando analizados de manera individual en ambas piernas. Esto es respaldado por un estudio de Erickson y Sherry (2017), que analizaron la relación del proceso de rehabilitación de desgarró de isquiotibiales y el

retorno a las actividades deportivas. Los autores mencionan que un óptimo y adecuado proceso de rehabilitación del desgarro de isquiotibiales genera, luego de 3 meses de ocurrida la lesión, una estabilización y equilibrio funcional, normalizando la actividad muscular, siendo esta compensada por fibras no dañadas. Los sujetos del presente estudio son de alto rendimiento y, por ende, acompañados profesionalmente por un equipo de medicina deportiva, lo que proporciona que los procesos de lesiones sean abordados de manera óptima. Silder et al. (2010), en su estudio realizado con dieciocho sujetos con lesión previa de isquiotibiales y analizados después de 5 meses de ocurrida la lesión, demostraron no haber diferencias en los patrones de activación muscular cuando comparadas las piernas lesionadas con las piernas no lesionadas. Estos resultados son similares a los encontrados en el presente estudio, en el cual no se observó diferencias significativas en la activación muscular, evaluada por EMG, al comparar sujetos con lesión previa de isquiotibiales y sujetos sin historia de la lesión, considerando que todos tenían historia de lesión entre 6 y 18 meses previos al periodo de evaluación.

4.3 Implicaciones Prácticas

Existen diferencias significativas en las variables de ciclo y variables cinemáticas de cadera, rodilla y tobillo al comparar una pierna con lesión previa de desgarro de isquiotibiales y piernas sin historial de lesión. Una lesión previa de isquiotibiales genera menor longitud de ciclo y menor tiempo de balanceo, así como, en relación con la cadera y rodilla, una mayor flexión en el inicio de la fase de apoyo y menor flexión durante el balanceo y, en relación con el tobillo, mayor extensión al inicio del ciclo, menor flexión durante el balanceo y menor supinación en el despegue y balanceo. Siendo así, entrenadores, rehabilitadores y biomecánicos pueden trabajar el aumento de la flexión de cadera y rodilla durante el balanceo, generando disminución de la compensación generada sobre el tobillo y el aumento del tiempo de balanceo para incremento de la longitud del ciclo de carrera. Daly et al. (2016) y Lee et al. (2009)

mencionan que una lesión previa de isquiotibiales genera alteraciones cinemáticas en la pierna lesionada y debe ser rehabilitada para disminuir la pérdida de rendimiento y los riesgos de nuevas lesiones, lo que es corroborado por Erickson y Sherry (2017).

Por otro lado, no se observaron diferencias significativas al analizar la activación muscular comparando piernas con lesión previa y piernas sin lesión previa en corredores de velocidad. Tal como menciona Silder et al. (2010), las fibras musculares dañadas, por un desgarro, tienden a estabilizar sus funciones eléctricas después de transcurridos 5 meses desde la lesión, generando patrones de activación muscular similares entre piernas lesionadas y no lesionadas. Dichas informaciones permiten, a entrenadores y rehabilitadores, determinar periodos de entrenamientos graduales según el avance y proceso de recuperación para el logro de una función muscular ideal, medidas por su activación eléctrica, considerando que los entrenamientos de potencia y fuerza requieren un proceso de activación óptimo para el proceso de rendimiento muscular homogéneo.

5 CONCLUSIONES

5.1 Conclusiones

De acuerdo con el objetivo de este estudio, las siguientes conclusiones pueden ser presentadas:

- 1) Una lesión previa de isquiotibiales genera alteraciones cinemáticas en cadera, rodilla y tobillo de la pierna lesionada cuando comparada con piernas que no han tenido una lesión previa, no siendo observadas consecuencias cinemáticas en las piernas sin lesión de isquiotibiales.
- 2) La longitud del ciclo de carrera y el tiempo de balanceo disminuyen en la pierna lesionada.
- 3) No existen diferencias cinemáticas significativas entre pierna no lesionada de corredores con lesión previa y pierna derecha de corredores sin lesión previa de isquiotibiales.
- 4) No existen diferencias electromiográficas significativas al comparar activación muscular en piernas lesionadas previamente y piernas sin lesión de isquiotibiales, sin embargo, existen diferencias específicas en el bíceps femoral comparando pierna no lesionada de sujetos lesionados y pierna derecha de sujetos sin historia de lesión.

