

UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad Ciencias de la Educación

Departamento de Educación Física y Deporte



**VALORACIÓN DEL RIESGO DE LESIÓN DE RODILLA  
EN SUJETOS SANOS Y EFECTO DE UN PROGRAMA  
DE EJERCICIO FÍSICO PARA LA MODULACIÓN  
DE LOS FACTORES DE RIESGO**



Adrián Feria Madueño  
TESIS DOCTORAL  
2015





## **TESIS DOCTORAL**

---

# **VALORACIÓN DEL RIESGO DE LESIÓN DE RODILLA EN SUJETOS SANOS Y EFECTO DE UN PROGRAMA DE EJERCICIO FÍSICO PARA LA MODULACIÓN DE LOS FACTORES DE RIESGO**

---

**Departamento de Educación Física y Deporte  
Facultad Ciencias de la Educación  
Universidad de Sevilla**

**Doctorando: Adrián Feria Madueño**

**Directores de Tesis:**

**Dr. D. Borja Sañudo Corrales**

**Dr. D. Moisés de Hoyo Lora**



## **AGRADCIMIENTOS**

A mi familia, abuela, hermano y madre, por haber creído en mi. Sobre todo a mi madre, quien me ha enseñado cómo sostener la vida a base de sacrificio.

A mi sobrina, esa *personita* que ilumina todo solo con su sonrisa.

A mis amigos, los que me han soportado, animado y entendido sea cual fuere el momento.

A todos los que ayudasteis para que este sueño se convirtiera en realidad: Jesús, Alberto, Miguel, Ricardo, Francis y tantos otros, así como los voluntarios que conformaron la muestra. Sin ellos, esto no habría sido posible.

A los hermanos Borja y Pepe, mis hermanos neozelandeses.

Al profesor Yanxin Zhang, por haberme enseñado tanto y de otra manera.

A mis directores, por su esfuerzo. En especial a Borja, porque su constancia y paciencia me han enseñado mucho más que desarrollar una tesis, y su dedicación me ha hecho mejor profesional.

A mis compañeros de trabajo y alumnos, porque solo ellos saben lo importante que es para mi dar el ciento uno por ciento en lo laboral y mantener el nivel de dedicación con la tesis con constancia.

Y para el final me dejo el principio de todo esto, quien dá sentido a mi vida. A ti, cariño, porque eres tú quien conoce el verdadero proceso, y en estas líneas sería imposible corresponder tanto amor y entendimiento. Te quiero.



**D. FRANCISCO DE BORJA SAÑUDO CORRALES**, Doctor por la Universidad de Sevilla.

**CERTIFICA:**

Que **Don Adrián Feria Madueño**, Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Sevilla, ha realizado bajo mi dirección el trabajo titulado “**Valoración del riesgo de lesión de rodilla en sujetos sanos y efecto de un programa de ejercicio físico para la modulación de los factores de riesgo**”, y que a mi juicio reúne las condiciones de originalidad y rigor científico para ser defendido públicamente y optar al **grado de Doctor** por la Universidad de Sevilla.

**Sevilla, 17 de Septiembre de dos mil quince**





**D. MOISÉS DE HOYO LORA**, Doctor por la Universidad de Sevilla.

**CERTIFICA:**

Que **Don Adrián Feria Madueño**, Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Sevilla, ha realizado bajo mi dirección el trabajo titulado “**Valoración del riesgo de lesión de rodilla en sujetos sanos y efecto de un programa de ejercicio físico para la modulación de los factores de riesgo**”, y que a mi juicio reúne las condiciones de originalidad y rigor científico para ser defendido públicamente y optar al **grado de Doctor** por la Universidad de Sevilla.

**Sevilla, 17 de Septiembre de dos mil quince**



## ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	18
<b>2. EL FENÓMENO LESIVO EN LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE. EPIDEMIOLOGÍA E IMPACTO SOCIO-ECONÓMICO</b>	22
<b>3. TIPOLOGÍA DE LAS LESIONES FÍSICO-DEPORTIVAS</b>	31
3.1 Lesiones óseas	33
3.2 Lesiones musculares	34
3.3 Lesiones tendinosas	35
3.4 Lesiones cartilaginosas	36
3.5 Lesiones ligamentosas	38
<b>4. PRINCIPALES LESIONES EN EL MIEMBRO INFERIOR</b>	41
<b>5. MECANISMOS LESIVOS RELACIONADOS CON LAS LESIONES DE RODILLA Y TOBILLO</b>	45
5.1 Aterrizajes	49
5.2 Cambios de dirección	50
<b>6. FACTORES DE RIESGO QUE PODRÍAN PREDISPONER A LA LESIÓN DE RODILLA: ANÁLISIS DE LAS VARIABLES CINÉTICAS, CINEMÁTICAS Y ELECTROMIOGRÁFICAS</b>	52
6.1 Factores cinemáticos	57
6.2 Factores cinéticos	60
6.3 Hallazgos electromiográficos	62
<b>7. ESTRATEGIAS PARA LA PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL MIEMBRO INFERIOR</b>	66
7.1 Programas basados en la mejora de la fuerza	69
7.2 Programas basados en la mejora de la Flexibilidad	74
7.3 Programas basados en el componente neuromuscular y propioceptivo	77
<b>8. OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	83
8.1 Objetivo general	84
8.2 Objetivos específicos	84
8.3 Hipótesis	84
<b>9. MATERIAL Y MÉTODO</b>	86
9.1 Diseño	87

9.2 Muestra	87
9.3 Variables	90
9.4 Procedimiento	94
9.5 Análisis estadístico	105
<b>10. RESULTADOS</b>	108
10.1 Características descriptivas de la muestra	109
10.2 Análisis de los factores cinéticos	110
10.3 Análisis de los factores cinemáticos	141
10.4 Análisis de los factores electromiográficos	164
10.5 Análisis de las correlaciones entre factores cinéticos, cinemáticos y electromiográficos en el GE después del entrenamiento	194
10.6 Seguimiento (follow up) de las lesiones en la población estudiada	203
<b>11. DISCUSIÓN</b>	206
<b>12. CONCLUSIONES</b>	250
<b>13. LIMITACIONES</b>	254
<b>14. APLICACIONES PRÁCTICAS DEL ESTUDIO Y PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN</b>	257
<b>15. ENGLISH SUMMARY AND CONCLUSIONS</b>	260
<b>16. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	267

## Índice de Tablas

<b>Tabla 1.</b> Datos descriptivos de los sujetos de la Fase 0	109
<b>Tabla 2.</b> Datos descriptivos de los sujetos de la Fase 1	110
<b>Tabla 3.</b> Análisis descriptivo de la fuerza durante cambios de dirección	111
<b>Tabla 4.</b> Análisis descriptivo de la fuerza respecto al género durante cambios de dirección	112
<b>Tabla 5.</b> Análisis descriptivo de la fuerza durante los aterrizajes	112
<b>Tabla 6.</b> Análisis descriptivo de la fuerza durante los aterrizajes según el género	113
<b>Tabla 7.</b> Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante cambios de dirección	114
<b>Tabla 8.</b> Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante cambios de dirección respecto al género	115
<b>Tabla 9.</b> Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante aterrizajes	116
<b>Tabla 10.</b> Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante aterrizajes según el género	117
<b>Tabla 11.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC30 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	119
<b>Tabla 12.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC30	121
<b>Tabla 13.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC45 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	125
<b>Tabla 14.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC45	127
<b>Tabla 15.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC45ml después del programa de entrenamiento en el GE y GC	130
<b>Tabla 16.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC45ml	132
<b>Tabla 17.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos durante los aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC	136
<b>Tabla 18.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al aterrizaje	138
<b>Tabla 19.</b> Descripción de la cinemática en la fase experimental en cambio de dirección	142
<b>Tabla 20.</b> Descripción de la cinemática en la Fase 0 durante aterrizajes	143
<b>Tabla 21.</b> Cinemática en la Fase 0 en cambio de dirección y diferencias entre hombres y mujeres	144
<b>Tabla 22.</b> Cinemática en la Fase 0 durante aterrizajes y diferencias entre hombres y mujeres	145
<b>Tabla 23.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC30 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	146
<b>Tabla 24.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC30	148
<b>Tabla 25.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC45 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	151
<b>Tabla 26.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC45	153

<b>Tabla 27.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC45ml después del programa de entrenamiento en el GE y GC	155
<b>Tabla 28.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC45ml	157
<b>Tabla 29.</b> Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC	160
<b>Tabla 30.</b> Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al aterrizaje	162
<b>Tabla 31.</b> Descripción de la EMG en la Fase 0 en cambios de dirección	165
<b>Tabla 32.</b> Valores de EMG durante aterrizajes en la Fase 0	166
<b>Tabla 33.</b> Diferencias de EMG en hombres y mujeres durante cambios de dirección en la Fase 0	168
<b>Tabla 34.</b> Diferencias de EMG entre hombres y mujeres durante aterrizajes en la Fase 0	169
<b>Tabla 35.</b> Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC30 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	171
<b>Tabla 36.</b> Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC30	174
<b>Tabla 37.</b> Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC45 después del programa de entrenamiento en el GE y GC	177
<b>Tabla 38.</b> Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC45	180
<b>Tabla 39.</b> Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC45ml después del programa de entrenamiento en el GE y GC	183
<b>Tabla 40.</b> Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC45ml	186
<b>Tabla 41.</b> Cambios intragrupos en los parámetros EMG en aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC	189
<b>Tabla 42.</b> Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al aterrizaje, Media $\pm$ SD	192
<b>Tabla 43.</b> Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante SC <sub>30</sub> en el GE	195
<b>Tabla 44.</b> Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante SC <sub>45</sub> en el GE	197
<b>Tabla 45.</b> Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 durante SC <sub>45ml</sub> en el GE	200
<b>Tabla 46.</b> Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 durante aterrizajes en el GE	202

## Índice de Figuras

<b>Figura 1.</b> Evolución del incremento de hombres y mujeres de 15-24 años que practican actividad física de manera regular o con algo de regularidad en Europa	25
<b>Figura 2.</b> Evolución de hombres y mujeres en España que practican uno o varios deportes según el género	26
<b>Figura 3.</b> Representación de la capacidad de soportar la tensión mantenida por cada elemento de la rodilla	27
<b>Figura 4.</b> Porcentaje de lesiones producidas en la estructura blanda que acompaña a la lesión del LCA	28
<b>Figura 5.</b> Distribución del impacto económico de la inversión económica según la zona lesionada	29
<b>Figura 6.</b> Esquema de la clasificación de las lesiones deportivas	33
<b>Figura 7.</b> Ejemplo de una fractura completa y ejemplo de una fractura incompleta (fisura ósea)	34
<b>Figura 8.</b> Ejemplo de edema por distensión muscular	34
<b>Figura 9.</b> Representación del dolor muscular de comienzo tardío desde que se produce el entrenamiento hasta su desaparición	35
<b>Figura 10.</b> Inflamación y pérdida del relieve tendinoso debido a la lesión en el tendón de Aquiles	36
<b>Figura 11.</b> Representación de la zona roja (zona de suministro sanguíneo y nervioso) de un menisco	37
<b>Figura 12.</b> Ruptura del ligamento glenohumeral inferior	39
<b>Figura 13.</b> Representación de área de pérdida de energía debida a la deformidad mantenida en el ligamento	39
<b>Figura 14.</b> Elementos que componen el complejo articular de la rodilla	43
<b>Figura 15.</b> Solicitación del músculo semitendinoso y bíceps femoral en las distintas fases de carrera	47
<b>Figura 16.</b> Mecanismos de lesiones de rodilla	48
<b>Figura 17.</b> Factores que predisponen al desarrollo de una lesión de los MMII	54
<b>Figura 18.</b> Modelo propio del desencadenamiento de lesiones en el deporte	56
<b>Figura 19.</b> Ejemplo de GRF durante un cambio de dirección y aterrizaje	58
<b>Figura 20.</b> Esquema de la rotación sufrida por la rodilla debido al momento de fuerza e impulso mecánico durante un gesto deportivo	59
<b>Figura 21.</b> Relación del ángulo de tobillo, rodilla, cadera y tronco en el plano sagital	61
<b>Figura 22.</b> Ejemplo de activación EMG del cuádriceps y fuerza registrada en una extensión de rodilla durante los primeros 200ms	64
<b>Figura 23.</b> Flujo de participantes durante el desarrollo del estudio	89
<b>Figura 24.</b> Ejemplo de evaluación del tiempo de estabilización	91
<b>Figura 25.</b> Representación del proceso de análisis de la cinemática articular	93
<b>Figura 26.</b> Protocolo de evaluación mediante los cambios de dirección y aterrizajes	95
<b>Figura 27.</b> Programa de entrenamiento desarrollado por el GE	104
<b>Figura 28.</b> Efecto del programa de entrenamiento sobre las variables cinéticas durante SC <sub>30</sub>	122

<b>Figura 29.</b> Efecto del programa de entrenamiento sobre las variables cinéticas de aceleración durante SC <sub>30</sub>	123
<b>Figura 30.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas durante SC <sub>45</sub>	128
<b>Figura 31.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante SC <sub>45</sub>	129
<b>Figura 32.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas durante SC <sub>45ml</sub>	133
<b>Figura 33.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante SC <sub>45ml</sub>	134
<b>Figura 34.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas durante los aterrizajes	139
<b>Figura 35.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante los aterrizajes	140
<b>Figura 36.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinemáticas durante SC <sub>30</sub>	149
<b>Figura 37.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinemáticas durante SC <sub>45</sub>	154
<b>Figura 38.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinemáticas durante SC <sub>45ml</sub>	158
<b>Figura 39.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinemáticas durante los aterrizajes	163
<b>Figura 40.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC <sub>30</sub>	175
<b>Figura 41.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC <sub>45</sub>	181
<b>Figura 42.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC <sub>45ml</sub>	187
<b>Figura 43.</b> Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante los aterrizajes	193
<b>Figura 44.</b> Correlación entre VGRF y aceleración parcial de rodilla en el eje vertical durante SC <sub>30</sub>	194
<b>Figura 45.</b> Correlación de Tiempo de contacto y aceleración total de tobillo durante SC <sub>30</sub>	194
<b>Figura 46.</b> Correlación VGRF e impulso Z durante SC <sub>45</sub>	196
<b>Figura 47.</b> Correlación entre VGRF y ratio H/Q150 durante SC <sub>45</sub>	196
<b>Figura 48.</b> Correlación fuerza ML y ángulo de flexión inicial de rodilla durante SC <sub>45</sub>	196
<b>Figura 49.</b> Correlación fuerza AP y tiempo de contacto durante SC <sub>45</sub>	196
<b>Figura 50.</b> Correlación Impulso vertical y aceleración total de tobillo durante SC <sub>45</sub>	197
<b>Figura 51.</b> Correlación Impulso vertical y ángulo de flexión inicial de rodilla durante SC <sub>45</sub>	197
<b>Figura 52.</b> Correlación de impulso Z y ángulo inicial de flexión de rodilla durante SC <sub>45ml</sub>	198
<b>Figura 53.</b> Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/QMVC durante SC <sub>45ml</sub>	198
<b>Figura 54.</b> Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q50 durante SC <sub>45ml</sub>	198

<b>Figura 55.</b> Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q100 durante SC45ml	198
<b>Figura 56.</b> Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q200 durante SC45ml	199
<b>Figura 57.</b> Correlación entre PF1 y ratio H/Q100 durante aterrizajes	200
<b>Figura 58.</b> Correlación entre PF2 y ángulo de flexión inicial de rodilla durante aterrizajes	200
<b>Figura 59.</b> Correlación entre fuerza ML en valgo y ángulo de flexión de rodilla máximo durante aterrizajes	201
<b>Figura 60.</b> Correlación entre fuerza ML en valgo y ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes	201
<b>Figura 61.</b> Correlación entre fuerza ML en varo y ratio H/QMVC durante aterrizajes	201
<b>Figura 62.</b> Correlación entre fuerza AP y ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes	201
<b>Figura 63.</b> Correlación entre impulso vertical y tiempo de estabilización durante aterrizajes	202
<b>Figura 64.</b> Correlación entre ángulo de flexión máxima de cadera y ratio H/Q100 durante aterrizajes	202
<b>Figura 65.</b> Lesión o problema registrado en periodos comprendidos de 3 meses	205

## **Abreviaturas**

AP, anteroposterior

Cm, centímetros

EMG, electromiografía

H, del inglés *hamstrings*, musculatura isquiotibial

LCA, ligamento cruzado anterior

LCP, ligamento cruzado posterior

LLE, ligamento lateral externo

LLI, ligamento lateral interno

ML, mediolateral

MMII, miembros inferiores

MMSS, miembros superiores

Ms, milisegundos

m/s, unidad internacional de medida de la velocidad (metros divididos entre segundos)

mV, milivoltios

Q, del inglés *quadriceps*, musculatura del cuádriceps

Ratio H/Q, ratio de co-activación entre la musculatura posterior del muslo y la anterior

RMS, del inglés *root means square*, media cuadrática

SC<sub>30</sub>, cambio de dirección abierto hacia 30°

SC<sub>45</sub>, cambio de dirección abierto hacia 45°

SC<sub>45ml</sub>, cambio de dirección cerrado hacia 45°

VGRF, del inglés *vertical ground reaction force*, fuerza de reacción contra el suelo vertical



# **INTRODUCCIÓN**

## 1. INTRODUCCIÓN

Existe una fuerte relación entre las lesiones deportivas y el impacto económico que de ellas se deriva. Woods et al. (2005) cifraron pérdidas de 74,7 millones de libras en el fútbol inglés sólo en dos temporadas por sufrimiento de alguna lesión. Por su parte, Hewett et al. (2002) estimaron un gasto de entre 17 y 25 mil dólares al año en una población no profesional exclusivamente en lesiones de rodilla. Del total de las lesiones, el mayor porcentaje corresponde a los miembros inferiores (MMII), concretamente, desde el prisma clínico, casi el 50% de las lesiones deportivas se centran en la articulación de la rodilla (Cochrane et al., 2010), considerándose una de las articulaciones con mayor riesgo lesivo.

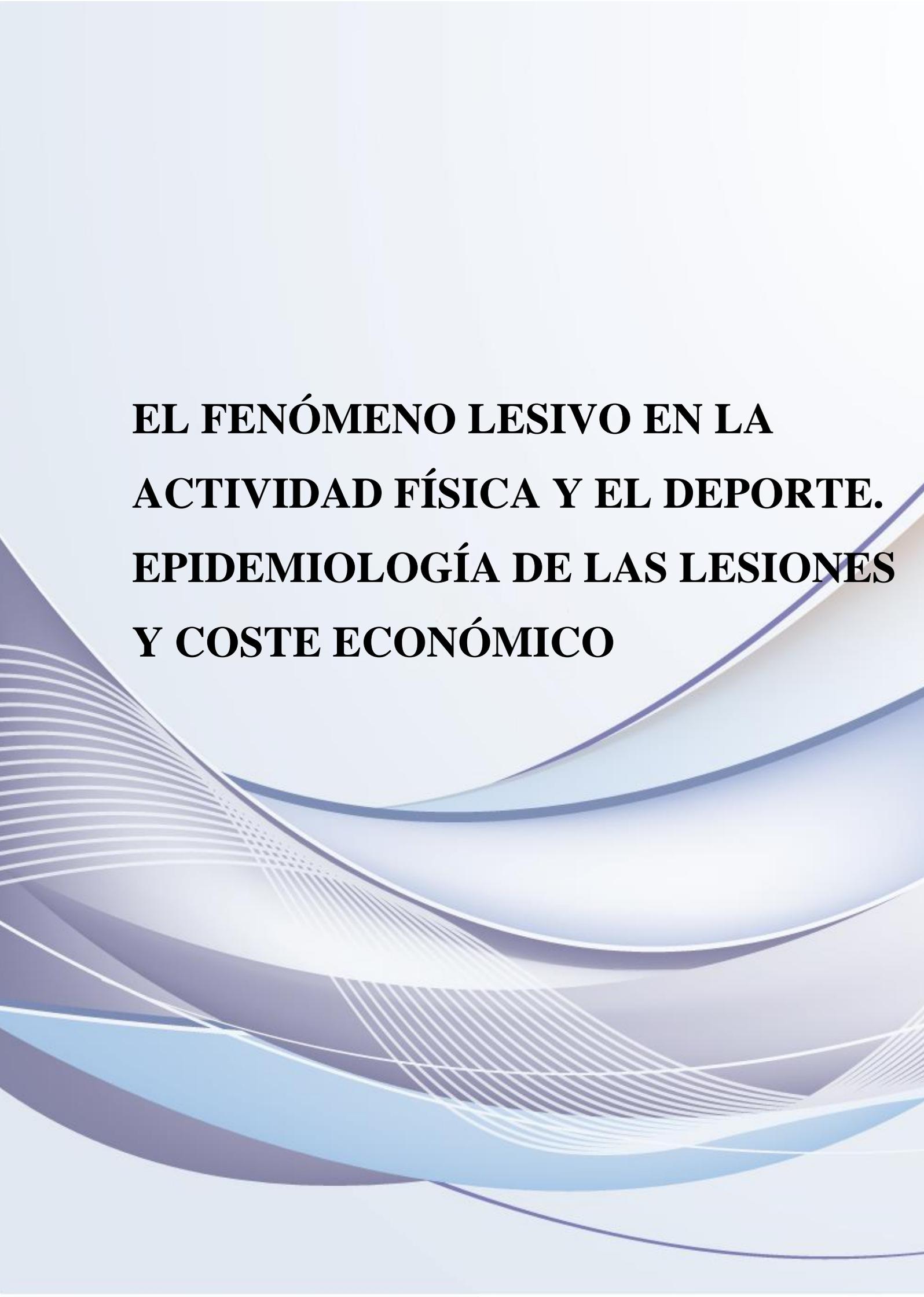
Para profundizar en el proceso lesivo en la articulación de la rodilla resulta clave estudiar los mecanismos que condicionan su estabilización, como las articulaciones adyacentes. Resulta fundamental analizar la relación entre cadera y rodilla, ya que posibles alteraciones en la musculatura de la cadera pueden provocar modificaciones en la postura adoptada por la rodilla y por consiguiente, incrementar o disminuir el riesgo de lesión (Powers, 2010). Solo por poner un ejemplo, acciones deportivas como los aterrizajes y cambios de dirección, donde hay una implicación de la cadera en aducción y una rotación interna, pueden provocar un aumento del valgo de rodilla, incrementando así el riesgo de lesión. Autores como Claibornne et al. (2006) y Hollman et al. (2009) han relacionado un aumento del valgo de rodilla con una pobre activación en la musculatura de la cadera, hallando como consecuencia implicaciones en los elementos estructurales de la propia rodilla. Otra articulación adyacente, como es el tobillo, también puede afectar directamente a la estabilización de la rodilla, ya que el instante de contacto del pie con el suelo parece indicar una fuerte relación con las lesiones de rodilla (Backman y Danielson, 2011). En definitiva, la articulación de la rodilla puede verse afectada por otras articulaciones cercanas, lo que justifica la necesidad de estudiar su biomecánica y, en concreto, la de la rodilla, para analizar en detalle el proceso lesivo. En la mayoría de las ocasiones la lesión de rodilla (ej. ligamento cruzado anterior – LCA-) acontece cuando el pie está apoyado en el suelo y la rodilla rota en valgo o en varo y se mantiene recta o extendida. En este caso, el mecanismo lesivo se produce sin traumatismo. Además, las situaciones de aterrizajes y de cambio de dirección juegan un papel crucial en el desencadenamiento de la lesión del LCA (Boden et al., 2000; Cochrane et al., 2007; Cochrane et al., 2010), ya que este ligamento actúa como freno y

resistencia a los momentos de fuerza en varo, valgo y rotaciones internas (McLean et al., 2005; Torry et al., 2011). En definitiva, parece haber numerosos factores y mecanismos implicados en la lesión de esta articulación y deberá ser función de los profesionales de la actividad física conocerlos y promover estrategias que minimicen la inestabilidad sintomática en la rodilla (Dienst, Burks y Greis, 2002).

De hecho, con el objetivo de modular estos factores, existen programas de carácter preventivo que permitirían disminuir el riesgo de lesión en los MMII (Beijsterveldt., 2012) y en especial, la incidencia de lesión de rodilla (Fort et al., 2008). En este sentido, el entrenamiento neuromuscular resulta clave en la prevención de lesiones al mejorar la estabilidad y el equilibrio articular (Taube et al., 2007). Pero este tipo de entrenamiento no es el único que se ha relacionado con la disminución del riesgo de lesión de rodilla. En la literatura, los programas han estado basados tradicionalmente en el entrenamiento de la fuerza (Casais, 2008; Tagesson et al., 2008; Solla y Martínez, 2011), entrenamiento propioceptivo (Junge et al., 2002; Murphy et al., 2003; Mandelbaum et al., 2005; Olsen et al., 2005; Panics et al., 2008; Vanmeerhaeghe et al., 2008; Cerulli et al., 2011), entrenamiento vibratorio (Abian et al., 2008; Colson et al., 2009; Melnyk et al., 2009; Mileva et al., 2009; Sañudo et al., 2011) y entrenamiento excéntrico (Chaler et al., 2001; Farthing y Chilibeck, 2003; Saavedra et al., 2004; Drexel et al., 2008; Gerber et al., 2009; Paschalis et al., 2011), entre otros. Sin embargo, aunque los programas de actividad física preventiva han demostrado ser una intervención eficaz para la reducción del riesgo de lesiones de rodilla, los autores han realizado sus investigaciones sobre deportistas de rendimiento, siendo escasas las aportaciones que estos programas tienen en una población que practica actividad física no competitiva y/o estructurada. Bajo nuestro conocimiento, no existe ningún estudio que haya valorado los parámetros relacionados con las lesiones de rodilla y llevado a cabo una intervención en aquellos sujetos que, aún no siendo profesionales, presenten un alto riesgo lesivo. Además, no tenemos constancia de ningún programa preventivo que contemple, de forma coordinada, la amplitud de movimiento, el trabajo de fuerza (primando el componente excéntrico), neuromuscular y propioceptivo.

Por tanto, y una vez habiendo profundizado en el análisis de los diferentes mecanismos y factores que podrían desencadenar una lesión en la rodilla, el objetivo del presente estudio ha sido, por un lado valorar el riesgo de lesión en acciones donde se ponen en compromiso las estructuras responsables de la estabilización de la rodilla (aterrizajes y cambios de dirección) y, por otro, determinar si un programa de ejercicio físico permite

modular los factores de riesgo de lesión de rodilla en aquellos sujetos con un mayor riesgo. Los resultados del estudio contribuirán a proponer un modelo que contemple los factores clave involucrados en la modulación del riesgo de lesión en estas estructuras (concretamente durante los cambios de dirección y aterrizajes) y proponer futuras estrategias preventivas que incidan positivamente en su prevención.



**EL FENÓMENO LESIVO EN LA  
ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE.  
EPIDEMIOLOGÍA DE LAS LESIONES  
Y COSTE ECONÓMICO**

## **2. EL FENÓMENO LESIVO EN LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE. EPIDEMIOLOGIA DE LAS LESIONES Y COSTE ECONÓMICO**

Las lesiones deportivas afectan no solo a la estructura lesionada, sino desde un prisma genérico, a la calidad de vida de los individuos que las sufren (Maffulli et al., 2010). El factor edad es uno de los más tenidos en cuenta en el proceso lesivo, estableciéndose sesgos en este sentido. En su estudio epidemiológico, Moreno (2002) reflejó que en torno al 55% de las lesiones deportivas ocurrían en edades comprendidas entre 16 y 30 años, rango prácticamente idéntico (15 y 35 años) al reflejado por García-Chamorro et al. (2009), tras analizar cuáles eran los casos atendidos en urgencias procedentes de lesiones deportivas. Independientemente de la edad, en torno al 50% de las atenciones médicas producidas en la mayoría de países europeos y Estados Unidos son las producidas en el ámbito del deporte (Conn et al., 2003; Vriend et al., 2005; Stam et al., 2008).

En este ámbito, la forma más común de cuantificar las lesiones deportivas es por el tiempo de exposición a la práctica, calculando el número de lesiones por cada 1000 horas de exposición. En 2007, Agel y sus colaboradores propusieron una comparativa entre las lesiones producidas durante la práctica física previa a la competición y la propia competición en futbolistas. El mayor ratio de lesiones por cada 1000 horas se producía en la competición, independientemente de la zona corporal evaluada. Los autores explicaban que este porcentaje podría verse incrementado debido al aumento de colisiones y choques contra los contrarios durante la propia competición.

Para hacernos una idea de la epidemiología lesiva, Hootman et al. (2007) llevaron a cabo una excelente revisión en la que recogieron datos sobre lesiones deportivas durante 16 años en 15 prácticas deportivas diferentes. Hallaron que durante las competiciones el ratio de lesionados era significativamente mayor comparado con el ratio durante la propia práctica no competitiva, siendo éstos de 13,8/1000 y 6,6/1000 respectivamente. Una de las conclusiones más destacables de este estudio fue que los MMII sufrían el mayor porcentaje de las lesiones deportivas registradas (53,8%), siendo la cabeza y la espalda las que menos (9,8 y 10% respectivamente). Trabajos como los de Renné et al. (2010) o Beijsterveldt et al. (2012) inciden en la idea del mayor porcentaje de lesiones en los MMII, siendo la articulación de la rodilla una de las de mayor incidencia lesiva refieren. Tan solo en Estados Unidos, se estiman alrededor de 80.000 lesiones de rodilla al año, donde aproximadamente el 50% de esas lesiones necesitaron intervención

quirúrgica (Griffin et al., 2000). En este mismo país, Marshall et al. (2007) mostraron que durante el periodo comprendido entre 1997 y 2004, se produjeron alrededor de 113 mil visitas al año a los servicios médicos a causa de lesiones de rodilla.

Una interesante aportación es la que hacen Sánchez-Jover y Gómez (2008), quienes realizan una revisión epidemiológica de las lesiones deportivas en baloncesto, comparando la práctica profesional con la práctica no profesional. En esa revisión se concluye que en niños que están en periodo de formación deportiva, la incidencia lesiva es menor que en deportistas profesionales. Aunque las cifras continúan siendo altas; de hecho, estudios como el de Gutgesell (1991) ya apuntaban esta idea, mostrando un ratio de lesiones de 7,6/1000 horas en niños menores de 12 años que no se dedicaban a la competición. Por su parte, Cumps (2007) mostró también cifras de incidencia en sujetos no profesionales (9,8/1000 horas), pero en esta ocasión, las personas que practicaban eran jóvenes de 23 años de media. Otra aportación en este sentido es la realizada en un estudio sobre jugadores de baloncesto de categoría infantil y cadete masculino y femenino (Sánchez-Jover y Gómez, 2007), donde se refleja una incidencia de 5,2/1000 horas de exposición. A pesar de existir trabajos dedicados a sujetos no profesionales, la literatura está completamente polarizada hacia la incidencia lesiva en la rodilla en deportistas profesionales y son muy escasos los estudios centrados en el grupo de sujetos que realizan actividad física de manera no profesional (McLean et al., 2005; Shimokochi et al., 2008; Zebis et al., 2008; Myer et al., 2012).

A la vista de estas cifras, Moscoso y sus colaboradores (2014) recientemente han criticado el impulso económico del 92% sobre el presupuesto en materia deportiva en España destinado exclusivamente al alto rendimiento y la competición, siendo una partida muy reducida la destinada a otros ámbitos del deporte. Este hecho puede ser la clave de que las aportaciones en relación a las lesiones que sufren jóvenes no profesionales sean escasas, debido, principalmente, a la casi inexistente implicación económica en investigación y desarrollo en poblaciones no profesionales.

Según los primeros datos aportados sobre la diferencia de participación entre hombres y mujeres (NFHS, 1972), éstos sugerían que el número de participantes femeninos en deportes de organización escolar estaba por debajo de los 320.000 participantes. A partir del año 2007, este número se incrementó, rondando los 3 millones de mujeres que participaban en estas competiciones (NFHS, 2007); sin embargo, estos porcentaje de práctica por género en los últimos tiempos siguen sin igualarse.

Precisamente, el último Eurobarómetro de 2014 *sobre el deporte y la actividad física* (European Commission, 2014) refleja que en la Unión Europea existe una fuerte disparidad entre hombres y mujeres que realizan actividad física, sobre todo en el grupo de edad comprendido entre los 15 y los 24 años. Actualmente, los jóvenes europeos realizan actividad física o practican algún deporte de manera regular en un 74% frente al 55% de las mujeres (Figura 1).

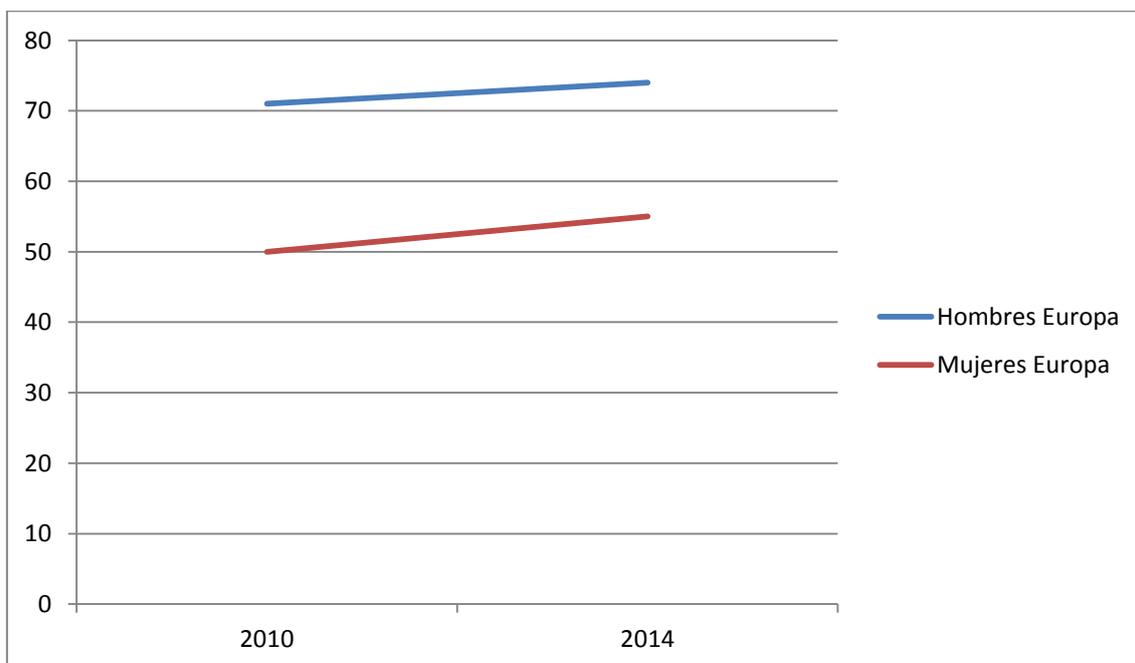


Figura 1. Evolución del incremento de hombres y mujeres de 15-24 años que practican actividad física de manera regular o con algo de regularidad en Europa.

En España, García-Ferrando y Llopis (2011) reflejan una evolución ascendente en la práctica de actividad física tanto en hombres como en mujeres en la primera década del siglo XXI, pasando a ser del 37% en el año 2000 al 43% en 2010. Esta tendencia es reforzada por el Eurobarómetro de 2014, donde se refleja en España un incremento de 7 puntos en las personas que practican actividad física de manera regular o con algo de regularidad desde 2009 a 2013. Sin embargo, y como se muestra en la Figura 2, a pesar de que la práctica de actividad física en mujeres se ha incrementado en la última década del 27% al 31%, en nuestro país sigue habiendo diferencias de género en la práctica (31% en mujeres frente a un 49% en hombres) (García-Ferrando y Llopis, 2011).

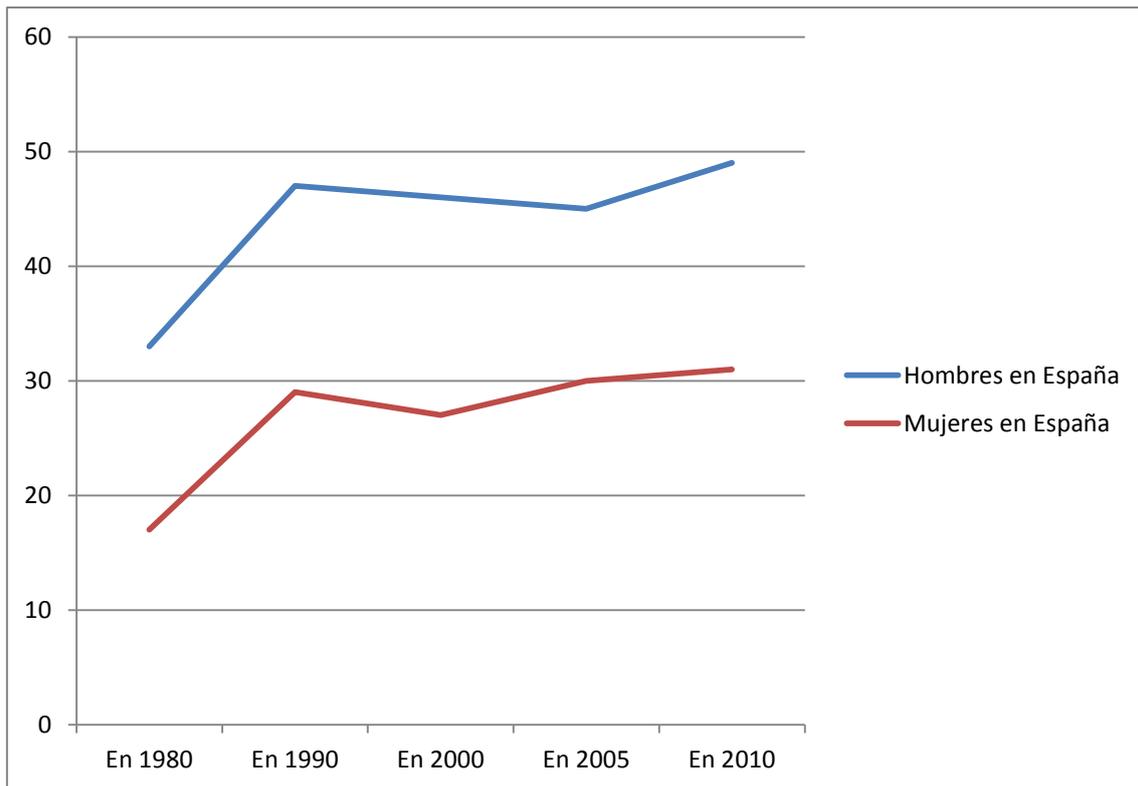


Figura 2. Evolución de hombres y mujeres en España que practican uno o varios deportes según el género.

Este aumento en la practica actividad física ha contribuido de forma paralela a un aumento del riesgo de lesión (Quatman, 2009; Borgardus, 2013). Estudios como los de Agel et al. (2005) reflejaron que las mujeres presentaban un ratio de lesión de rodilla entre 2 a 8 veces mayor que los hombres que practican actividad física. Aunque las mujeres manifiesten este riesgo mayor que los hombres, son pocos los estudios que han analizado esas diferencias entre hombres y mujeres en una población no profesional y físicamente activa.

Independientemente de estas diferencias, en un análisis epidemiológico de las lesiones de rodilla resulta clave evaluar la estructura que se lesiona. Si se profundiza en este complejo articular podemos diferenciar lesiones en la estructura blanda y en la osteoarticular. Según el tipo de lesión, Sytema et al. (2010) han encontrado que más de un 60% de las lesiones son contusiones y esguinces de las estructuras blandas, en comparación al 24,3% que suponen las fisuras y fracturas óseas. Este hecho producido en la rodilla se acentúa en la comparativa entre los MMII y los MMSS ya que las lesiones por distensión cápsulo-ligamentosa de los MMII superan significativamente a

las de los MMSS (79% frente al 41,8%), no siendo así en el caso de las lesiones por fractura, donde los MMSS superan a los MMII (44,5% y 14,3% respectivamente).

Si se analiza en mayor detalle las partes blandas, Quatman (2009) planteó recientemente un modelo basado en estudios sobre cadáveres, y en él analizó cómo soportaba el estrés cada elemento articular de manera aislada, corroborando que el tendón del cuádriceps era el que mejor soportaba el estrés, seguido del LCA, ligamento lateral externo (LLE), ligamento lateral interno (LLI) y ligamento lateral posterior (LLP) (Figura 3).