Los resultados demuestran claramente que, en la muestra estudiada, una lesión previa de isquiotibiales afecta la cinemática de miembros inferiores de corredores de velocidad. Sin embargo, con un historial de lesión de isquiotibiales entre 6 y 18 meses previos a la evaluación no se observan alteraciones en la activación muscular evaluada por EMG. Estos efectos no pueden ser estudiados de forma aislada, sino que debe considerarse un problema multifactorial, ya que pueden existir otros factores biomecánicos y de lesiones afectando las variables estudiadas. Trabajar para minimizar estas diferencias entre la extremidad lesionada y la

extremidad no lesionada podría ayudar a reducir la carga del grupo muscular de los isquiotibiales y posiblemente reducir el riesgo de una lesión posterior.

5.2 Limitaciones de la Investigación

Al aplicarse criterios de inclusión rigurosos, para definición homogénea de la muestra, se reduce el número de sujetos que podrían participar del estudio. Además, considerando que eran necesarios sujetos con lesión previa de isquiotibiales, el grupo de estudio queda dependiente de la cantidad de corredores que cumplen dicho requerimiento. A su vez, por tratarse de corredores de velocidad de élite, su participación en el estudio quedaba dependiente de la programación de entrenamientos y competencias, generando ciertos retrasos en el proceso de recolección de los datos. Se puede mencionar, también, que la recolección de los datos dependía de la disponibilidad de espacio físico en la pista atlética en el Centro de Alto Rendimiento de Chile y de los equipos de análisis biomecánica utilizados, siendo que, en algunos momentos, no coincidiera con las disponibilidades de los deportistas.

La toma de datos fue realizada en pista atlética externa, con equipos adecuados para aquello. No obstante, considerando que el análisis de movimiento es realizado con cámaras infrarrojas y estas son afectadas por la luz del día, y sus diferencias en los horarios, no se pudo estandarizar un horario único para la toma, ya que se dependía de la disponibilidad de los sujetos. Esto ha generado tomas de datos en diferentes horarios del día.

Otra limitación del estudio tuvo relación con el protocolo utilizado, lo que no permitió tomar datos cinemáticos de cadera y rodilla en el plano transversal. Aquello ocurrió debido al tiempo de instalación de los marcadores y la disponibilidad de tiempo de los entrenadores y sujetos de este estudio.

5.3 Futuras Líneas de Investigación

Este estudio allana el camino para muchos estudios posteriores en corredores de velocidad y las lesiones de isquiotibiales. El más obvio sería un estudio longitudinal, analizando la evolución de cada atleta y, en caso de que hubiera una lesión, definitivamente ayudaría a identificar patrones que acelerarían el retorno a la actividad. Usando los modelos existentes, se puede usar la información sobre las variables cinemáticas y de EMG para estudiar la mecánica muscular individual del grupo de músculos durante la carrera. Un estudio de cuerpo completo, y no solo en la parte inferior, también proporcionaría información valiosa sobre la carga del tronco.

Si bien el número de estudios sobre las características de la carrera tridimensional es conocido, el estudio de la mecánica de la carrera máxima proporcionaría información valiosa sobre la carga del grupo muscular de los isquiotibiales y demás músculos del miembro inferior, y los resultados obtenidos serían extremadamente útiles para identificar patrones que ayudan al retorno a actividades y reducen el riesgo de lesiones. Este método es muy útil para ver el progreso de un atleta durante una temporada completa. Si un jugador se lesiona, se puede monitorear su progreso y ver la susceptibilidad de una nueva lesión. Esta técnica también se puede utilizar para corregir la técnica, especialmente en corredores previamente lesionados y, posiblemente, acelerar el retorno al deporte. Asimismo, la técnica de evaluación utilizada puede ser replicada para analizar situaciones relacionadas a otras lesiones, tales como banda iliotibial, gemelos y cuádriceps. Tanto el análisis de movimiento tridimensional como la EMG son herramientas muy útiles y las posibilidades que ofrece en el ámbito deportivo son infinitas.

Un punto muy positivo de este estudio fue haber realizado las evaluaciones con tecnología avanzada, permitiendo evaluar a los corredores de velocidad en pista atlética externa y no en laboratorio, lo que genera un acercamiento óptimo al quehacer de su disciplina, entregando

resultados más fieles. La utilización de análisis de movimiento 3D *out door* y EMG *Wireless* permite realizar evaluaciones en diversos aspectos deportivos y diferentes modalidades, lo que beneficiaría a entrenadores, rehabilitadores y, principalmente, los propios atletas.

6 REFERENCIAS

- Alonso J, McHugh M.P, Mullaney M.J, Tyler T.F. (2009). Effect of hamstring flexibility on isometric knee flexion angle-torque relationship. *Scand J Med Sci Sports*;19:252e6.
- Arnason, A., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2008). Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18, 40-48.
- Askling C.M, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. (2007). Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *Am J Sports Med*;35:197–206.
- Beltran, L., Ghazikhanian, V., Padron, M., & Beltran, J. (2012). The proximal hamstring muscle–tendon–bone unit: A review of the normal anatomy, biomechanics and pathophysiology. *European Journal of Radiology*, 81(12), 3772-3779.
- Bennell K, Wajswelner H, Lew P, Schall-Riauour A, Leslie S, Plant D, et al. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian rules footballers. *Br J Sports Med*;32:309e14.
- Brockett C.L, Morgan D.L, Proske U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med Sci Sports Exerc*;36:379e87.
- Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB.(2006). Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *Am J Sports Med* ;34:1297e306.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511–517. doi:10.1016/S0268-0033(03)00071-8.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring Musculotendon Dynamics during Stance and Swing Phases of High-Speed Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3), 525-532.
- Ciacchi, S.; Di Michele, R.; Merni, F (2010). Kinematic analysis of the braking and propulsion phases during the support time in sprint running. *Gait & Posture*, 31, 209–212.
- Cibulka M.T, Rose S.J, Delitto A, Sinacore D.R. (1986). Hamstring muscle strain treated by mobilizing the sacroiliac joint. *Phys Ther*;66:1220e3.
- Clark RA. (2008). Hamstring injuries: risk assessment and injury prevention. *Ann Acad Med Singap*;37:341e6.
- Croisier J.L, Forthomme B, Namurois M.H, Vanderthommen M, Crielaard J.M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med*;30:199e203.
- Croisier J.L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J.M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med*;36:1469e75.

- Daly C., McCarthy Persson U., Twycross-Lewis R., Woledge R.C., Morrissey D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scand J Med Sci Sports* 26: 413–420.
- Daoud A.I., Geissler G. J., Wang F., Saretsky J., Daoud Y. A., Lieberman D. E. (2012) Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Med Sci Sport Exer.* <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182465115>.
- Devlin L. (2000). Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union: predisposing factors. *Sports Med*;29:273e87.
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2009). *Gray's anatomy for students*: Churchill Livingstone Elsevier.
- Dudley R.I, Pamukoff D.N, Lynn S.K, Kersey R.D, Noffal G.J. (2017). A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross-country runners. *Human Movement Science* 52; 197–202.
- Ebben, W. P. (2009). Hamstring Activation During Lower Body Resistance Training Exercises. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4, 84-96.
- Ekstrand, J. (1982). Soccer injuries and their prevention. (Doctor of Philosophy), Linköping University, Sweden.
- Ekstrand J., Hagglund M., Walden M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer) *Am J Sports Med*, 39, pp. 1226-1231
- Ekstrand, J., Healy, J. C., Waldén, M., Lee, J. C., English, B., & Häggglund, M. (2012). Hamstring muscle injuries in professional football: The correlation of MRI findings with return to play. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 112-117.
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Häggglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*. doi: 10.1136/bjsports-2015-095359
- Elliott M.C., Zarins B., Powell J.W., Kenyon C.D. (2011). Hamstring muscle strains in professional football players: a 10-year review *Am J Sports Med*, 39, pp. 843-850.
- Engebretsen A.H, Myklebust G, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. (2010). Intrinsic risk factors for hamstring injuries among male soccer players: a prospective cohort study. *Am J Sports Med*;38:1147e53.
- Erickson L. N., Sherry M. A. (2017). Rehabilitation and return to sport after hamstring strain injury. *Journal of Sport and Health Science*; 6; 262-270.
- Fiorentino, N.M., Blemker, S. (2014) Musculotendon variability influences tissue strains experienced by the biceps femoris long head muscle during high-speed running. *Journal of Biomechanics*; 47: 3325–3333.

- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 364-373.
- Fousekis K, Tsepis E, Poulmedis P, Athanasopoulos S, Vagenas G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med*;45:709e14.
- Freckleton, G., & Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 47, 351-358. doi: 10.1136/bjsports-2011-090664.
- Friden J, Lieber R.L. (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Med Sci Sports Exerc*;24:521e30.
- Gabbe B.J., Finch C.F., Bennell K.L., Wajswelner H. (2005). Risk factors for hamstring injuries in community level Australian football *Br J Sports Med*, 39, pp. 106-110.
- Gabbe B.J, Bennell K.L, Finch C.F, Wajswelner H, Orchard J.W. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scand J Med Sci Sports*;16:7e13.
- Garrett Jr W.E, Califf J.C, Bassett 3rd F.H. (1984) Histochemical correlates of hamstring injuries. *Am J Sports Med*;12:98e103.
- Gillette TM, Holland G.J, Vincent W.J, Loy S.F. (1991). Relationship of body core temperature and warm-up to knee range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther*;13:126e31.
- Girard O, Brocherie F, Tomazin K, Farooq A, Morin J-B. (2016). Changes in running mechanics over 100-m, 200-m and 400-m treadmill sprints. *Journal of Biomechanics* 49;1490–1497.
- Greig, M., & Siegler, J. C. (2009). Soccer Specific Fatigue and Eccentric Hamstring Muscle Strength. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 180-184.
- Guex, K., & Millet, G. (2013). Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains. *Sports Medicine*, 43(12), 1207-1215.
- Higashihara A, Nagano Y, Ono T, Fukubayashi T. (2015). Differences in activation properties of the hamstring muscles during overground sprinting. *Gait & Posture* 42; 360–364.
- Hatze H. (1981). *Myocybernetic control models of skeletal muscle*. Pretoria: University of South Africa.
- Haugen T., Danielsen J., McGhie D., Sandbakk O., Ettema G. (2017). Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 28(3); DOI: 10.1111/sms.12953.
- Henderson G, Barnes C.A, Portas M.D. (2010). Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English premier league soccer players. *J Sci Med Sport*;13:397e402.
- Hennessey L, Watson A.W. (1993). Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. *Br J Sports Med*;27:243e6.