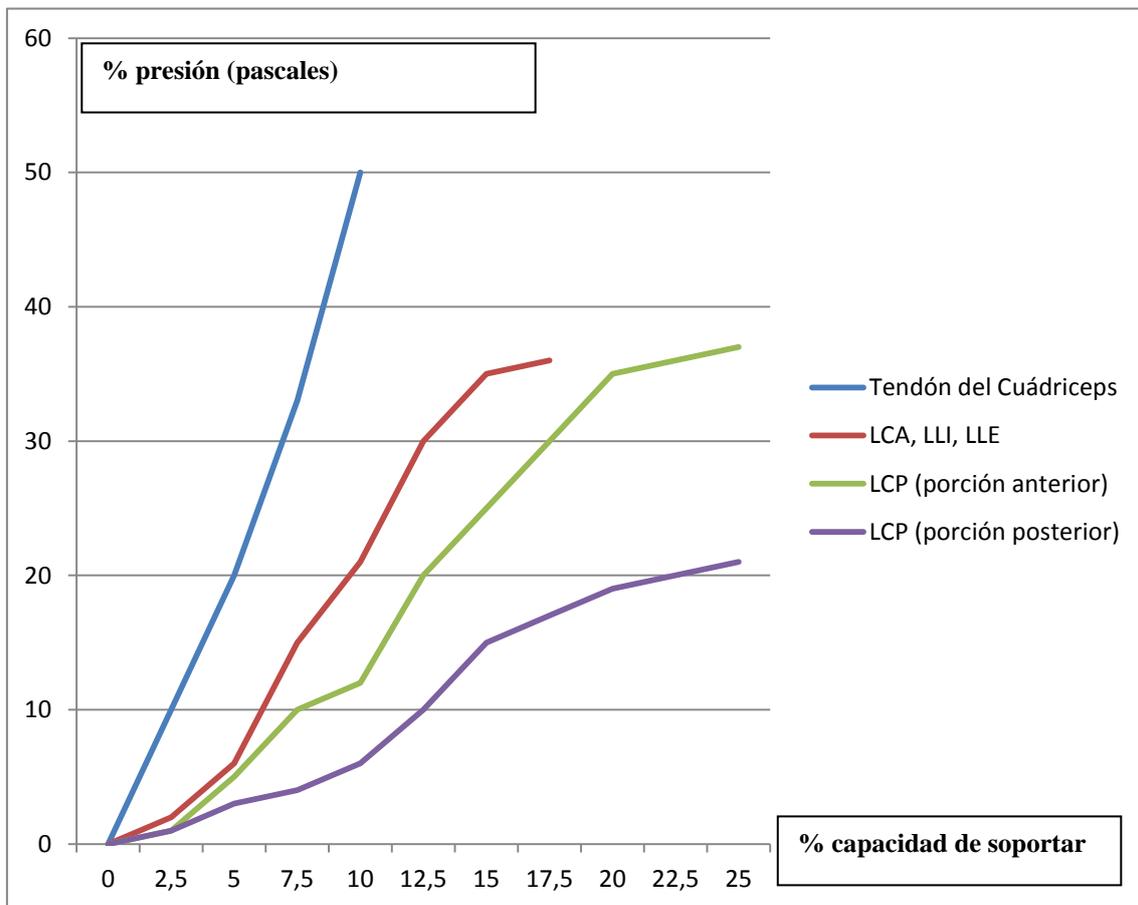


Figura 3. Representación de la capacidad de soportar la tensión mantenida por cada elemento de la rodilla.

Durante las lesiones de rodilla son diversos elementos articulares los que se ven implicados. Como se ha indicado anteriormente, el LCA resulta clave en la estabilización de la rodilla por lo que analizar las lesiones que se producen acompañando a este ligamento resulta interesante. Aunque parece no existir un consenso sobre el porcentaje de lesión adyacente a una lesión del LCA, la literatura

apunta a lesiones meniscales, de cartílago, óseas y de otros ligamentos de la rodilla como las más prevalentes. Bahr y Maehlum (2007) reflejaron que en el 40% de las lesiones del LCA, el LLI puede dañarse parcial o completamente. Del mismo modo, apuntan a lesiones de los meniscos (73%), cartílagos (10%) y posibles hematomas por contusiones en la estructura ósea (80%) que acompañan a la del LCA (Figura 4a). Por su parte, Laprade et al. (2007) identificaron porcentajes de lesiones en otras estructuras que acompañan a las producidas en el LCA, siendo el 22% el LLI y el 8% el LLE (Figura 4b). A pesar de las diferencias en los porcentajes, parece evidente que las lesiones del LCA se asocian con frecuencia al resto de estructuras de la rodilla. En este sentido, resulta interesante subrayar que la mayoría de estas lesiones secundarias se dan en la estructura blanda.

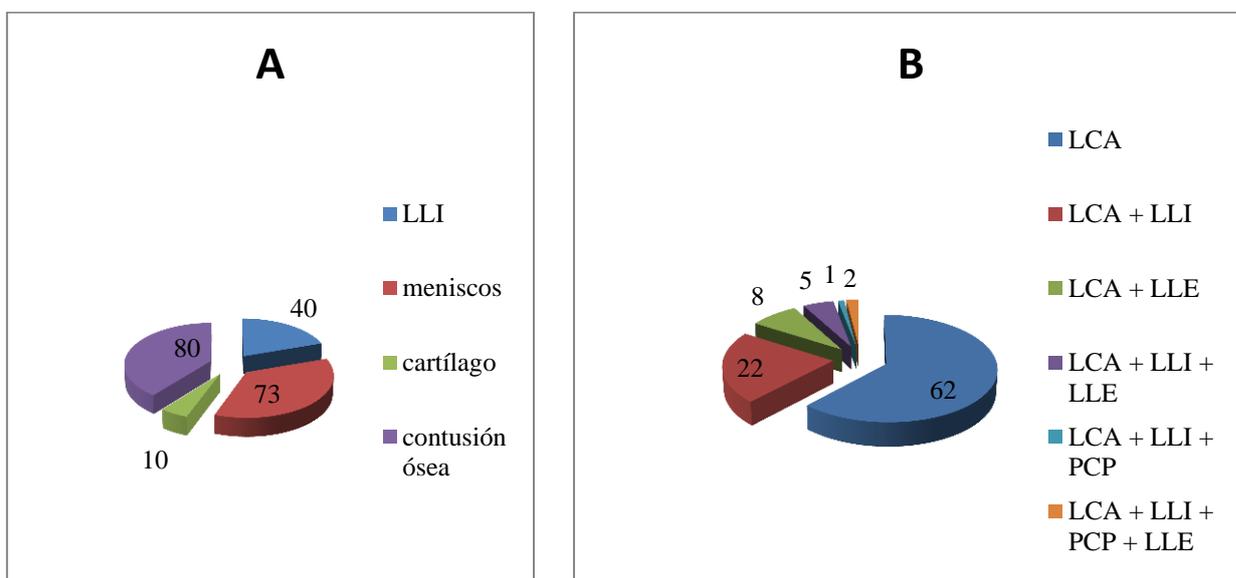


Figura 4. Porcentaje de lesiones producidas en la estructura blanda que acompaña a la lesión del LCA. A = Según Bahr y Maehlum (2007). B = Según Laprade et al. (2007).

Como se ha descrito hasta el momento, las llamativas cifras de lesiones deportivas precisan una inevitable inversión de tiempo y esfuerzo para prevenirlas, lo que irremediamente lleva asociado un importante coste económico que debe ser cuantificado para hacernos una idea de la magnitud de este problema. Algunos autores han estudiado estos costes económicos en diversos deportes y situaciones profesionales y no profesionales, concluyendo que existe una inversión muy importante en todo lo que rodea a la lesión (intervenciones quirúrgicas, recursos materiales, personal humano, etc) (Chadwick et al., 2010; Egger, 1991; Herrero-Arenas, 2014; Hickey et al., 2014).

En un ranking económico del coste de lesiones por zona lesionada (Figura 5), las lesiones de mano y muñeca serían las más caras (740 millones de dólares al año), seguidas de las lesiones en los MMII (562 millones), de cadera (532 millones) y craneales (355 millones) (Putter et al., 2012).

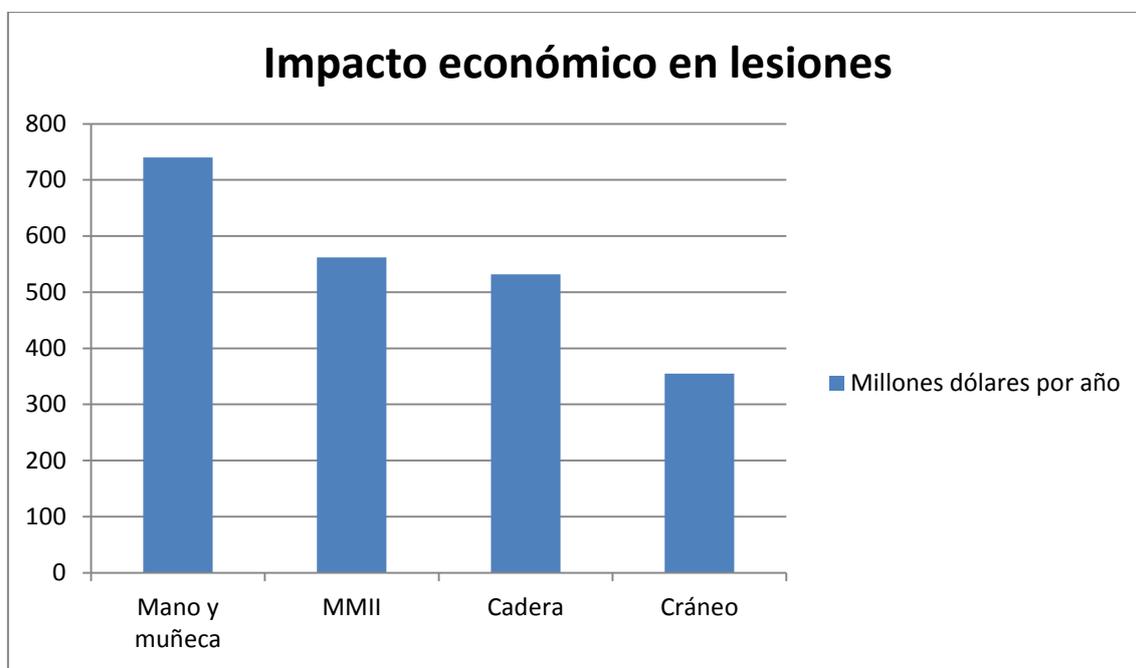


Figura 5. Distribución del impacto económico de la inversión económica según la zona lesionada.

Dado que, como se reflejó anteriormente, las lesiones en los MMII son las más prevalentes y unas de las que suponen un mayor coste económico, es necesario profundizar en la articulación de la rodilla para conocer el impacto económico que suponen los problemas producidos en esta articulación. Como anunciaban Boden et al. (2000), el LCA es una de las lesiones más comunes asociada a la práctica de actividad física deporte. Estos autores tasaban en 1,5 billones de dólares anuales el gasto producido en reconstrucciones del LCA, sin contar con los pacientes que optan por un tratamiento conservador ni con las visitas futuras a los servicios médicos. Atendiendo a procesos de rehabilitación e intervenciones quirúrgicas, Wojty y Brower (2010) estimaron un gasto anual de 2 billones de dólares/año, lo que contribuía a aumentar el gasto en servicios médicos. Por su parte, Lubowitz y Appleby (2011) concretaban aún más el coste efectivo de una reconstrucción del LCA por persona. Según estos autores, una intervención quirúrgica del LCA supone un promedio de 12.740 dólares, sin incluir la rehabilitación, escayolas, vendas o cualquier otro tipo de terapia necesaria. En

definitiva, estas lesiones no solo conllevan un gasto para el sistema sanitario, sino que a su vez se traducen en pérdidas del número de clases, disminución de posibilidades de becas deportivas, incremento la inactividad ayudando al desarrollo de la obesidad o la aparición de procesos psicológicos adversos, aumentando la ira, la depresión y la desconfianza entre aquellos que pertenecen a algún tipo de sistema educativo (Newcomer, Rockhill, Perna y Roh, 2009; Tracey, 2003; Wiese-Bjornstal, 2010; Keenan, 2014). En el ámbito del deporte rendimiento, donde el deportista es considerado como fuente de inversión e interés económico (Romero y Tous, 2010), cualquier lesión sufrida implica pérdidas de entrenamientos y partidos de competición que suponen un elevado coste. Solo en 2005, Woods y sus colaboradores cifraron 74,7 millones de libras de pérdida en el fútbol inglés durante dos temporadas.

Ya sea en deporte rendimiento o en la práctica de actividad física regular, las lesiones deportivas representan un coste económico destacable, tanto por causas de la propia intervención (quirúrgica, fisioterapéutica...), por gastos materiales (vendas, gasas...) y humano asociados (médicos, fisioterapeutas...) o por la pérdida de rendimiento (deportivo o académico). Por ello, resulta de gran interés para este trabajo llevar a cabo un análisis más exhaustivo sobre las lesiones físico-deportivas, con objeto de conocer su tipología y estructuras vinculadas.



# **TIPOLOGÍA DE LAS LESIONES FÍSICO-DEPORTIVAS**

### **3. TIPOLOGÍA DE LAS LESIONES FÍSICO-DEPORTIVAS**

Tradicionalmente las lesiones físico-deportivas se dividen en agudas o por uso excesivo (Bahr y Maehlum, 2007). Un ejemplo de lesión aguda puede ser la producida por un traumatismo en un golpe o placaje. Una lesión por uso excesivo podría originarse en un boxeador que se fisura el tercer metacarpiano tras golpes continuados después de semanas de entrenamientos. Normalmente, los micotraumatismos tisulares producidos por cargas a baja intensidad pero repetidas en el tiempo no desarrollan síntomas clínicos concretos, reparándose el tejido tisular por sí solo. Pero si la sobrecarga en este caso sobrepasa la capacidad autorreguladora a nivel tisular nos encontraremos con una lesión por uso excesivo (Burns, 2003). Incluso, una lesión por uso excesivo puede desencadenar una lesión aguda, pues el tejido se encuentra debilitado y es susceptible a una alteración puntual. Desde el punto de vista biomecánico, las diferentes acciones musculares generan una determinada resistencia interna soportada por las estructuras. La capacidad de resistencia neutraliza la deformidad tisular, pero de no hacerlo en un esfuerzo único, hablaríamos de lesiones agudas. Si por el contrario ello sucediera a lo largo del tiempo, acumulándose dicha carga, nos encontraríamos ante una lesión por uso excesivo.

Las lesiones también podrían clasificarse atendiendo a la estructura lesionada, catalogándose en lesiones de las estructuras blandas (cartílago, músculo, tendón y ligamentos) y lesiones osteo-articulares (fracturas óseas). Finalmente, las lesiones se podrían clasificar atendiendo al tipo de modalidad deportiva practicada. Así, las actividades deportivas que soportan mayores contactos físicos como los deportes de equipo, tienen mayor probabilidad de que aparezca una lesión aguda (Bahr y Maehlum, 2007). Por su parte, los deportes de tipo aeróbico y cíclicos, o donde aparece un mayor uso de gestos técnicos, como por ejemplo el ciclismo, el atletismo, el tenis o la marcha, se caracterizan más por la aparición de lesiones por uso excesivo (Figura 6).

## LESIONES DEPORTIVAS

CARGA > RESISTENCIA  
- TIEMPO

ACUMULACIÓN DE CARGA  
+ TIEMPO

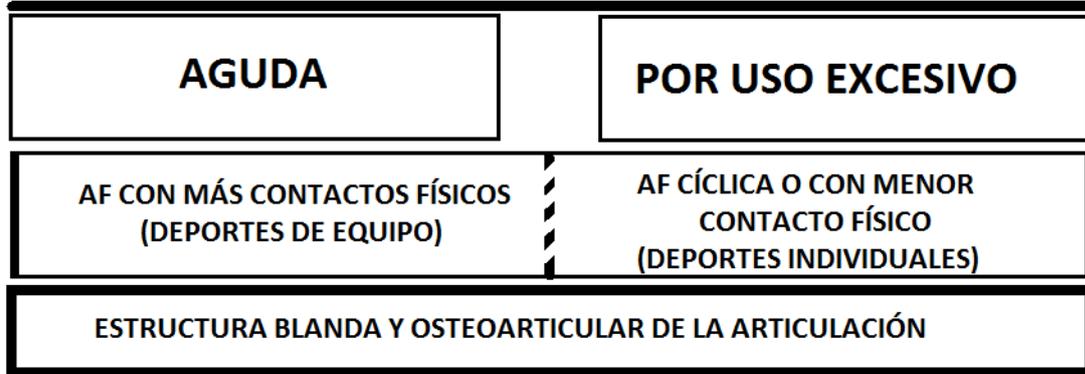


Figura 6. Esquema de la clasificación de las lesiones deportivas.

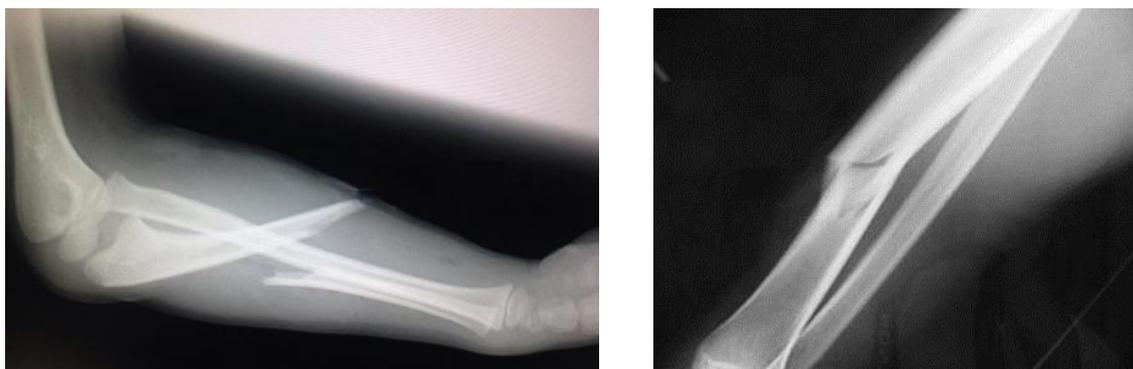
La causa fisiológica por la que se produce la lesión deportiva se acoge a la Ley de Selye o Síndrome General de Adaptación. Cuando nos sometemos a una carga de entrenamiento físico el organismo responde con una adaptación a nivel tisular. Todos los tipos de tejido, incluido el óseo, muscular, tendinoso, ligamentoso y cartilaginoso, desarrollan este proceso que, de producirse una sobrecarga física, excede la capacidad de adaptación tisular y por tanto aparece la lesión. El motivo por el cual existe sobrecarga puede ser debido a un aumento de la duración del ejercicio, de la frecuencia o de la intensidad de las sesiones de práctica. Por lo tanto, podemos afirmar que la posibilidad de sufrir una inadaptación tisular por sobrecarga y desarrollar un proceso lesivo puede venir precedida de un aumento de esos parámetros unidos a un descanso reducido (Giménez et al., 2014), pudiendo verse reflejada a múltiples niveles. Por tanto, a continuación, se hará un breve repaso de diferentes lesiones según las estructuras dañadas.

### 3.1 Lesiones óseas

Las funciones principales del esqueleto son: proteger a los órganos, ser el depósito de calcio más importante del organismo, producir células sanguíneas y, junto al sistema muscular, servir de palanca del aparato locomotor. Los osteocitos, osteoblastos y osteoclastos, junto a las fibras de colágeno y a la matriz extracelular, componen el hueso, dotando de mayor resistencia a las cargas soportadas por cada articulación.

Precisamente, uno de los factores determinantes en la aparición de una lesión ósea será la capacidad elástica del hueso durante la resistencia de esas cargas, siendo las fibras de colágeno el elemento más determinante (Stevens, 1998).

Al igual que se hacía previamente de forma genérica, la clasificación más común divide las fracturas óseas en agudas o fracturas por esfuerzo. Las fracturas agudas son debidas a un traumatismo agudo que supera la resistencia de los tejidos. Las fracturas por esfuerzo se deben a cargas repetidas en la estructura ósea. Estas fracturas podrán ser completas o incompletas, denominadas estas también fisuras óseas (Figura 7).



A

B

Figura 7. A = ejemplo de una fractura completa. B = ejemplo de una fractura incompleta (fisura ósea).

### 3.2 Lesiones musculares

Dentro de esta tipología lesiva, las lesiones musculares responden a tres mecanismos bastante diferenciados. El primero es la distensión muscular (Figura 8), que se produce a menudo en la unión músculo-tendinosa durante ejercicios que impliquen actividad excéntrica máxima. El síntoma más común es un dolor localizado, con la consiguiente hipersensibilidad y disminución de la función contráctil (Balius y Pedret,



Figura 8. Ejemplo de edema por distensión.

2013) que con frecuencia también se acompaña de hinchazón o edema interno. En segundo lugar, las lesiones musculares por traumatismo directo, que va a producir contusión en el músculo afectado.

Por último, las laceraciones o desgarros musculares, que suelen producirse mediante la participación involuntaria de un implemento de riesgo conocido y tras una secuencia imprecisa en algún gesto técnico, como por ejemplo, con la cuchilla de patines en patinaje artístico o un stick de hockey sobre hielo. Finalmente, podría hablarse de la rigidez muscular o dolor muscular de comienzo tardío (Figura 9).

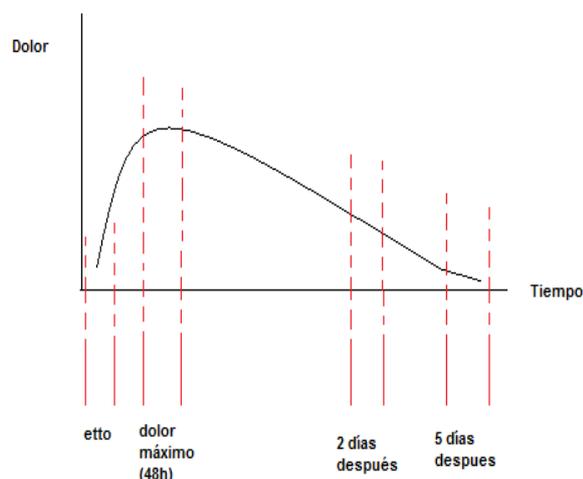


Figura 9. Representación del dolor muscular de comienzo tardío desde que se produce el entrenamiento hasta su desaparición.

Se trata de un síntoma molesto que aparece después de un ejercicio no habitual que lleva a cabo la persona que practica actividad física. Este proceso suele dar justo después de haber superado una lesión (fase 0), aunque algunos autores como Bahr y Maehlum (2007) lo relacionan con la ejecución de entrenamientos excéntricos intensivos. Este dolor muscular de aparición tardía es una consecuencia de la desestructuración de la arquitectura muscular esquelética que se acompaña de una reducción del 15% aproximadamente de la fuerza muscular, aunque esta pérdida es de factor temporal.

### 3.3 Lesiones tendinosas

La función principal del tendón es unir el músculo al hueso, transmitiendo la fuerza de la estructura muscular a la ósea y aportando a la articulación movilidad y estabilidad (Angulo, 2010). Estructuralmente, el tendón es muy parecido al ligamento, siendo su composición principalmente de colágeno.

La diferencia principal entre ambos radica en la organización estricta de las fibras de colágeno en haces paralelos de tamaño diferente. Al igual que en otras estructuras, las lesiones tendinosas pueden ser agudas o por uso excesivo. Uno de los factores de riesgo en su mecanismo lesional reside en la localización superficial de los tendones, ya que es la causa por la cual un traumatismo de gran consideración pueda originar una lesión tendinosa. Lógicamente, la rotura total o parcial del tendón se producirá cuando la fuerza externa producida sea mayor a la asimilada por el tendón (Figura 10).

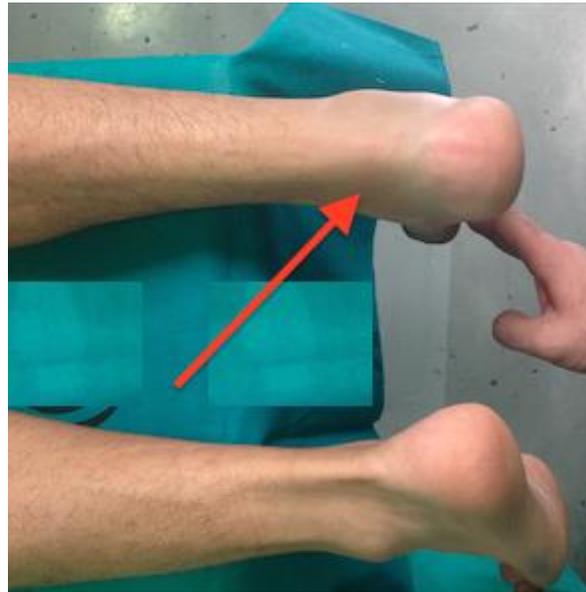


Figura 10. Inflamación y pérdida del relieve tendinoso debido a lesión en el tendón de Aquiles.

### 3.3 Lesiones cartilagosas

Los cartílagos pueden clasificarse en tres tipos: elástico, fibrocartílago e hialino. Este último es el de mayor importancia, pues reviste a la mayoría de las superficies articulares y lo integran varias capas. En su capa más superficial, la matriz extracelular se organiza horizontalmente, mientras que en las capas más profundas, la organización celular es vertical. Independientemente de esta organización, estas capas conforman el grosor del cartílago. Autores como Martínez-Hernández et al. (2014) establecieron una relación entre cartílago y riesgo de lesión, incrementándose el riesgo a medida que se desgasta o reduce este cartílago. Esta disminución depende de las propiedades del propio cartílago (ej. contenido de colágeno) y su propia estructura. La organización del colágeno se hace en redes de fibrillas largas, que contienen a su vez proteoglicanos insertados en ella, de gran capacidad de absorción de agua.

En la relación de carga y deformación del cartílago hialino, la disposición horizontal del colágeno en la superficie articular es fundamental. Parece ser una estructura multidireccional en la región media y vertical en las capas más profundas lo que supone que al iniciarse la carga, las fibras presenten una apariencia ondulada. Si la carga

aumenta, la deformación sufre un proceso lineal, y las fibras de colágeno se distienden hasta desgarrarse. Este proceso ocurre en principio a modo de fibras individuales y más tarde en grupos más extensos de fibras. Por su parte, los fibrocartílagos son sustancias muy resistentes y flexibles que aparecen cerca de las articulaciones, y forman una superficie protectora entre ligamentos, tendones y hueso. El caso más claro es el de los meniscos fibrocartilaginosos, los cuales ayudan a mejorar la unión de las superficies cartilaginosas hialinas del cóndilo femoral y del platillo tibial, absorbiendo diversos impactos a los que se ve sometida la articulación de la rodilla.

La principal diferencia entre los fibrocartílagos y el cartílago hialino es que solo los primeros presentan suministro sanguíneo y nervioso. Debido a ello, la capacidad de auto-reparación del cartílago hialino es limitada, ya que el suministro sanguíneo es escaso. Por ello, después de una lesión de cartílago la posibilidad de desarrollar artrosis es mayor, debido a su escasa capacidad de regeneración. Estas zonas se diferencian visualmente por tener un tono diferente. En el caso concreto de los meniscos, esta zona es la zona roja o porción externa (Figura 11).

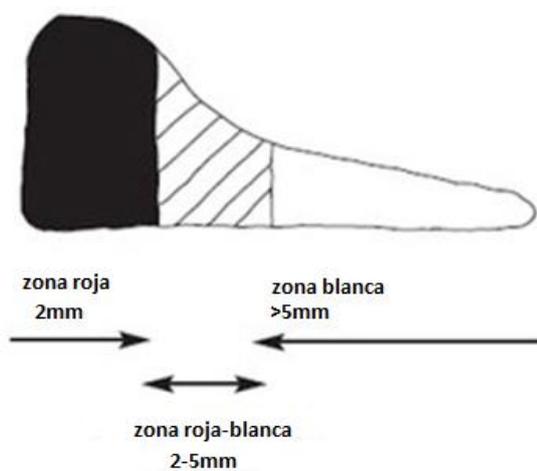


Figura 11. Representación de la zona roja (zona de suministro sanguíneo y nervioso) de un menisco.

La principal diferencia entre los fibrocartílagos y el cartílago hialino es que solo los primeros presentan suministro sanguíneo y nervioso. Debido a ello, la capacidad de auto-reparación del cartílago hialino es limitada, ya que el suministro sanguíneo es escaso. Por ello, después de una lesión de cartílago la posibilidad de desarrollar artrosis es mayor, debido a su escasa capacidad de regeneración. Estas zonas se diferencian visualmente por tener un tono diferente. En el caso concreto de los meniscos, esta zona es la zona roja o porción externa (Figura 11).

Las principales lesiones del cartílago suelen producirse como consecuencia de contusiones agudas o bien por fuerzas de cizallamiento. Por lo general, las contusiones

agudas ocasionan rupturas y las fuerzas de cizallamiento desgarran verticales y horizontales. Las lesiones de cartílago suelen tener una relación con las lesiones agudas de ligamentos. Tanto es así, que Bahr y Maehlum (2007) describen que entre el 5% y el 7% de pacientes muestran lesión cartilaginosa de más de 2 cm<sup>2</sup> después de lesión aguda de ligamentos de rodilla. En concreto, estos autores reportan que el 20% de personas que sufren lesiones del LCA presentan también lesiones cartilaginosas localizadas.

### **3.4 Lesiones ligamentosas**

La función principal de los ligamentos es la de sostener y estabilizar de manera pasiva a la articulación. Están compuestos fundamentalmente de tejido colágeno, proteoglicano y otras células de tipo fibroblastos (productores de colágeno y elastina). Histológicamente, podemos encontrar un componente celular (fibroblastos y fibrocitos), la matriz extracelular (de componente fibrilar inmerso en componente amorfo o sustancia fundamental) y el plasma intersticial (Stevens, 1998; VanMow, 2005).

La manera en la que están orientadas las fibras de colágeno puede ser paralela, oblicua o de espiral, dependiendo de la función de cada ligamento. Angulo y Dobao (2010) nos indican una disposición de las fibras de colágeno en los ligamentos dependiendo de la dirección de las fuerzas que tiene que soportar cada ligamento. Por este motivo, antes de producirse la lesión, las fibras de colágeno almacenan gran cantidad de energía antes de la deformación. Por su parte, las fibras elásticas o de elastinas, estas son mucho más finas que las de colágeno y se caracterizan fundamentalmente porque ceden ante mínimas fuerzas de tracción, llegando a estirarse hasta un 160% antes de su ruptura (Angulo y Dobao, 2010).

Ante una deformación por tracción del ligamento se produce un reclutamiento de fibras ligamentosas progresiva, que evita la tensión en las fibras del tejido. La sollicitación se mantiene progresiva, estando sólo algunas partes sometidas a estiramiento y presentando un aumento de tensión antes que otras. Este proceso permite pequeños desplazamientos de la articulación soportando una mínima tensión que, en ocasiones, da lugar a un incremento de la resistencia ligamentosa debido al aumento de deformación cuando se sobrepasa el límite articular (Bigliani, 1992; Nordin y Frankel, 2004; Ivancic et al., 2008). Si la tensión máxima soportada se mantiene podría producirse la ruptura total del ligamento (Figura 12). Una vez que desaparezca la fuerza de tracción y por

tanto la tensión mantenida, el ligamento vuelve a su tensión y longitud inicial. Es en este momento cuando aparece el fenómeno de histéresis (Solomonow, 2009), entendido como el retardo en la recuperación de una posición previa tras una tracción.

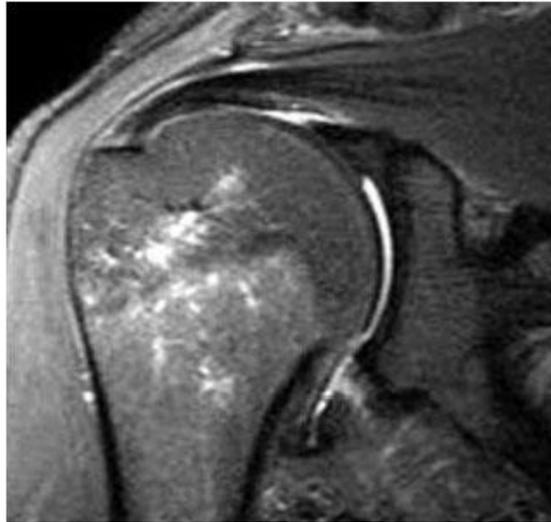


Figura 12. Ruptura del ligamento glenohumeral inferior.

En este proceso, el tiempo al que haya estado sometido el ligamento a la fuerza de tracción es fundamental para que vuelva a su estado inicial y la deformación producida se restituya (Oatis, 2003). El fenómeno de histéresis aparece gracias a la propiedad viscoelástica del ligamento, la cual origina una pérdida de energía debido a la deformación (Figura 13). En definitiva, a mayor duración de la fuerza soportada mayor será la probabilidad de deformidad del ligamento.

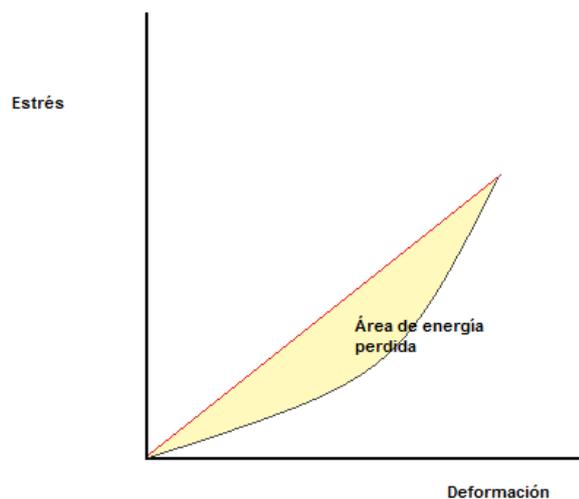


Figura 13. Representación del área de pérdida de energía debida a la deformación mantenida en el ligamento.

A la hora de clasificar estas lesiones ligamentosas suele hacerse una división por grados que dependerá de la localización del dolor, la existencia de edema e inflamación, soporte de cargas o la propia inestabilidad de la articulación.

En primer lugar, la lesión de ligamento grado I, es aquella que se caracteriza por no existir demasiada inflamación y dolor moderado, con edema inexistente o leve y local, acompañándose de una movilidad casi normal sin inestabilidad. En segundo lugar, la lesión de ligamento grado II, donde aparece un gran dolor e inflamación, con pérdida importante de la movilidad e inestabilidad, y dificultad para soportar cargas. Finalmente, la lesión de ligamento grado III, la cual es extremadamente dolorosa, acompañada de gran inflamación y hematoma intenso y difuso, con pérdida total de la movilidad e imposibilidad de soportar carga sin dolor.

Una vez analizadas las lesiones físico-deportivas desde un prisma genérico, la literatura refleja el peso que tienen, en concreto, las lesiones en los MMII, cuyo porcentaje respecto al resto de lesiones es sensiblemente superior (Garrido-Chamorro et al., 2009; Renee et al., 2009; Wong y Hong, 2005). Por ello, el siguiente capítulo abordará un análisis más profundo de las lesiones en los MMII.



# **PRINCIPALES LESIONES EN EL MIEMBRO INFERIOR**

#### **4. PRINCIPALES LESIONES EN EL MIEMBRO INFERIOR**

Las lesiones en los MMII constituyen el mayor porcentaje lesivo para el practicante de actividad física, tanto en deportistas profesionales como en no profesionales (Marante et al., 2002; Price et al., 2004; Marshall et al., 2007; Shankar et al., 2007). En un estudio de más de 25.000 lesiones registradas durante 15 años, Renee et al. (2010) mostraron que el 53% del total de lesiones se daban en los MMII frente al 35% de los superiores. Estas lesiones estaban más relacionadas con prácticas en deportes de equipo y en edades comprendidas desde los 16 años a los 30 años. Por su parte, Marante et al. (2002) sugirieron que el mayor porcentaje de lesiones en deportistas amateur se daba en MMII y en edades similares al anterior estudio, siendo la rodilla y el tobillo las articulaciones que más sufrían. En la última década, se ha incrementado notablemente el porcentaje de lesiones registradas, y en especial en los MMII (Steinacker et al., 2001), lo que podría deberse a que la práctica de ejercicio físico como búsqueda del bienestar y la salud ha aumentado notablemente (Hohmann et al., 2004; Jui-Ray y Kohandel, 2010). En la misma línea, trabajos como los de Hootmann et al. (2002), quienes investigaron las lesiones en los MMII en adultos que practican deporte de manera recreativa, recopilan información sobre el número de lesiones que se produjeron durante 5 años, determinando un total de 3090 personas lesionadas en los MMII. Relacionaron las lesiones a la práctica o no de actividad física, y mostraron que sujetos físicamente activos tenían menos probabilidad de padecer lesiones. Por su parte, King y Gissane (2009) estudiaron las lesiones en deportistas de rugby no profesionales. En esta ocasión, el 43,1% de las lesiones se produjeron en MMII, frente al 27,5% de los MMSS. Recientemente, Beijsterveldt et al. (2013) mostraron datos sobre las lesiones en futbolistas amateur, donde el porcentaje de lesiones en los MMII fue muy superior respecto al resto de lesiones (85,1%).

Como se ha indicado, independientemente del nivel o tipo de práctica, el mayor porcentaje de lesiones se sitúa en los MMII y, desde el prisma clínico, casi el 50% de las lesiones deportivas se centran en la articulación de la rodilla (Cochrane et al., 2010). Existe una gran variedad de elementos que intervienen en la estabilización de la rodilla (Figura 14) que deben conocerse para garantizar seguridad de estas estructuras.

Estructura ósea	Tibia
	Peroné
	Fémur
	Rótula
Estructura muscular	Cuádriceps Crural (Vasto Lateral, Vasto Medial, Vasto Intermedio y Recto Femoral)
	Musculatura Isquiotibial (Semimembranoso, Semitendinoso y Bíceps Femoral)
	Sartorio
	Grácil
	Tibial Anterior
	Gastrocnemio lateral y Gastrocnemio Medial
	Poplíteo
Estructura Tendinosa	Tendón del cuádriceps femoral
	Tendón Rotuliano
Estructura Meniscal	Menisco Interno
	Menisco Externo
Estructura Ligamentosa	Ligamento Lateral Interno (LLI)
	Ligamento Lateral Externo (LLE)
	Ligamento Cruzado anterior (LCA)
	Ligamento Cruzado Posterior (LCP)

Figura 14. Elementos que componen el complejo articular de la rodilla.

Es la inestabilidad de rodilla la que provoca el cuadro lesivo en la articulación de rodilla y de tobillo. Desde el prisma tipológico, los problemas en el LCA de la rodilla y en el LLE de tobillo son las lesiones más frecuentes en los sujetos que practican actividad física (Shimokochi et al., 2008). En este sentido, la lesión del LCA es una de la más reportada en la literatura (Prodromos et al., 2007). Anatómicamente, este ligamento se extiende desde la fosa intercondílea de la tibia arriba y atrás, hasta la fosa intercondílea del fémur. En la mayoría de las ocasiones la lesión aparece cuando el pie está apoyado

en el suelo y la rodilla rota en valgo o en varo y se mantiene recta. En este caso, el mecanismo lesivo se produce sin traumatismo. Por otro lado, la lesión puede venir por una hiperextensión máxima en un gesto técnico, o por un traumatismo en valgo.

Son muchos los factores que pueden condicionar estas lesiones, entre los que destacan el género o el propio nivel de práctica. Desde el punto de vista del género, la literatura también muestra las diferencias entre hombres y mujeres sobre las lesiones en los MMII. Es posible sostener la idea de que las mujeres tienen mayor riesgo de lesión de rodilla que los hombres (Abián et al., 2008; Sañudo et al., 2012), debido a las diferencias biomecánicas que presenta el género femenino (Decker et al., 2003; Pflum et al., 2004). Sin embargo, debemos reportar más trabajos rigurosos sobre las diferencias de género en las lesiones en los MMII en sujetos físicamente activos. Por otro lado, aunque la literatura se acerca cada vez más al análisis de lo que sucede en personas que practican una actividad física de manera regular y no competitiva, las aportaciones sobre qué factores tienen una incidencia directa sobre los mecanismos lesivos de MMII en poblaciones amateur son escasas. A continuación se pretende analizar los mecanismos que según la literatura están más relacionados con el desencadenamiento de lesiones en los MMII.