- Higashihara A., Nagano Y., Ono T., Fukubayashi T. (2014): Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting, *European Journal of Sport Science*, DOI: 10.1080/17461391.2014.973913.
- Hoskins WT, Pollard H. (2003). Injuries in Australian rules football. A review of the literature. *Australas Chiropr Osteopat* ;11:49e56.
- Kaufman F.R, An K.N, Chao E.Y. (1989). Incorporation of muscle architecture into muscle length-tension relationship. *J Biomech*;22:943e8.
- Koulouris, G., & Connell, D. A. (2005). Hamstring muscle complex: an imaging review. . *Radiographics*, 25(3), 571-586.
- Koulouris G, Connell D.A, Brukner P, Schneider-Kolsky M. (2007) Magnetic resonance imaging parameters for assessing risk of recurrent hamstring injuries in elite athletes. *Am J Sports Med*;35:1500e6.
- Kuhman D.J., Paquette M.R., Peel S.A., Melcher D.A. (2016). Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. *Human Movement Science* 47; 9–15.
- Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2015). Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. *European Journal of Applied Physiology*, 115(4), 651–673. doi:10.1007/s00421-015-3115-y.
- Lee, M. J. C., Reid, S. L., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2009). Running Biomechanics and Lower Limb Strength Associated with Prior Hamstring Injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(10), 1942-1951.
- Liu H., Garrett W.E., Moorman C.T., Yu B. (2012). Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature. *Journal of Sport and Health Science*, 1; 92-101.
- Macpherson P.C, Schork M.A, Faulkner J.A. (1996). Contraction-induced injury to single fiber segments from fast and slow muscles of rates by single stretches. *Am J Physiol*;271:C1438e46.
- Mair S.D, Seaber A.V, Glisson R.R, Garrett W.E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *Am J Sports Med*;24:137e43.
- Mallo, J., González, P., Veiga, S., & Navarro, E. (2011). Injury incidence in a Spanish sub-elite professional football team: A prospective study during four consecutive seasons. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(4), 731-736.
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., & Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 81-85.
- Mooney V, Robertson J. (1976). The facet syndrome. *Clin Orthop Relat Res*;115:149e56.
- Nagano Y., Higashihara A., Edama M. (2015). Change in muscle thickness under contracting conditions following return to sports after a hamstring muscle strain injury: A pilot study. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2; 63-67.

- Navandar, A., Gulino, M., Antonio, R., & Navarro, E. (2013). Effect of hamstring injuries on kicking in soccer using inverse dynamics. *Biomecánica*, 21, 7-19.
- Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., García, C., Navandar, A., & Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *European Journal of Human Movement*, 34, 52-74.
- Newsham K. (2006). The role of neural tension in minor and recurrent hamstring injury, part 1: evaluation. *Athl Ther Today*;11(4):54e6.
- Newsham K. (2006). The role of neural tension in hamstring injury, part 2: treatment and rehabilitation. *Athl Ther Today*;11(9):66e9.
- Nikolaou P.K, Macdonald B.L, Glisson R.R, Seaber A.V, Garrett W.E. (1987). Biomechanical and histological evaluation of muscle after controlled strain injury. *Am J Sports Med*;15:9e14.
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(12), 2028-2036.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Hickey, J., Duhig, S. J., & Shield, A. J. (2015). Eccentric Hamstring Strength and Hamstring Injury Risk in Australian Footballers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(4), 857-865.
- Orchard J, Marsden J, Lord S, Garlick D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am J Sports Med*;25:81e5.
- Orchard J, Steet E, Walker C, Ibrahim A, Rigney L, Houang M. (2001). Hamstring muscle strain injury caused by isokinetic testing. *Clin J Sport Med*;11:274e6.
- Orchard J, Seward H. (2002). Epidemiology of injuries in the Australian football league, seasons 1997e2000. *Br J Sports Med* 2002;36:39e44.
- Orchard J.W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *Am J Sports Med*;29:300e3.
- Paluska, S. A. (2005). An Overview of Hip Injuries in Running. *Sports Medicine*, 35 (11): 991-1014.
- Petersen, J., & Holmich, P. (2005). Evidence based prevention of hamstring injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 319-323.
- Safran M.R, Garrett W.E.J, Seaber A.V, Glisson R.R, Ribbeck B.M. (1988). The role of warmup in muscular injury prevention. *Am J Sports Med*;16:123e9.
- Sano, K., Ishikawa, M., Nobue, A., Danno, Y., Akiyama, M., Oda, T., & Komi, P. V. (2013). Muscle-tendon interaction and EMG profiles of world class endurance runners during hopping. *European Journal of Applied Physiology*, 113(6), 1395–1403. doi:10.1007/s00421-012-2559-6.
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Bake, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait and Posture*, 29, 332-338.

- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 647-658.
- Silder A., Thelen D.G., Heiderscheit B.C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clin Biomech* 25:681–686.
- Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport*;13:120e5.
- Tebutt, P., Wood, J., & King, M. (2002). *The Vicon Manual*. Oxford.
- Thelen D.G, Chumanov E.S, Best T.M, Swanson S.C, Heiderscheit B.C. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med Sci Sports Exerc*;37:1931–8.
- Turl S.E, George K.P. (1998). Adverse neural tension: a factor in repetitive hamstring strain? *J Orthop Sports Phys Ther*;27:16e21.
- Van der Worp, M. P., van der Horst, N., de Wijer, A., Backx, F. J., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. (2012). Iliotibial band syndrome in runners. *Sport Med*, 42(11), 969-992.
- Van Gent. R. N., Siem D., Middelkoop M. van, van Os A. G., Bierma-Zeinstra S M A, Koes B W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 2007; 41:469–480.
- Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG. (2005). The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional Australian rules football players. *Br J Sports Med*;39:363e8.
- Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT, Spriggins AJ. (2001). Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. *Br J Sports Med*;35:435e9. discussion 440.
- Yu B, Queen R.M, Abbey A.N, Liu Y, Moorman C.T, Garrett W.E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *J Biomech*;41:3121–6.
- Yu B, Liu H, Garrett W.E (2017). Mechanism of hamstring muscle strain injury in sprinting. *Journal of Sport and Health Science*, 6; 130–132.
- Wan X, Qu F, Garrett W.E, Liu H, Yu B. (2017). Relationships among hamstring muscle optimal length and hamstring flexibility and strength. *J Sport Health Sci*;6. doi:10.1016/j.jshs.2016.04.009
- Wan X, Qu F, Garrett W.E, Liu H, Yu B. (2017). The effect of hamstring flexibility on peak hamstring muscle strain in sprinting. *J Sport Health Sci*;6. doi:10.1016/j.jshs.2017.03.012
- Warren P, Gabbe B.J, Schneider-Kolsky M, Bennell K.L. (2010). Clinical predictors of time to return to competition and of recurrence following hamstring strain in elite Australian footballers. *Br J Sports Med*;44:415e9.
- Wood G.A. (1987). Biomechanical limitations to sprint running. *Med Sport Sci*;25:58–71.

Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2002). The football association medical research programme: An audit of injuries in professional football--analysis of preseason injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 436.

Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2004). The football association medical research programme: An audit of injuries in professional football - analysis of hamstring injuries. . *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36-41.

Wolski, L., Fong Yan, A., Halaki M., Pappas E., Hiller, C. (2018). Are aberrant running biomechanics a risk factor for hamstring strain injury? A systematic review. *Abstracts / Journal of Science and Medicine in Sport* 21S: S5–S76.

Worrell T.W, Perrin D.H, Gansneder B.M, Gieck J.H. (1991). Comparison of isokinetic strength and flexibility measures between hamstring injured and noninjured athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*;13:118e25.

Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17, 161-167.

Anexos

Anexo I – Consentimiento Informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Usted está invitado a participar del proyecto de investigación titulado “EFECTO DE LAS LESIONES PREVIAS DE ISQUIOTIBIALES SOBRE LA CINEMÁTICA Y ELECTROMIOGRAFÍA DE MIEMBROS INFERIORES EN CORREDORES DE VELOCIDAD DE ALTO RENDIMIENTO”. Este estudio será realizado por Fábio Dal Bello, estudiante del Programa de Doctorado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad Politécnica de Madrid, España y será dirigido por el Dr. Enrique Navarro Cabello, Profesor Titular de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad Politécnica de Madrid.

El objetivo principal de este estudio es:

Determinar los efectos de una lesión previa de isquiotibiales sobre la cinemática (análisis de movimiento) y electromiografía (actividad muscular) de miembros inferiores en corredores de velocidad de alto rendimiento de Chile.