**MECANISMOS LESIVOS  
RELACIONADOS CON LAS LESIONES  
DE RODILLA Y TOBILLO**

## **5. MECANISMOS LESIVOS RELACIONADOS CON LAS LESIONES DE RODILLA Y TOBILLO**

El mecanismo de lesión es el proceso a través del cual el sujeto manifiesta una lesión como respuesta a una acción determinada. Para Bahr y Krosshaug (2005), este concepto no está definido con detalle, y son los aspectos biomecánicos implicados en el proceso lesivo los responsables del desencadenamiento de uno u otro tipo de mecanismo. Podrían diferenciarse cuatro procesos:

- a) situaciones de la propia práctica
- b) comportamiento con el oponente
- c) biomecánica corporal de los segmentos corporales
- d) biomecánica de los tejidos y articulaciones implicadas en la lesión.

De ese modo, los mecanismos de lesión se acentúan en virtud de la relación con diversos factores de riesgo. Estos factores, intrínsecos y extrínsecos, serán desarrollados en el capítulo 6. A pesar de todo, los factores han sido expuestos como elementos implicados que explican la existencia de lesiones, con especial atención en las que acontecen en la rodilla y el tobillo. Numerosos estudios dirigen sus resultados hacia varios mecanismos que se relacionan con el riesgo de lesión, destacando la tensión excéntrica durante la fase de swing en la carrera, frenadas, aterrizajes y cambios de dirección (Donnelly, 2012).

El primero de estos mecanismos, la fase de swing, se define como la fase de balanceo de la pierna libre de impacto. Numerosos autores han establecido en el final de esta fase un aumento de la probabilidad de sufrir una lesión en la musculatura isquiotibial debido a una mayor activación de la musculatura instantes antes del apoyo con el suelo (Yu et al., 2008; Chumanov et al., 2011). Los autores justifican este mecanismo debido a una extensión de rodilla acompañada de una flexión de cadera, lo que proporciona una sollicitación extrema de la musculatura posterior del muslo. Según Hoyo et al. (2013), la unión miotendinosa del bíceps femoral es una de las más castigadas en este sentido, existiendo una prevalencia importante en deportes con fases destacadas de aceleraciones (Drezner, 2003). En la Figura 15 se puede observar la sollicitación de la musculatura isquiotibial dependiendo de la fase de la carrera y puede observarse cómo en la fase de swing, la musculatura de la pierna que desacelera para preparar el siguiente apoyo

manifiesta la mayor activación. Esta musculatura absorbe toda la energía del miembro inferior y favorece al proceso lesivo.

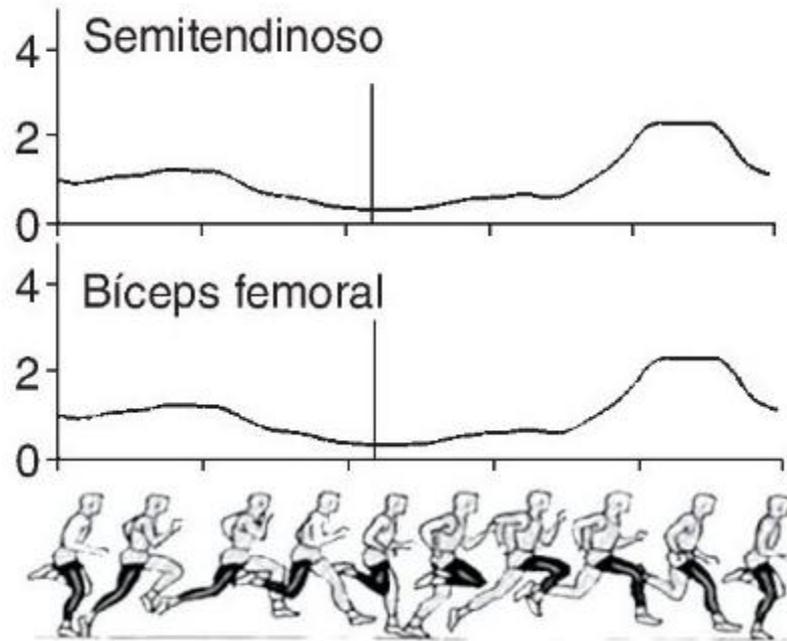


Figura 15. Solicitación del músculo semitendinoso y bíceps femoral en las distintas fases de carrera. Tomado de de Hoyo et al. (2013).

Un segundo mecanismo de lesión de rodilla y tobillo es el descrito a través de desaceleraciones en momentos de frenada, ya que la inercia del propio movimiento provoca un desplazamiento del centro de gravedad, provocando que durante el corto periodo de tiempo de frenado se incremente la implicación de la musculatura excéntrica, incrementando la sollicitación de los extensores de rodilla (Mendiguchia et al., 2013).

A pesar de haber separado los principales mecanismos que implican un aumento del riesgo de lesión, podemos decir que los aterrizajes y los cambios de dirección engloban tanto la fase de swing como la de frenado (Figura 16).

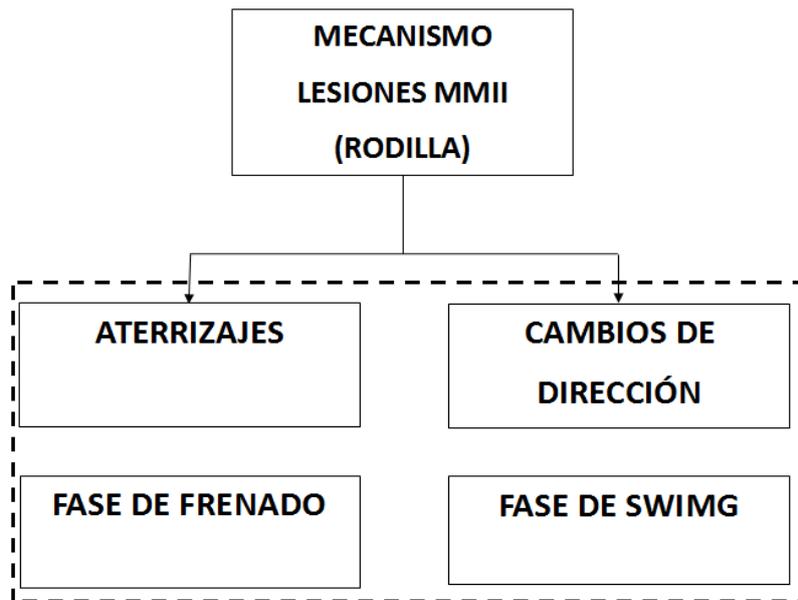


Figura 16. Mecanismos de lesiones de rodilla.

Aunque la fase de swing y la de frenado en cualquier gesto deportivo están relacionadas con el incremento del riesgo de lesión de rodilla en situaciones de no contacto, los autores coinciden en destacar los aterrizajes tras un salto y los cambios de dirección como las dos situaciones con mayor relación con lesiones de rodilla (Kristiansslund y Krosshaug, 2013), siendo el momento de impacto contra el suelo el más determinante (Steinacker et al., 2001).

Durante los aterrizajes y cambios de dirección, el LCA juega un papel crucial en el desarrollo de la lesión, pues funciona como elemento de frenado, impidiendo la traslación tibial y soportando un gran estrés dentro de la articulación. Técnicamente, estos mecanismos de lesión pueden ser descritos a través de factores cinemáticos, cinéticos y de electromiografía (EMG). Zebis et al. (2008) mostraban la importancia de las *ground reaction forces* o *fuerzas de reacción contra el suelo* (GRF) asociadas a la estabilidad de la rodilla y, por tanto, su relación cinética con las lesiones en esta articulación. Por su parte, Pollard et al. (2010) incluían la extensión de rodilla como elemento cinemático crítico en el desencadenamiento de lesión del LCA. Finalmente, Andersson (2012) focalizaba los factores EMG como mecanismo clave en la predicción de lesiones de la rodilla.

## 5.1 Aterrizajes

El aterrizaje tras un salto representa uno de los gestos deportivos que con mayor frecuencia desencadena lesiones de rodilla. Normalmente, las personas que realizan actividad física realizan un número elevado de aterrizajes caracterizados fundamentalmente por ser una acción monopodal compleja. Autores como Wheinhandl et al. (2010) relacionan los aterrizajes monopodales con una incidencia mayor que los bipodales, atribuyéndoles diferencias significativas en la cinética y cinemática del gesto.

En el gesto técnico del aterrizaje, la estrategia biomecánica propia de cada sujeto hará que el estrés soportado por la articulación sea mayor o menor en función de la capacidad de amortiguación de la estructura articular. De este modo, el contacto inicial y el momento de máxima flexión de la rodilla han sido expresados como los momentos de mayor riesgo lesivo (Bencke y Zebis, 2011; Hewett et al., 2005). Sin embargo, y a pesar de la relevancia demostrada por los aterrizajes monopodales en cuanto al incremento del riesgo de lesión de la articulación de la rodilla y el tobillo, existen distintas formas de evaluación de estos aterrizajes, no existiendo un consenso al respecto. Autores como Hewett et al. (1996), Cowleen y Steele (2001), Chappel et al. (2002) y Yu et al (2005) presentaron datos referidos a cinemática y cinética en alturas alcanzadas previo a un salto máximo y caída monopodal. Una metodología similar fue empleada por autores como Ferdinand, Beilby, Law y Tomlinson (2008) y Cross (2013) estudiaron aterrizajes de deportes específicos como el netball. Sin embargo, Swartz et al. (2005) evaluaron el aterrizaje desde el 50% de la altura máxima de un salto, mientras que otros autores han utilizado protocolos de aterrizaje con alturas específicas desde 60 cm (Decker et al., 2007; Kernozek et al., 2007), hasta los 30 cm (Ford et al., 2003; Fong et al., 2009; Kristianslund y Krosshaug, 2013).

Independientemente de la metodología utilizada, lo que parece lógico es estandarizar la altura del salto y su posterior aterrizaje monopodal, pues será determinante en el propio mecanismo de lesión (Fagenbaum y Darling, 2003; Ford et al., 2003; Kernozek et al., 2005; Zazulak et al., 2005). Además, parece acertado indicar cuáles son las variables que inciden en un mayor riesgo de lesión de rodilla entre las que destacarían la activación muscular, abducción de rodilla, rotación interna, aumento del pico de fuerza y el grado de extensión de la rodilla en momentos de aterrizaje (Chapell et al., 2002; Ford et al., 2005; Hewett et al., 2006; Pappas et al., 2007; Pollard et al., 2010;

Yamazaky y Muneta, 2010), Todos estos factores se acrecientan al analizar aterrizajes monopodales (van der Harst et al., 2007).

## **5.2 Cambios de dirección**

Los cambios de dirección también han sido analizados en relación con las lesiones de rodilla (Kristiansslund y Krosshaug, 2013). Como se indicó previamente, las actividades físicas con alto componente dinámico conllevan un mayor índice de lesión de rodilla (Garrido-Chamorro et al., 2009). Sin embargo, Torry et al. (2011) señalan que existe gran dificultad en cuanto a la evaluación en vivo de los múltiples contactos entre deportista y el suelo, determinándose una relación estrecha entre las rotaciones y las traslaciones tibiales en los aterrizajes y cambios de dirección con un aumento claro del riesgo de lesión de rodilla. Sin embargo, a pesar de estos indicios, son escasos los estudios que han analizado el comportamiento de la articulación de la rodilla en cambios de dirección.

Dempsey et al. (2007) desarrollaron un estudio en el que se evaluaban nueve tareas impuestas de cambios de dirección (esquive de un obstáculo). Analizaron la flexión y el valgo de rodilla, flexión lateral y rotación del tronco y GRF's. Estos autores contemplaron la posibilidad de un incremento del riesgo de lesión de rodilla debido a las cargas soportadas por la articulación, y que la cinemática descrita por cada deportista va a atenuar dichas cargas en función de la flexión de rodilla y la carga ejercida en el momento de valgo. Por su parte, Cochrane et al. (2010) llevaron a cabo un estudio donde valoraban la estabilidad de la rodilla de deportistas en tres situaciones distintas: al pasar a trote sobre una plataforma de fuerza en línea recta, en cambios de dirección esquivando un punto a 30° y 60° respecto a la vertical y cambiando la dirección cruzándose a 60°. Una semana antes de implantar un programa de entrenamiento preventivo, se midieron los momentos de fuerza, GRF, valgo, varo y flexión de rodilla en el momento de esquivar. Los investigadores hallaron una reducción del momento de fuerza y de la extensión de rodilla en los cambios de dirección, lo que relacionaron con una disminución del riesgo de lesión.

Autores como Stoffel et al. (2010) estudiaron cómo se comportaba la articulación de la rodilla en situaciones de cambio de dirección, concretamente, esquivando un punto a

45° y comparándolo con el paso sobre una plataforma de fuerza en carrera en línea recta a una velocidad constante ( $5,5 \pm 0,5$  m/s) controlada por células fotoeléctricas. Se comparó la ejecución del test con y sin vendaje funcional tanto en rodilla como en tobillo. En la rodilla, los resultados mostraron que con el vendaje se reducía el pico de fuerza en rotación interna y en varo. Sin embargo, los autores concluían que las lesiones en el LCA podrían producirse por el aumento del impulso en valgo en el momento de cambio de dirección en situaciones de esquivar que se realicen con el robillo vendando. También Beaulieu, Lamontagne y Xu (2008) llevaron a cabo un estudio donde medían variables cinemáticas y EMG en la rodilla (vasto lateral, vasto medial, recto femoral, bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnemio lateral, gastrocnemio medial y tibial anterior) en situaciones de cambios de dirección. En esta ocasión, las pruebas eran: carrera en línea recta, esquivar un obstáculo con un ángulo de 45° y una parada de la carrera encima de la plataforma de fuerza. La velocidad de carrera con la que los sujetos llegaban hasta la plataforma de fuerza fue controlada por células fotoeléctricas, siendo válida cuando mostraba valores entre 4 y 5 m/s ( $\pm 0,5$  m/s). Como resultado principal, los autores mostraron que las mujeres adoptaban unas estrategias diferentes de reclutamiento de la unidad motora, con una frecuencia EMG menor en la parte lateral isquiotibial. También las mujeres manifestaron una tensión mayor en el LCA en el GRF pico. Estas diferencias pueden contribuir al establecimiento de las posibles diferencias entre género en las tasas de lesión del LCA. Finalmente, autores como Hanson et al. (2008) también investigaron la activación EMG del recto femoral, vasto lateral, zona media de semimembranoso y semitendinoso, bíceps femoral, glúteo mediano y glúteo mayor, junto con las VGRF en cambios abiertos hacia 60°. Los autores determinaron que las mujeres reflejaban una mayor actividad EMG en el vasto lateral y un ratio de co-activación mayor que los hombres. Esta activación de la musculatura anterior se relacionó con un incremento del riesgo de lesión del LCA en mujeres.

Una vez analizados los mecanismos desencadenantes de las lesiones de rodilla, se hace evidente la necesidad de evaluar cuáles son los factores asociados al incremento de ese riesgo, lo que nos permitirá adelantarnos al evento lesivo, o al menos, reducir la probabilidad de que se desarrolle. Por ello, en el siguiente capítulo se abordarán los factores de riesgo y se analizarán las posibles variables que podrían predisponer a la lesión.

**FACTORES DE RIESGO QUE PODRÍAN  
PREDISPONER A LA LESIÓN DE  
RODILLA: ANÁLISIS DE LAS  
VARIABLES CINÉTICAS,  
CINEMÁTICAS Y  
ELECTROMIOGRÁFICAS**



## **6. FACTORES DE RIESGO QUE PODRÍAN PREDISPONER A LA LESIÓN DE RODILLA: ANÁLISIS DE LAS VARIABLES CINÉTICAS, CINEMÁTICAS Y ELECTROMIOGRÁFICAS.**

Como se ha mencionado en el apartado anterior, los factores que predisponen a la aparición de cualquier lesión son diversos y estarían condicionados por componentes tanto internos como externos. Si se profundiza en el análisis de los factores de riesgo que predisponen a una lesión sin contacto en los MMII pueden observarse diversas clasificaciones a la hora de diferenciar los factores extrínsecos y factores intrínsecos que condicionan el proceso lesivo. Se resumen a continuación (Figura 17), los más comunes:

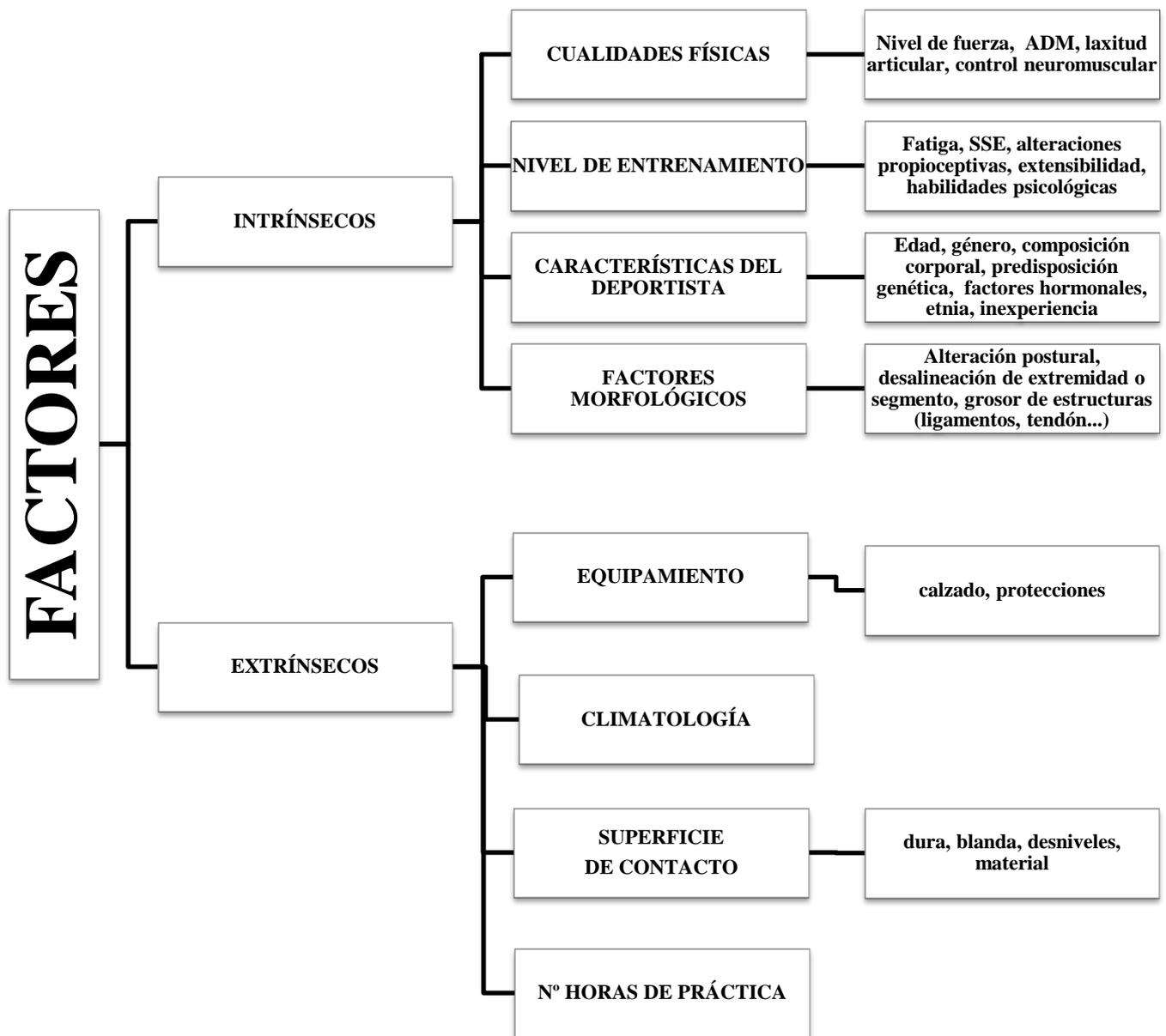


Figura 17. Factores que predisponen al desarrollo de una lesión de los MMII.

Entre todos ellos, Griffin et al. (2006) y Renstrom et al. (2008) llevaron a cabo una clasificación más concreta de las causas de lesión de rodilla. Estos autores relacionaron el mecanismo lesional con los siguientes factores:

- *Factores ambientales:* superficie de práctica, equipamiento de protección, meteorología y calzado deportivo.
- *Factores anatómicos:* alineación de la extremidad inferior, laxitud articular, fuerza muscular, surco intercondíleo y tamaño del LCA.
- *Factores hormonales:* efecto de los estrógenos sobre las propiedades del LCA y momento del ciclo menstrual (fase preovulatoria).
- *Factores biomecánicos:* alteración del control neuromuscular que influye en los patrones de movimiento y en las cargas.
- *Otros factores:* fatiga como aumento de posibilidad lesiva sin contacto.

Por su parte, autores como Meeuwisse (1994) y McIntochs (2005), Bahr y Krosshaug (2005) y Romero y Tous (2010) también han intentado explicar los mecanismos de lesión en el deporte a través de diversos modelos. En definitiva, uno de los principales objetivos de estos autores ha sido crear, de manera gráfica, un esquema de la realidad vivida por el deportista en relación a la posibilidad inherente a la propia práctica de sufrir una lesión. En la Figura 18, se representa un modelo explicativo basado en las aportaciones de estos autores y que pretende orientar al lector sobre cómo multitud de factores interaccionan entre sí y pueden predisponer al deportista a sufrir una lesión. Atendiendo a estos factores los mecanismos desarrollados durante el gesto técnico condicionan definitivamente la aparición de la lesión.

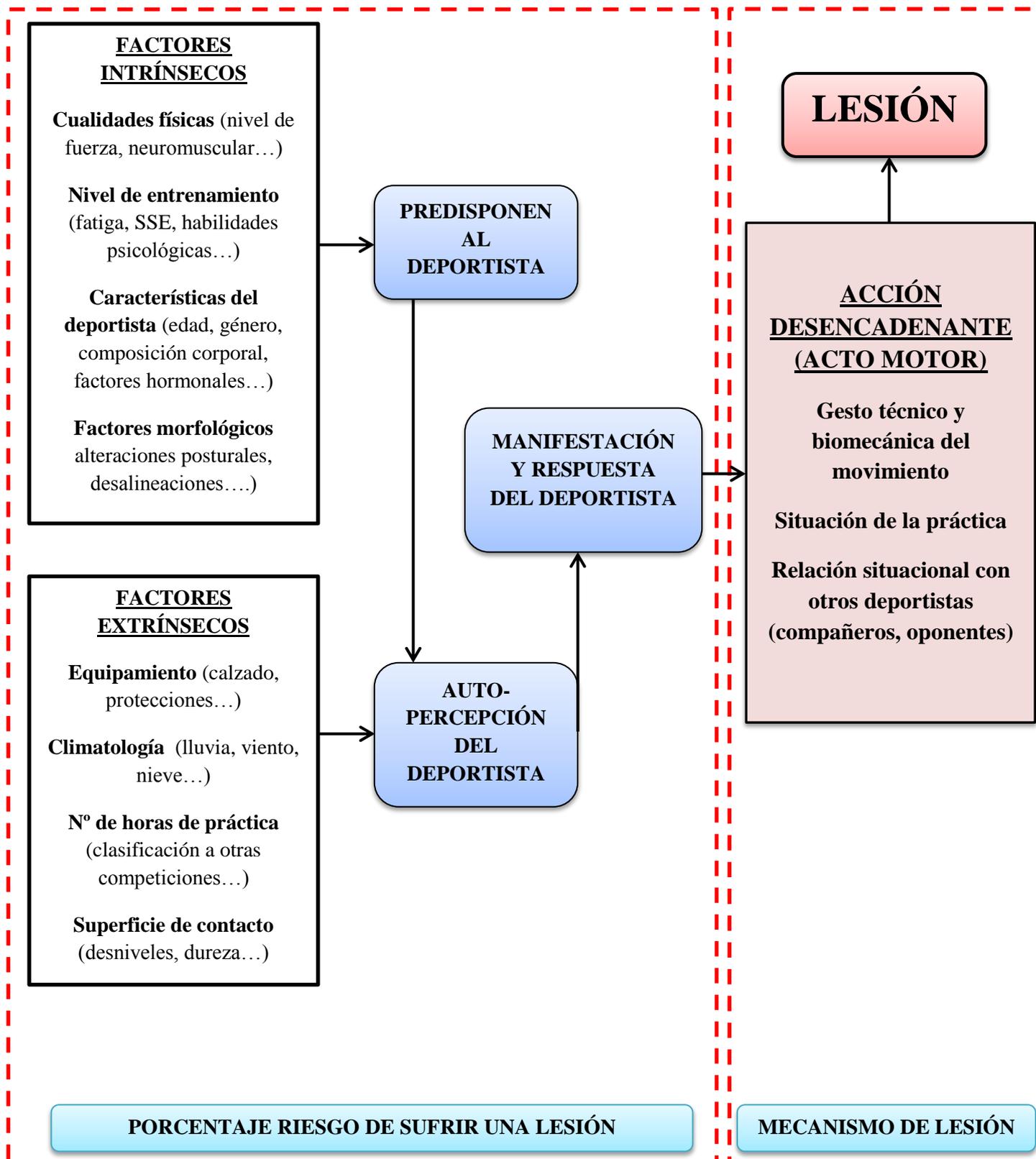


Figura 18. Modelo propio del desencadenamiento de lesiones en el deporte.

En el modelo mostrado en la Figura 18 se refleja la relación entre los factores internos, externos, su influencia sobre la posibilidad de desarrollar una lesión por parte del deportista y su autopercepción sobre las acciones motrices desencadenantes de esta lesión. Durante estas acciones se producen los mecanismos de lesión más importantes y, dependiendo de la interacción entre los diferentes factores de riesgo, predisposición y autopercepción del deportista, su respuesta motriz y los mecanismos lesivos, tendrá como resultado el incremento del riesgo de lesión. Desde hace más de tres décadas, son muchas las investigaciones que han intentado examinar el riesgo potencial de lesiones de rodilla. A pesar de que el mecanismo desencadenante de una lesión es un proceso multifactorial y dependiente tanto de factores intrínsecos como extrínsecos, cabe destacar los factores de riesgo anatómicos, biomecánicos y neuromusculares durante aterrizajes y cambios de dirección como los más determinantes (Shultz etl al., 2010).

Según el estado de la literatura en la actualidad, los factores cinéticos, cinemáticos y EMG son los más relacionados con la aparición de una lesión. Por este motivo, se presentan a continuación agrupados los factores de riesgo más intensamente relacionados con la lesión de rodilla desde el punto de vista intrínseco en sujetos que realizan actividad físico-deportiva.

## **6.1 Factores cinéticos**

Los factores cinéticos suponen otros elementos trascendentales a la hora de determinar el riesgo de lesión. Si nos remitimos a la tercera Ley de Newton, la fuerza de reacción contra el suelo o GRF es definida como la fuerza vertical total ejercida por la superficie de contacto sobre un sujeto cuando éste realiza cualquier tipo de apoyo (Figura 19).

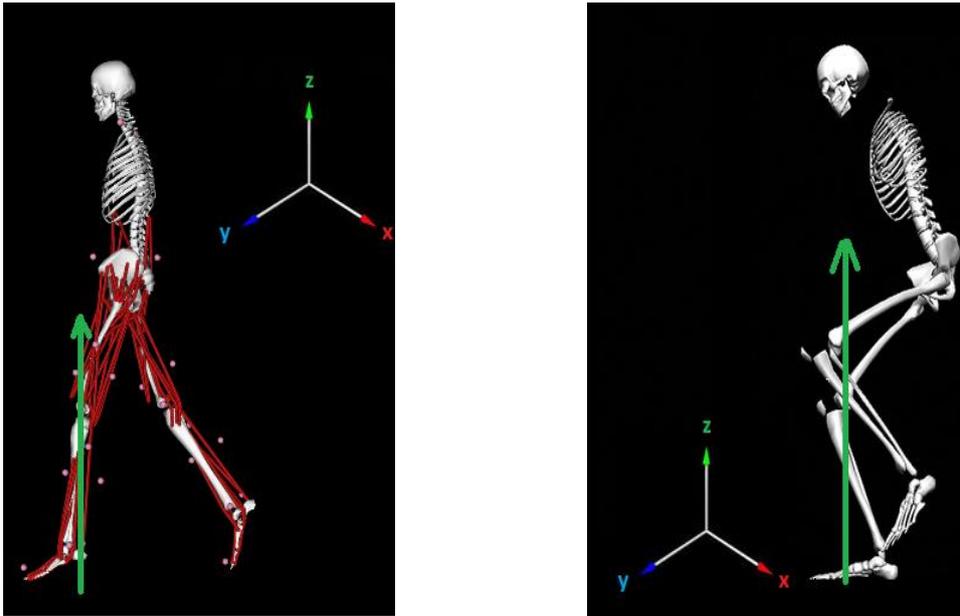


Figura 19. Ejemplo de GRF durante cambio de dirección y aterrizaje.

En este sentido, autores como Hewett et al. (2005) determinaron que altas GRF podrían estar asociadas a lesiones en el LCA. En su estudio, hallaron lesiones en el LCA en 9 sujetos (de 205 analizados) que reflejaban un 20% superior de GRF al resto de participantes.

Por otra parte, el momento de fuerza o torque ha sido mostrado como factor de riesgo de lesión de rodilla (Pollard et al., 2010). En su definición matemática, el momento de fuerza es el producto de la masa por la velocidad, donde la masa se mantiene constante. En este sentido, estrategias biomecánicas durante cambios de dirección o aterrizajes donde se produzcan altas extensiones de rodilla, junto con momentos de fuerza mayores, representan un factor de riesgo para las lesiones de la articulación (Boden et al., 2000; Li et al., 2005a,b). Recientemente comienza a analizarse una variable más novedosa relacionada con el momento de fuerza que contempla, no solo la cantidad de movimiento ejercida, sino el *cambio en la cantidad de movimiento*, lo que se conoce como *impulso mecánico* (Figura 20). Por ello, autores como Sauret (2011) explicaban a través del *impulso* el cambio en el momento de fuerza en la rodilla relacionándolo con un mayor riesgo de lesión en la articulación.

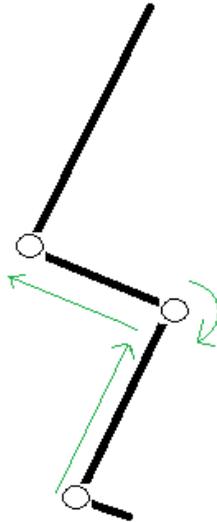


Figura 20. Esquema de la rotación sufrida en la rodilla debido al momento de fuerza e impulso mecánico durante un gesto deportivo.

Otro factor cinético a tener en cuenta a la hora de establecer el riesgo de lesión de rodilla es la *aceleración sufrida por el tobillo o la rodilla* en los diferentes planos. Puesto que se ha definido en la literatura que la fuerza ejercida tanto en un eje vertical (compresiva), como en un eje medio-lateral (Fuerza<sub>ML</sub>) y antero-posterior (Fuerza<sub>AP</sub>) son fundamentales para prevenir lesiones de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes (Sañudo et al., 2012a,b). De esta manera, altas aceleraciones parciales en los tres ejes durante estos movimientos deportivos serán indicativos de un mayor riesgo de lesión en la articulación.

Por su parte, también los factores cinéticos difieren notablemente en función del género. Chappell et al. (2002) encontraron diferencias significativas en la GRF, existiendo un aumento en las mujeres y, por lo tanto, incrementando el riesgo lesivo. Trabajos posteriores de Chappell et al. (2007) han reforzado esta tesis, hallando un incremento del pico de fuerza soportado en mujeres frente a hombres. Además, las diferencias de género en el *impulso* han sido reportadas como factores relacionados con el incremento del riesgo de lesión de rodilla. Autores como Jordan, Aagaard y Herzog (2015) han valorado recientemente el *impulso* durante aterrizajes como elemento desencadenante de lesiones de rodilla. En su estudio sugirieron que las mujeres tenían un impulso menor al de los hombres, aunque dicha disminución podría estar relacionada con una asimetría entre el miembro dominante y el no dominante. Independientemente de esas diferencias, Meyer, Ford y Hewett (2004) reflejaron que en las mujeres existía una

relación importante entre el momento de fuerza y la extensión de rodilla, asociando esta relación a un incremento del riesgo de lesión en las mujeres. En esta línea, Sauret (2011) añadió que un incremento del *impulso* acompañado de un aumento de la extensión de rodilla durante el contacto del pie con el suelo podría aumentar el riesgo de lesión, por lo que si las mujeres manifiestan un *impulso* mayor relativizado con la extensión de rodilla podría suponer un factor de riesgo en sí mismo.

Respecto a la *aceleración*, de nuevo la literatura ha reportado diferencias de género en rodilla y tobillo (Fagenbaum y Darling, 2003; Sañudo et al., 2012a). Un incremento en la aceleración de la rodilla junto con un aumento de la flexión durante aterrizajes puede actuar como mecanismo preventivo de lesiones de rodilla (Faugenbaum y Darling, 2003). Sin embargo, este factor no está aislado; así, el incremento de la aceleración parcial tanto de rodilla como de tobillo sumado al estudio cinemático completo podría ofrecer una información más rigurosa al respecto. Autores como Myer et al. (2005) o Hewett et al. (2006) confirmaron que un bajo control en el eje ML podría indicar un incremento en la abducción de la articulación, incrementándose el riesgo. En un estudio previo (Sañudo et al., 2012a) se confirmó que las mujeres manifestaban una aceleración parcial de rodilla en el eje ML mayor que los hombres, lo cual se relacionaba con un incremento en el riesgo de sufrir una lesión.

## **6.2 Factores cinemáticos**

La evaluación de los movimientos producidos en la articulación de la rodilla desde un plano sagital son comunes en la literatura (Sell et al., 2007; van de Harst et al., 2007; Dai et al., 2014). La extensión de rodilla durante aterrizajes de salto o cambios de dirección suponen uno de los elementos más importantes a la hora de establecer el posible riesgo de lesión. Diversos autores han encontrado en la extensión de rodilla una relación directa con la lesión de la articulación (Chappel et al., 2002; Pappas et al., 2007). Autores como Shimokochi et al. (2008) mostraron en una revisión sistemática que el LCA era más vulnerable en acciones de excesiva extensión de rodilla, pues es cuando este ligamento soporta mayor tensión. Por tanto, resulta importante analizar el ángulo de flexión de rodilla en el primer contacto con el suelo y cuando existe mayor flexión de esta tanto en los aterrizajes como en cambios de dirección.

Por su parte, Yamazaki et al. (2010) junto a esta variable, muestran una clara relación entre el ángulo de flexión de la cadera y el de la rodilla, exponiendo que el ángulo de rodilla varía dependiendo del ángulo de cadera durante el gesto deportivo.

Blackburn et al. (2008) relacionan ambos ángulos (cadera y rodilla) con el del tronco (Figura 21). En este sentido, Powers (2010) sugiere que el centro de gravedad adelantado modifica la estrategia biomecánica del sujeto, explicando que la orientación del tronco en un plano sagital podría influenciar la demanda muscular de la extremidad inferior y condicionar su estabilización. De hecho, este autor reporta una mayor activación de los extensores de rodilla a medida que el tronco consigue una postura más erguida, lo que supone un aumento de la activación EMG del



Figura 21. Relación del ángulo de tobillo, rodilla, cadera y tronco en un plano sagital.

cuádriceps en detrimento de la activación de otras estructuras y, por tanto, acrecentando el riesgo de lesión.

Desde un plano frontal, los ángulos de varo y valgo de rodilla también han sido frecuentemente estudiados (Ford et al., 2003; Yamazaki et al., 2010). El momento de varo es resistido principalmente por las estructuras blandas laterales externas de la rodilla, es decir, el LLE, menisco externo y la banda iliotibial (Winby et al., 2009). En cambio, el momento de valgo es resistido por las estructuras internas de la rodilla, principalmente, por el LLI y menisco interno. En todo caso, el centro de gravedad varía dependiendo de la flexión del tronco pero, sobre todo, de la estabilidad de la pelvis (Power, 2010). Por tanto, la interrelación entre tronco, cadera y rodilla podría explicar un mayor genus varo/valgo de rodilla, incrementando el riesgo de lesión de la articulación a través de un aumento de las fuerzas compresivas producidas en esta articulación (Chang et al., 2005).

De forma paralela a estas variables, el género parece ser un factor importante y diferenciador en el desarrollo de lesiones de rodilla. Las mujeres que practican actividad

física, ya sea profesional, amateur o recreativa, tienen una probabilidad mayor que los hombres de sufrir una lesión de rodilla (Ahmad et al. 2006). Según Hewett (2000), los factores biomecánicos descritos en el género femenino contribuyen a que el riesgo de lesión de rodilla sea mayor que en los hombres. Además de estos factores biomecánicos, las diferencias anatómicas, hormonales y descompensaciones neuromusculares podrían contribuir a estas diferencias en el riesgo de lesión entre hombres y mujeres (Harmon y Ireland, 2000). De hecho, diversos autores han mostrado diferencias significativas entre hombres y mujeres en el incremento del riesgo de lesiones de rodilla (Agel et al., 2005; Ford, 2009). Parece ser que en aterrizajes de salto y cambios de dirección las mujeres manifiestan valores significativamente mayores que los hombres en el ángulo de extensión de rodilla (Pappas et al., 2007). Esta mayor extensión de rodilla durante los gestos deportivos se ha relacionado con un incremento del riesgo de lesión en las féminas (Herman et al., 2009; McGrath, 2009). Además de las diferencias en la extensión de rodilla, el grado de valgo y varo de rodilla también parece ser diferente. Se ha descrito que las mujeres manifiestan un varo significativamente mayor que los hombres (Sttofel et al., 2010) y también un valgo (Cammaranta et al., 2010). El incremento del valgo de rodilla podría explicar una mayor incidencia de lesión en la rodilla de las mujeres (Hewett et al., 2005; Wikstrom et al., 2006), ya que se pueden producir un aumento de las cargas en abducción (Hewett, 2006).

### **6.3 Hallazgos eletromiográficos**

Hasta la fecha, la activación EMG ha sido considerada como el factor decisivo en relación al mecanismo lesivo de lesión de rodilla (Croiser et al., 2008; Andersson, 2012). Precisamente la activación de la musculatura isquiotibial respecto a la activación de la musculatura anterior del muslo describe la co-activación muscular, cuya relación con la prevención de lesiones en la rodilla es muy consistente (Holcomb, Rubley, Lee y Guadagnoli, 2007; Dallinga, Benjaminse y Lemmink, 2012; Greco, Da Silva, Camarda y Denadai, 2012). Tradicionalmente, la medida de este factor ha sido evaluada a través del cociente entre la actividad de los isquiotibiales (del inglés “hamstrings”; H) y del cuádriceps (del inglés “quadriceps”; Q) conocido en el ámbito científico como ratio H/Q, valorándose como porcentaje de la activación alcanzada en un test de Máxima Contracción Voluntaria (MVC).

$$ratio\ H/Q = \frac{\text{activation Hamstring}_{MVC}}{\text{activation Quadriceps}_{MVC}}$$

Autores como Malizak, Colby, Kirkendall, Yu y Garrett (2001) estudiaron a través del ratio H/Q el riesgo de lesiones de rodilla durante cambios de dirección abiertos y cerrados. Estos autores identificaron mayor riesgo en aquellos sujetos que manifestaron menores ratios H/Q respecto al MVC, advirtiendo del incremento del riesgo a través de una mayor activación del cuádriceps y una menor activación de los isquiotibiales durante los cambios de dirección. Por su parte, Brown (2011) estudió los cambios producidos en la actividad EMG durante aterrizajes después de un programa de entrenamiento. En su estudio determinó que el ratio de co-activación H/Q respecto a un MVC podría predecir una modificación en el plano sagital de la rodilla, donde un ratio más bajo coincidía con un incremento de la extensión de la articulación, incrementándose el riesgo de sufrir una lesión.