Su participación en este estudio es voluntaria y si Ud. está de acuerdo se le realizarán los siguientes procedimientos, ninguno de los cuales le implicará un gasto: Ud. deberá asistir a la pista atlética techada del Centro de Alto Rendimiento de Chile, en una fecha acordada entre Ud., su entrenador y el investigador de este estudio. Se le solicitará vestirse con ropa de entrenamiento habitual y luego realizar un periodo de calentamiento (acompañado por su entrenador). Luego, se le solicitará realizar 3 carreras de velocidad en la pista atlética, una al 80%, otra al 90% y otra al 100% de su capacidad de carrera. Si alguna de las tomas de datos no fuera fiable se le solicitará repetir la actividad, siempre en común acuerdo con su entrenador.

La participación en estas actividades no involucra pago o compensaciones.

Es importante que sepa que Ud. no sufrirá ningún riesgo, incomodidad o molestia con la realización de estos procedimientos, considerando que son actividades ya realizadas a diario en sus entrenamientos. De todas formas, el investigador de este estudio estará totalmente disponible para ayudarle o contestar cualquier inquietud, así como a su entrenador.

Su participación es de gran importancia para el desarrollo de este estudio ya que estará contribuyendo en determinar los efectos generados en el movimiento y trabajo muscular en

situaciones de lesiones, los cuales servirán para mejorar procesos de entrenamientos, prevención de lesiones y reintegro deportivo.

Se garantiza que sus datos personales se mantendrán en completa privacidad y anonimato. Todos los datos y documentos de este estudio los mantendrá archivados durante 5 años el investigador responsable, periodo después del cual serán eliminados. Los resultados de esta investigación pueden ser publicados, sin identificar a los participantes, en medios de difusión con objetivos académicos.

Usted tiene la libertad para decidir si quiere participar del estudio y puede retirar su autorización en cualquier momento, sin necesidad de justificarse.

Este Consentimiento Informado será firmado en 2 copias, quedando una en su poder y otra en poder del Investigador Responsable. A continuación, se indican los datos de contacto del investigador responsable para aclarar sus dudas e inquietudes siempre que Ud. lo encuentre necesario.

Nombre del Investigador Responsable: Fábio Dal Bello

Teléfono: 9 77943149

Correo electrónico: fabiodalbello@santotomas.cl

Firma del Investigador Responsable

Declaro que leí este documento, estoy de acuerdo con lo expuesto y acepto participar de este estudio.

Nombre del participante: _____

DNI: _____

Firma del participante del estudio

Ciudad y Fecha: _____, _____ de _____ 20____

Anexo II – Cuestionario

Cuestionario

Tesis Doctoral EFECTO DE LAS LESIONES PREVIAS DE ISQUIOTIBIALES SOBRE LA CINEMÁTICA Y ELECTROMIOGRAFÍA DE MIEMBROS INFERIORES EN CORREDORES DE VELOCIDAD DE ALTO RENDIMIENTO.

Fecha: ____/____/____

Nombre: _____

Edad: _____ Federado: Sí () No ()

Ha participado de competencias internacionales representando Chile: Sí () No ()

¿Cuál (es)? _____

¿En qué modalidad?: 100m planos () 200m planos ()

¿Cuál es su tiempo récord en los 100m planos? _____

¿Has sufrido, alguna vez, alguna lesión de desgarro de isquiotibiales? Sí () No ()

¿Cuándo ocurrió? _____

¿Hubo diagnóstico médico o por exámenes de imágenes? Sí () No ()

¿Tuvo que retirarse de las actividades deportivas debido a esa lesión? Sí () No ()

¿Cuánto tiempo? _____

¿Realizó trabajo recuperativo? Sí () No ()

¿Después de cuánto tiempo regresó a los entrenamientos? _____

¿Cuánto tiempo llevas entrenando, sin interrupción, después de tu retorno? _____

¿Cuál es tu programa de entrenamiento semanal?

¿Sientes algún dolor o molestia, actualmente, en consecuencia de la lesión? Sí () No ()

Firma: _____