Tradicionalmente, las evidencias relativas a hallazgos EMG relacionados con las lesiones de rodilla en la práctica deportiva de las que disponemos se han centrado en valorar posibles descompensaciones en la actividad muscular entre cadena anterior y posterior en el gesto completo; sin embargo, recientemente, Hannah et al. (2014) recogieron el testigo de lo anunciado por primera vez por Zebis et al. (2011), quienes interpretaron que los cambios de dirección y aterrizajes de salto eran producidos en situaciones explosivas de fuerza, y no durante un movimiento máximo de generación de fuerza de duración en torno a los 5 segundos (MVC). De ese modo, los autores definieron *el ratio H/Q explosivo* en cuatro momentos diferentes: 0-50 ms, 50-100ms, 100-150ms y 150-200ms.

$$ratio(0 - 50ms) \frac{H}{Q} = \frac{\text{activation Hamstring}_{RFD-50}}{\text{activation Quadriceps}_{RFD-50}}$$

$$ratio(50 - 100ms) \frac{H}{Q} = \frac{\text{activation Hamstring}_{RFD-100}}{\text{activation Quadriceps}_{RFD-100}}$$

$$ratio(100 - 150ms) \frac{H}{Q} = \frac{\text{activation Hamstring}_{RFD-150}}{\text{activation Quadriceps}_{RFD-150}}$$

$$ratio(150 - 200ms) \frac{H}{Q} = \frac{\text{activation Hamstring}_{RFD-200}}{\text{activation Quadriceps}_{RFD-200}}$$

La EMG recogida al respecto era evaluada en un gesto de contracción máxima y explosiva (RFD) de no más de un segundo de duración para cada grupo muscular, con indicaciones verbales por parte de los investigadores de hacerlo lo más fuerte y rápido posible. En la siguiente figura (Figura 22) se ejemplifica la activación del vasto medial, vasto lateral y recto femoral y, al mismo tiempo, se describe la evolución de la fuerza producida en Newtons durante una extensión de rodilla. De esta manera, si nos detenemos en los primeros instantes del movimiento, en la mayoría de los músculos se produce la mayor activación, por lo que resulta interesante analizar cómo evoluciona la actividad EMG respecto a la producción de fuerza en los primeros 200 ms de la actividad para poder establecer una referencia en el análisis posterior del ratio H/Q.

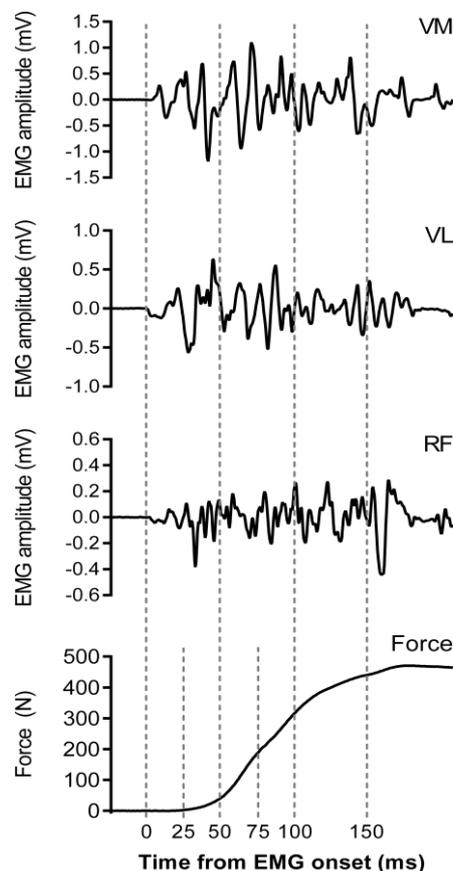


Figura 22. Ejemplo de activación EMG del cuádriceps y fuerza registrada en una extensión de rodilla durante los primeros 200 ms. Tomado de Hannah et al. (2014).

De nuevo en este caso es posible encontrar diferencias significativas entre hombres y mujeres en cuanto a la activación muscular durante cambios de dirección y aterrizajes tras un salto. Diversos autores han reflejado una mayor activación del cuádriceps

respecto a una menor activación isquiotibial en mujeres (Malizak et al., 2001; Chapell, Guiuliani y Garrett, 2007; Nagano, Ida, Akai y Fukubayashi, 2007; Hanson, Padua, Blackburn, Prentice y Hirth (2008). Esta tendencia ha sido descrita en la literatura como factor de riesgo en el género femenino (Ebben et al., 2010). A pesar de que estas diferencias entre género han sido evidenciadas en la literatura, el ratio H/Q respecto a los primeros 200 ms de activación es relativamente nuevo, por lo que las aportaciones en cuanto a las diferencias entre género evaluadas con este ratio son inexistentes bajo nuestro conocimiento.

Por otro lado, la edad ha sido descrita como un factor diferenciador en el desencadenamiento de lesiones de rodilla. De esta manera, Ahmad et al. (2006) hallaron diferencias en la actividad EMG dependiendo de la edad de los sujetos, relacionándolos además con el ciclo menstrual de las participantes. El enlace de unión entre la maduración y la lesión de rodilla podría ser, como así sugieren algunos autores, la laxitud ligamentosa (Flynn, Mackenzie, Kolstad, Sandifer, Jawad, Galinat, 2000; Charlton, Coslett-Charlton y Ciccotti, 2001; Ahmad et al., 2006). Bajo esta perspectiva, los autores encontraron que las estructuras ligamentosas eran más laxas en periodos prepuberales y, cuando se conseguía este estado, disminuía dicha laxitud.

A pesar de encontrar factores de riesgo que predisponen a la articulación de la rodilla a sufrir una determinada lesión, diversos autores han intentado aminorar este riesgo de sufrir una lesión mediante distintas estrategias preventivas. Desde la vertiente de la ingeniería, Borotikar (2009) recientemente diseñó un modelo computacional donde se predecía el límite soportado por la rodilla evaluado previamente sobre estructuras de cadáveres, y que posteriormente analizaba las variables cinéticas y cinemáticas del deportista sobre ese modelaje. Este proceso, según el propio autor, resulta demasiado complejo a la vez que costoso. Otras vías que parecen reducir la probabilidad de desarrollar una lesión de rodilla es la descrita a través de programas de intervención sobre los MMII. La literatura ha reflejado que el ejercicio físico es un medio capaz de modular los parámetros cinéticos, cinemáticos y EMG pudiendo así disminuir los procesos lesivos. En el siguiente apartado se tratarán las estrategias para la prevención de lesiones en el miembro inferior y, concretamente, en la rodilla que más trascendencia están teniendo en los últimos años.



**ESTRATEGIAS PARA LA  
PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL  
MIEMBRO INFERIOR**

## **7. ESTRATEGIAS PARA LA PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL MIEMBRO INFERIOR**

En epígrafes anteriores ha quedado patente que los factores y mecanismos que están relacionados con los procesos lesivos y que por tanto podrían desencadenar una lesión son diversos y suelen aparecer de manera combinada. En este sentido, establecer un único programa que pueda mitigar todos estos factores se antoja complicado. Actualmente en la literatura pueden encontrarse programas de prevención de lesiones que han reportado disminuciones del riesgo de lesión de rodilla. Dichos programas asiduamente se han centrado en reducir valores en determinadas variables relacionadas con el desencadenamiento de lesiones, aunque de manera aislada. Independientemente de la manera en la que se presentan estos programas, la reducción en el riesgo de lesión y el ahorro del coste económico asociado a ella han sido demostrados (Olmsted, Vela, Denegar y Hertel, 2004; Mohammadi, 2007).

A modo de introducción es importante indicar que actualmente, el Departamento de Salud y Servicios Humanos de Estados Unidos (USDHHS) ha establecido como uno de sus objetivos principales en su plan estratégico que cubre hasta 2020 “lograr una mejora de la calidad de vida, libre de enfermedades prevenibles, discapacidades, lesiones y muerte prematura” (USDHHS, 2012). Parece clarificador cómo desde los organismos públicos aboguen por la creación de un marco que ampare la prevención de lesiones como una de sus líneas estratégicas. De hecho, en España, según la Ley Orgánica 3/2013 de 20 de Junio, de protección de la salud del deportista y lucha contra el dopaje en la actividad deportiva, es “competencia estatal establecer las medidas oportunas para prevenir lesiones asociadas a la práctica deportiva”. Por este motivo, la prevención de lesiones puede considerarse una meta importante de salud pública y que debería, desde el ámbito de la investigación, dar respuesta a los principales interrogantes que condicionan la práctica de los organismos implicados. Ya hace unos años, autores como Shultz et al. (2010) recomendaban adoptar un enfoque saludable en las políticas generales de los países, donde se invirtiera en metodología de la investigación y programas de entrenamiento preventivo diseñados para reducir la incidencia de lesiones de rodilla. Estas medidas políticas llevan consigo un estudio económico que avala la necesidad imperativa de implantar medidas saludables de prevención de lesiones.

Los programas preventivos desarrollados hasta el momento han demostrado tener un efecto muy positivo para paliar los costes tanto directos como indirectos asociados a las lesiones. Autores como Verhagen, Van Tulder, Van der Beek, Bouter y van Mechelen (2005) analizaron las lesiones en los MMII que se producían en los equipos pertenecientes a la segunda y tercera división holandesa de voleibol a lo largo de una temporada. La intervención consistía en un entrenamiento propioceptivo de 14 ejercicios durante el calentamiento en un grupo experimental. Por su parte, el grupo control llevaba a cabo su rutina normal de calentamiento. Justificaron que los costes asociados a las lesiones en los MMII eran significativamente menores en el grupo que entrenó respecto a los costes relativos al grupo control. Los autores determinaron que el programa preventivo reducía el riesgo de lesiones mediante la mejora del equilibrio y las asimetrías entre los miembros, lo que se relacionaba directamente con un ahorro económico por cada jugador lesionado. Otros autores como Hupperets et al. (2010) llevaron a cabo un programa preventivo de 8 semanas de entrenamiento propioceptivo sobre los MMII en personas que practicaban actividad física (semiprofesionales y amateur) de edad comprendida entre los 12 y los 70 años. La muestra se dividió en un grupo experimental que desarrolló el un entrenamiento preventivo, y otro control que no entrenaba. El seguimiento duró un año y tuvo como principal resultado, por un lado, una reducción de los esguinces de tobillo y molestias en la rodilla y, por otro, un ahorro potencial anual de 35,88 millones de euros en Holanda a causa de la implantación de programas preventivos de lesiones de rodilla y tobillo.

Además del análisis económico, de manera más profunda la literatura ha mostrado numerosos trabajos de investigación donde se pone de manifiesto el papel preventivo del ejercicio físico. Junge et al. (2002) muestran datos sorprendentes en relación a la prevención de lesiones donde a través de programas preventivos se consiguió disminuir el riesgo de lesión en los MMII un 75% frente a sujetos que no realizan este tipo de trabajo específico. Autores como Fort et al. (2008) coinciden en que programas específicos de prevención de lesiones reducen la presencia o intensidad del dolor de rodilla y de tobillo, indistintamente del sexo. En este sentido, Vicente-Rodríguez et al. (2008) reconocen que la estabilidad articular depende directamente de sus ligamentos, y estos pueden ser “entrenados” (a través de programas de ejercicio preventivo) para que la articulación sea más estable. Sin embargo, y a pesar de que existe evidencia sobre la

reducción en el riesgo de lesión de rodilla a través del ejercicio, los programas de actividad física propuestos hasta la fecha son muy heterogéneos y con resultados dispares. De hecho, en muchas ocasiones es difícil diferenciar el componente que se está trabajando en determinados ejercicios y resulta clave establecer una clasificación al respecto.

A continuación se describe la tipología de los principales programas de entrenamiento que se han utilizado en la reducción de los factores de riesgo asociados a las lesiones de rodilla.

### **7.1 Programas basados en el entrenamiento de la fuerza**

A nivel articular, el principal elemento de fijación para favorecer la estabilización y, como consecuencia, poder evitar lesiones, son los músculos adyacentes a la misma (Larsson et al., 1996; Parkkari et al., 2001; Thacker et al., 2003; Solla y Martínez, 2011). Será fundamental el trabajo de fortalecimiento de esta musculatura para evitar desequilibrios entre las diferentes estructuras corporales que permitan realizar gestos específicos con mayor estabilidad (Casáis, 2008; Solla y Martínez, 2011).

Los niveles bajos de fuerza en la musculatura anterior y posterior del muslo durante acciones deportivas se han relacionado con el aumento de la probabilidad de sufrir una lesión deportiva en los MMII (Romero y Tous, 2011). Incluso se ha establecido que una relación de fuerza entre la musculatura isquiotibial y del cuádriceps por debajo del 60% durante ejercicios isocinéticos predispone a sufrir una lesión del LCA (Hewett et al., 2005). Por tanto, el fortalecimiento de esta musculatura se relacionará directamente con la prevención de lesiones y diversos investigadores como Chiroso, Chiroso y Padiá (2000) afirman que el entrenamiento que integra cargas físicas aplicadas durante gestos técnicos específicos del deporte es mucho más eficiente que el entrenamiento de fuerza tradicional aislado. Estos autores, en su estudio con jugadores de balonmano, ofrecen resultados donde mejoró la fuerza en todas sus manifestaciones en el tren inferior. El entrenamiento se basaba en trabajo de fuerza concéntrica (70% 1RM) combinando rápidamente con lanzamiento en suspensión. Posteriormente, estos mismos autores (Chiroso et al., 2002) llevaron a cabo un programa 3 veces por semana, durante 8 semanas y sugirieron que el entrenamiento de contraste de fuerza con cargas (70% de

1RM) y multi-saltos mejoraba significativamente la fuerza dinámica, independientemente del método elegido (ej. combinar las cargas en la misma serie vs combinar las cargas en la misma sesión).

Recientemente autores como Tagesson et al. (2008) estudiaron los beneficios de los programas de fortalecimiento del cuádriceps como mecanismo de mejora en lesiones del LCA. En su trabajo, los autores compararon ejercicios de cadena cinética abierta (CCA) con ejercicios de cadena cinética cerrada (CCC). El estudio se llevó a cabo en 42 sujetos que habían sufrido anteriormente una lesión en el LCA. El grupo de CCA llevó a cabo extensiones de rodilla desde posición de sentado, y el grupo CCC ejercicios de sentadillas. Las cargas se dividieron en dos fases, comenzando en la primera con cargas de entre el 50-60% 1RM, y continuando en una segunda fase con cargas de entre 70-80% 1RM. La frecuencia del entrenamiento era de 3 veces por semana, con 3 series por ejercicio y 10 repeticiones cada una durante tres meses. En sus resultados, los autores reflejaron que el grupo de CCC obtuvo mejoras significativas en el fortalecimiento del cuádriceps respecto al grupo de CCA, aunque no hubo diferencias entre grupos en el fortalecimiento de la musculatura posterior del muslo, por lo que tanto el grupo de CCC como el de CCA manifestaron mejoras en el fortalecimiento de la musculatura posterior.

Por su parte, Coppack et al. (2011) llevaron a cabo un programa de entrenamiento de la fuerza y de estiramientos sobre un grupo de 1502 militares y estudiaron el efecto del ejercicio físico sobre la aparición de problemas femoro-patelares. El programa tuvo una duración de 14 semanas, con 3 sesiones por semana. Los ejercicios de fuerza consistían en: ejercicios isométricos en abducción de cadera ejerciendo presión de manera lateral contra una pared, flexiones de cadera y rodilla con un pie retrasado respecto al otro, ejercicios de gemelo mediante bajada desde step y media sentadilla con un solo pie. Las repeticiones se fueron incrementando progresivamente cada 2-3 semanas, comenzando por 3 series y 10 repeticiones en la semana 1-3, siendo de 3 series y 15 repeticiones en la semana 10-12 y finalmente 3 series y 20 repeticiones en las semanas 13 y 14. Los resultados reflejaron una reducción significativa del dolor femoro-patelar después del programa de entrenamiento en los sujetos que desarrollaron el programa de entrenamiento. Esta disminución del dolor podría relacionarse según los autores con un incremento de la activación EMG de la musculatura anterior y posterior del muslo, la

cual sirve como elemento protector de la articulación y hace que se absorba mejor el impacto con el suelo.

Por otra parte, el objetivo fundamental de los programas preventivos debe ser evitar posibles problemas en la articulación mediante la réplica de los mecanismos lesivos disminuyendo el riesgo de lesión, por un lado, y evitando recidivas, por otro. En párrafos anteriores la tensión excéntrica fue indicada como parte principal en los mecanismos desencadenantes de lesiones. Dentro del entrenamiento de la fuerza es de especial interés hacer mención precisamente al entrenamiento donde se priorice la fase excéntrica. Autores como Petersen, Thorborg, Nielsen, Budtz-Jorgensen y Homich (2011) manifestaron que los ejercicios excéntricos disminuían entre el 70% y el 85% de las lesiones en los MMII. La mayoría de las acciones deportivas llevan consigo un componente excéntrico, por lo que este tipo de entrenamiento debe preparar al deportista para esos momentos en los que se requiera la acción excéntrica, bajo parámetros de seguridad y eficiencia mecánica. Ya en los 90, Inglemark (1990) afirmó que mediante este tipo de trabajo se produce un aumento transversal del tendón. En la actualidad, el análisis de este tipo de metodología ha permitido confirmar que el trabajo excéntrico cambia las propiedades del tendón, haciéndolo más largo y resistente a las lesiones, consiguiendo a su vez una orientación paralela a las líneas de fuerza de tensión (Cook, Khan, Harcourt, Grant, Young y Bonar, 1997). Este tipo de acciones necesarias para contrarrestar a la acción concéntrica hace que la musculatura se alargue por la acción de factores externos y se caracterizan por un menor coste metabólico; sin embargo, de no ser controlada, la acción excéntrica eleva el riesgo de lesión, sobre todo a velocidades altas (Kuling et al., 2001).

Entre los antecedentes concretos de programas de entrenamiento excéntrico, Leger y Milner (2001) evaluaron la actividad EMG de diez sujetos durante 11 días una vez antes y cuatro veces después de una serie de ejercicios excéntricos vigorosos en los extensores de muñeca. Las pruebas analizadas como indicadores de lesión muscular fueron: a) MVC de los extensores de muñeca, b) rango de movimiento y c) dolor. A través de un sistema de poleas, los sujetos utilizaban los extensores de muñeca para soportar el peso. Antes de empezar, completaban un trabajo de extensión de muñeca con acción concéntrica-excéntrica con una resistencia de 4.5, 3.4 y 2.3 Kg. Las repeticiones continuaron hasta el límite de peso que los sujetos eran capaces de movilizar, configurando el peso inmediatamente anterior como el máximo de cada sujeto, y con el

cual tenían que realizar 3 repeticiones. Después, sólo se realizaron ejercicios excéntricos, bajando la resistencia progresivamente hasta 2.3 Kg, hasta que no eran capaces de bajar de manera controlada el peso. En este punto, el peso se sustituyó por el inmediatamente anterior. La frecuencia aproximada de intervención total fue de 150 repeticiones durante un tiempo de 25-30 minutos. Los autores hallaron que el ejercicio excéntrico tenía un efecto positivo sobre el control del movimiento de la articulación de la muñeca, sobre todo, en el instante en el que el momento de fuerza en la muñeca es mayor. Además, los extensores de codo mostraron una mayor coactivación después del trabajo excéntrico. En la misma línea, autores como Saavedra et al. (2004) analizaron a 20 sujetos con esguince grado I-II de tobillo, quienes fueron distribuidos en dos grupos de entrenamiento, en máquina isocinética el primero y trabajo excéntrico el segundo. Ambos grupos desarrollaron el programa de actividad física durante 8 semanas de duración, 3 sesiones por semana, con una duración aproximada de cada sesión de 40 minutos. El grupo isocinético realizó el entrenamiento a velocidades angulares de 60°, 90° y 120° (3 series y 5 repeticiones, con 10 segundos de descanso entre serie y serie y 60 segundos de descanso para el cambio de cada velocidad). Las repeticiones se iban incrementando a medida que transcurrían las semanas de entrenamiento, hasta un total de 10. El grupo excéntrico realizó el entrenamiento al 60% del peso máximo de la prueba, con una frecuencia de 3 series y 10 repeticiones. Ambos métodos resultaron ser positivos para el tratamiento del esguince de tobillo, consiguiéndose un aumento en la flexión plantar y en la eversión a todas las velocidades estudiadas, aunque el entrenamiento excéntrico mostró valores mayores en fortalecimiento muscular.

Por su parte, Askling et al. (2003) analizaron cómo un entrenamiento de fuerza con sobrecarga excéntrica influía sobre la incidencia de lesiones en la musculatura posterior del muslo. El estudio se llevó a cabo sobre 30 futbolistas de un mismo equipo de la primera división del fútbol suizo. Se dividieron en 2 grupos, donde a uno de ellos se les añadió 1 o 2 veces por semana un entrenamiento específico de fuerza con sobrecarga excéntrica dirigido a los isquiotibiales durante 10 semanas. La fuerza isocinética máxima y la velocidad máxima de carrera fueron evaluadas antes y después del programa de entrenamiento. Durante los 10 meses posteriores al programa se contabilizaron 10 lesiones musculares en el grupo control y tan solo 3 en el experimental, además de un incremento significativo de la fuerza en los isquiotibiales y la velocidad en el grupo experimental.

Kilgallon, Donnelly y Shafat (2007) estudiaron la influencia de distintos programas de entrenamiento de la fuerza sobre el riesgo de sufrir una lesión. Para ello, 30 sujetos fueron divididos en 3 grupos. El primero de ellos llevó a cabo un entrenamiento de contracción concéntrica, otro grupo se centró en el componente excéntrico, y el tercero actuó como grupo control que no entrenaba. El entrenamiento consistió en 7 sesiones durante 3 semanas, con 3 series de 8 repeticiones a 1RM y 3 minutos de descanso entre repeticiones. Los ejercicios fueron curl en máquina tumbado y peso muerto. Se evaluó el momento de fuerza durante 7 ángulos diferentes comprendidos entre 20° y 80° en tendido prono. Después del programa de entrenamiento, tanto el grupo concéntrico como el excéntrico obtuvieron un momento de fuerza mayor en ángulos más alejados de la extensión total de la rodilla, siendo este cambio más duradero en el grupo excéntrico, relacionándose con una disminución del riesgo de lesiones de los MMII a través de una mejor co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo.

Autores como Paschalis et al. (2011) han analizado cómo influía el ejercicio excéntrico aislado en relación con el ejercicio concéntrico aislado en la fisiología muscular y sobre biomarcadores sanguíneos. En su estudio, 22 mujeres fueron distribuidas en dos grupos (excéntrico y concéntrico) que realizaban una sesión semanal (durante 8 semanas) dirigida a los extensores de rodilla. En sus resultados hallaron, junto a una mejora a nivel bioquímico (perfil lipídico, gasto energético en reposo y resistencia a la insulina), una disminución del momento de fuerza pico en el grupo de trabajo excéntrico. Concluyen los autores que la incorporación del entrenamiento excéntrico a las sesiones de entrenamiento, aún en proporciones pequeñas respecto al resto de la densidad total de entrenamiento, contribuye positivamente a mejorar la co-activación de la musculatura del muslo posiblemente debido al incremento del reclutamiento de fibras musculares relacionado con una mejora en movimientos lentos y rápidos. aspectos saludables.

Recientemente, de Hoyo et al. (2014) han reflejado los efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica empleando tecnología isoinercial YoYo en media sentadilla sobre los cambios de dirección abiertos y cerrados. El estudio se llevó a cabo sobre 20 futbolistas donde en un primer protocolo de ejercicio solo hicieron un calentamiento en bicicleta estática justo antes de realizar los cambios de dirección. A las 72-96 horas volvieron a realizar el mismo calentamiento y seguidamente ejercicios de media sentadilla con maquinaria YoYo. El entrenamiento de carga excéntrica consistió en 4 series de 6 acciones máximas de media sentadilla con YoYo, con un descanso de 2

minutos entre series. Los cambios hallados después de la intervención reflejaron una reducción de los factores de riesgo asociados a la lesión de rodilla. Entre otros, los resultados mostraron una mejora en VGRF, momento de fuerza, tiempo de contacto e impulso.

Otro concepto íntimamente relacionado con el de fuerza y directamente relacionado con la prevención de lesiones es el concepto de ciclo de estiramiento acortamiento (CEA). El CEA se explica a partir de toda acción concéntrica precedida de una acción excéntrica, obteniendo mejoras en el trabajo producido gracias al reflejo miotático y a la capacidad de almacenamiento de energía elástica del músculo (Bosco, 1988). González Badillo y Ribas (2002) consideran fundamentales los mecanismos receptores responsables de transmitir la información de estiramiento al Sistema Nervioso Central (SNC), pues son los encargados de que se produzca un CEA eficaz a nivel muscular ante cualquier gesto deportivo. Durante la práctica de actividad física, las acciones deportivas que activan el CEA se dan de manera continua, y es necesario un entrenamiento específico para la mejora de este proceso y, en definitiva, reducir el riesgo de lesiones (Sáez-Sáez, 2010). El tipo de entrenamiento del CEA es a través del trabajo pliométrico, y su relación con la reducción del riesgo de lesiones de rodilla ha sido estudiado por diversos autores (Soligard et al., 2008; Steffen et al., 2008; van Beijsterveldt, van de Port, Krist, Schmikli, Stubbe, Frederiks et al., 2011). Autores como Gilchrist et al. (2008) llevaron a cabo un programa de entrenamiento preventivo sobre futbolistas de la primera división de la Asociación Nacional de Deportistas Colegiales. En el programa de ejercicios uno de los grupos de ejercicios que primaba era el trabajo pliométrico. La muestra fue dividida en dos grupos, y el grupo intervención desarrollaba el programa de ejercicios integrado en su calentamiento tres veces por semana, mientras que el grupo control mantuvo su calentamiento sin modificaciones. Como resultado principal, aquellas jugadoras pertenecientes al grupo intervención tuvieron una incidencia de lesión de rodilla 1.7 veces menor que las del grupo control. En este sentido, se encontraron 6 lesiones en el LCA en el grupo control frente a ninguna lesión hallada en el experimental.

En definitiva, parece ser que los programas basados en el entrenamiento de la fuerza contribuyen a una reducción del riesgo de lesiones y necesariamente este componente, el de la fuerza, debe aparecer en un programa que tenga como objetivo reducir el riesgo de lesión en sujetos que practican actividad física.

## **7.2 Programas basados en el entrenamiento de la flexibilidad**

Uno de los componentes que se relacionan con el control articular durante la práctica deportiva es la flexibilidad (McCall et al., 2015). En este sentido, una empobrecida flexibilidad podría contribuir a intensificar los factores de riesgo asociados al desencadenamiento de lesiones. Recientemente, Knapik (2015) ha resaltado el papel que tiene una excesiva flexibilidad y/o rangos muy limitados sobre el desarrollo de una lesión. Dos interesantes revisiones sobre el papel preventivo de la flexibilidad en el desarrollo de lesiones (Thacker et al., 2004; Lewis, 2014) indican la gran apuesta por los investigadores y profesionales del ejercicio sobre el entrenamiento de la flexibilidad como herramienta preventiva de lesiones en el deporte. A pesar de ello, las aportaciones respecto al papel preventivo de la flexibilidad en el desarrollo de lesiones deportivas son contradictorias.

Autores como Jonhagen et al. (1994) y Witvrouw et al. (2003) han estudiado la relación entre las lesiones musculares y una pobre flexibilidad, pero los resultados no son concluyentes. En un estudio clásico, Hilyer et al. (1990) determinaron que no existían suficientes evidencias científicas que demuestren la eficiencia de los estiramientos en la prevención de lesiones. Esta misma idea es reportada por numerosos investigadores, centrándose sobre todo en la relación del entrenamiento de la flexibilidad de la musculatura flexora de rodilla y el riesgo de lesiones de la musculatura isquiotibial (Arnason et al., 2004; Engebretsen et al., 2010; Gabbe et al., 2005; Yeung et al., 2009). A pesar de ello, diversos estudios sí muestran el importante papel que juega la flexibilidad en la prevención de lesiones. Witvrouw et al. (2003) analizaron la flexibilidad de los aductores, musculatura isquiotibial y del cuádriceps del miembro inferior dominante en 146 futbolistas profesionales mediante goniometría. Se evaluó la flexibilidad antes de cada sesión de entrenamiento y partido y se registró las lesiones sufridas a nivel muscular. Los autores reportaron un total de 31 futbolistas lesionados en la musculatura isquiotibial y 13 en la del cuádriceps. Precisamente estos sujetos manifestaron tener una flexibilidad significativamente menor en esos grupos musculares que los sujetos no lesionados. Por su parte, Henderson et al. (2009) estudiaron la composición corporal, agilidad, velocidad, fuerza, potencia y flexibilidad de los MMII en futbolistas profesionales de la primera división inglesa. Los investigadores relacionaron como uno de los factores asociados al incremento del riesgo de lesión de los MMII una disminución de la flexibilidad de la musculatura posterior del muslo. Esta

flexibilidad fue evaluada a través del test de elevación de la pierna recta en el miembro dominante y no dominante, antes y después de la temporada de competición. Se demostró a través de regresión lineal que aquellos sujetos con una significativa reducción de la flexibilidad eran 1,29 veces más propensos a desarrollar lesiones en los isquiotibiales por cada grado que se redujera la flexibilidad.

Al analizar los programas de prevención, Bradle y Portas (2007) apuntan hacia la misma idea en su estudio sobre futbolistas de la primera división inglesa. Estos autores analizaron la influencia de un estiramiento estático máximo previo a cada sesión de competición y la posibilidad de sufrir una lesión en los MMII. Los estiramientos se caracterizaron por ser de una única repetición hasta el máximo rango de movimiento posible en 6 grupos musculares: extensores de cadera, flexores de cadera, extensores de rodilla, flexores de rodilla, flexores dorsales de tobillo y flexores plantares de tobillo. Concluyeron que el grupo de futbolistas lesionados tenían un rango de movimiento significativamente menor que los no lesionados, sobre todo en los flexores de cadera y flexores de rodilla. Por otro lado, Dadebo et al. (2004) estudiaron los diferentes protocolos de entrenamiento de la flexibilidad llevados a cabo por futbolistas profesionales en sus respectivos equipos a través de cuestionarios, centrándose en la musculatura posterior del muslo. Además de corroborar la disparidad en estos protocolos, una de las principales conclusiones fue que lo más importante para garantizar un rango de movimiento relacionado con la prevención de lesiones en los isquiotibiales no era el número de repeticiones de un estiramiento, sino asegurar una compaginación entre estiramientos estáticos con estiramientos mediante la técnica de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP), con duraciones entre 15 y 30 segundos por cada estiramiento.

Autores como Solla y Martínez (2011) han definido la FNP como una de las técnicas de estiramiento más efectivas para favorecer el mecanismo neuromuscular mediante la estimulación de los propioceptores, frente a otras como las balísticas o pasivas. Este tipo de estiramientos intercala contracciones de la musculatura que se va a estirar previa al estiramiento, buscando posteriormente la máxima amplitud articular. Mafra et al. (2011) compararon un programa de estiramientos estáticos y uno basado en FNP respecto a un grupo control que no entrenó. El programa de estiramiento estático consistió en estiramientos de los isquiotibiales mediante flexión de cadera y extensión de rodilla con un tiempo máximo de 4 a 6 segundos. La FNP se realizó mediante una flexión máxima

de cadera hasta llegar a una percepción del esfuerzo igual a “dolor soportable”, seguida por una contracción isométrica máxima, realizándose mediante la resistencia del investigador durante 8 segundos e inmediatamente, 3 segundos de relajación y de nuevo flexión máxima de cadera hasta una percepción subjetiva similar o superior a la anterior (“dolor soportable o dolor severo”). Esta secuencia se repitió 3 veces. Los resultados mostraron que no existían diferencias entre los grupos, encontrando una diferencia significativa en ambos con el grupo control. Esta diferencia atendía a la aparición de un aminoácido en orina en los grupos que entrenaron y que se relaciona con la mejora de colágeno articular, por lo que ambos tipos de entrenamiento de la flexibilidad podrían estar relacionados con la función del cartílago y; por tanto, con la prevención de lesiones.

A pesar de estas evidencias, en la actualidad existe mucha controversia sobre la efectividad de un programa de entrenamiento de la flexibilidad como elemento clave en la reducción del riesgo de sufrir lesiones. Sin embargo, hay indicios que sugieren que entrenar la flexibilidad lejos de describir algún aspecto negativo, podría contribuir a una mejora en la estructura articular relacionada con la prevención de lesiones (Lewis, 2014).

### **7.3 Programas basados en el componente neuromuscular y propioceptivo**

Lephart et al. (1991) definen la propiocepción como *la variación especializada de la modalidad sensorial del tacto, que incluye la sensación de movimiento de la articulación (cinestesia) y de la posición conjunta adoptada por ésta*. Junto a esta definición, podemos definir que el objetivo del trabajo propioceptivo es conseguir que los elementos estabilizadores de la articulación respondan de manera satisfactoria y anticipada a los estímulos de desequilibrios producidos en la práctica física (Solla y Martínez, 2011).

Los receptores somatosensoriales, encargados de percibir la posición articular y el movimiento, se localizan en los músculos, tendones, articulaciones y otros tejidos. Normalmente se describen tres tipos de sensaciones somáticas: dolor, termopercepción y mecanopercepción. La propiocepción se relaciona fundamentalmente con esta última, pudiendo diferenciarse la posición articular estática o dinámica. La primera se refiere a la posición que adopta una parte del cuerpo respecto a otra. La dinámica es la relativa a

la información proveniente del sistema neuromuscular sobre el rango y la dirección del movimiento (Ergen y Ulkar, 2008). La información relacionada con el movimiento proviene, además de los propioceptores, de la vista y el sistema vestibular.

Numerosos autores coinciden en que la propiocepción es fundamental para la prevención de lesiones (Junge et al., 2002; Murphy et al., 2003; Olsen et al., 2005). Romero y Tous (2011) dan un paso más e indican que la mejora de la propiocepción es tan solo el efecto de una mejora de uno de los componentes que configuran el control neuromuscular, ya que junto al desarrollo de la coordinación y la fuerza, el control neuromuscular podría abordarse de una forma íntegra. Precisamente, estos autores relacionaron el incremento de los recursos neuromusculares con una disminución del riesgo de lesión articular. Precisamente, Tropp et al. (1984) en su clásico estudio ya reflejaron que los deportistas con un peor dominio propioceptivo poseían un 42% más de riesgo lesivo frente a los deportistas con un mejor control. Caraffa et al. (1996) en su estudio en jugadores de fútbol demostraron las aportaciones beneficiosas de programas de entrenamiento propioceptivo para reducir la incidencia de lesiones en el LCA mediante planos inestables. Poco después, Lephart et al. (1998) hablan en su trabajo de la estabilización articular, añadiendo al trabajo propioceptivo un carácter fundamental en los procesos estabilizadores ya que, para estos autores, la propiocepción acompañada de un óptimo feedback neuromuscular proporcionan un importante componente en la estabilidad articular.

Estudios más actuales como el de Vanmeerhaeghe et al. (2008) reportaron una reducción del 64% las lesiones de rodilla en mujeres y en un 76% en hombres después de un entrenamiento neuromuscular. El diseño se basó en 6 meses de estudio, y se compararon 12 semanas sin intervención con 12 semanas donde se desarrolló un programa de entrenamiento propioceptivo de carácter preventivo. La muestra estuvo constituida por 14 chicos y 14 chicas de entre 15 y 18 años de edad, pertenecientes a un equipo de tecnificación de voleibol. El entrenamiento propioceptivo se basó en equilibrios y percepción de la postura a través de cambios de la posición del centro de gravedad. Como criterio de progresión, el entrenamiento se llevó a cabo mediante una secuenciación por dificultad, rango de movimiento, repeticiones y sistema visual (ojos cerrados). En esta línea, el trabajo de propiocepción de la rodilla sin lesión previa disminuye el riesgo de padecer lesión en el LCA (Jerosch et al., 1996) y en ningún caso se hace perjudicial para la articulación (Owen et al., 2006). En comparación con el uso

de prótesis o calzado deportivo, el trabajo neuromuscular y propioceptivo mejora en mayor porcentaje la prevención del LCA (Myklebust et al., 2003; Thacker et al., 2003). En este sentido, Myklebust et al. (2003) reflejaron mejoras en la prevención de lesiones del LCA cuando aplicaron ejercicios de propiocepción en diferentes superficies a un grupo de jugadoras de balonmano durante 7 semanas. Un poco más tarde, Panics et al. (2008) halló resultados similares en jugadoras de balonmano y en la misma línea que Mandelbaum et al. (2005) encontraron una disminución del 88% en las incidencias de lesión del LCA aunque esta vez en jugadoras de fútbol femenino después de un trabajo propioceptivo.

Autores como Cerulli et al. (2011) llevaron a cabo una intervención de 20 minutos al día sobre jugadores de fútbol. El trabajo era propioceptivo, mediante plataformas inestables con cinco niveles de dificultad. La duración fue de entre 3 y 6 sesiones por nivel en función de las características individuales de los jugadores. Cada sesión tenía una duración de 30 minutos totales. Con objeto de incrementar la inestabilidad y contribuir a la mejora del control neuromuscular, recientemente se están implementando programas de entrenamiento con el uso de plataformas vibratorias. Estas plataformas provocan la sollicitación específica de las unidades motoras, mejorando la vibración tónico-refleja y la adaptación de la corteza superior (Dolny y Reyes, 2008; Rittweger, 2010). Se ha sugerido que las vibraciones mecánicas de cuerpo entero (WBV) aportan una mejor activación del sistema sensorial-propioceptivo, debido posiblemente a una mejora en el procesamiento central de las señales aferentes (Cardinale y bosco, 2003). Numerosos autores han reportado reducciones del riesgo de lesiones en la rodilla a través de un programa de ejercicio basado en WBV (Cardinale y Bosco, 2003; Melnyk et al., 2009; Mileva et al., 2009; Sañudo et al., 2012).

Autores como Sañudo et al. (2012a) reflejaron una mejora de la actividad EMG después de sesiones vibratorias de carácter agudo y crónico, contribuyendo a una más eficiente coordinación neuromuscular de la musculatura isquiritibial y del cuádriceps durante aterrizajes monopodales. En un estudio previo, estos mismos autores (Sañudo et al., 2012b) analizaron la estabilización de la rodilla entre hombres y mujeres en situaciones de aterrizaje antes y después de recibir vibraciones mecánicas de cuerpo entero (WBV). Estos autores midieron la señal EMG de la musculatura anterior y posterior del muslo, el tiempo de estabilización, la aceleración de la tibia, los ángulos de flexión inicial y pico y las GRF. Como resultados a destacar, después de las WBV las mujeres manifestaron mayores GRF pico, ángulos de flexión de rodilla y una actividad H previa

al salto mayor que los hombres. También obtuvieron, aunque no de manera significativa, una aceleración mayor en el eje ML que los hombres. El estudio concluyó con la necesidad de crear un trabajo preventivo en lesiones de rodilla a través de programas de entrenamiento neuromuscular basados en WBV junto con instrucciones de especialistas del ejercicio. Recientemente, Fu et al. (2013) analizaron la aplicación de un programa de ejercicios basados en WBV sobre sujetos que habían sufrido lesiones de LCA. La muestra estuvo compuesta por 24 personas que mantuvieron una rehabilitación convencional y 24 personas a las que se les añadió sesiones de WBV durante 8 semanas. El grupo que entrenó mediante sesiones de WBV reflejó un mejor control postural, estado muscular, salto a un pie y carrera.

En cualquier caso, la configuración de las vibraciones es un factor a tener en cuenta en prescripciones de ejercicios con WBV, ya que a través de esta configuración se pueden obtener diferentes resultados. De hecho, Weerakkody et al., (2007) sugirieron que ejercicios de altas duraciones podrían perjudicar la propiocepción del sujeto. Además, Cardinale y Lim (2003) indicaron que las altas frecuencias de vibración podrían alterar la EMG induciendo estados de fatiga. Atendiendo a estos condicionantes, y según un reciente estudio de da Silva-Grigoletto et al. (2011), se sugirieron los parámetros más adecuados para alcanzar una óptima respuesta muscular: 1 minuto de duración, 30Hz de frecuencia y 4 mm de amplitud pico a pico.

Aunque el entrenamiento mediante WBV parece efectivo, no hay que olvidar que el trabajo propioceptivo mediante desequilibrios es uno de los más eficientes para la reducción del riesgo de rodilla. Aún así hay que ser cautelosos pues, como indican numerosos autores, para la prevención de lesiones de rodilla el trabajo propioceptivo basado en equilibrios estáticos no es efectivo, siendo necesaria una combinación con ejercicios de técnica deportiva, de propiocepción dinámica, control postural, pliometría o core (Myklebust et al., 1998; Heidt et al., 2000; Paterno et al., 2004; Petersen et al., 2005; Hewett et al., 2006; Zebis et al., 2008). A pesar de estas evidencias, la combinación de distintas estrategias donde se combinen tareas de fuerza, de flexibilidad y de tipo propioceptivo es escasa.

Cochrane et al. (2010) compararon distintos entrenamientos de fuerza con uno propioceptivo, como mecanismos de reducción de lesiones de rodilla. El programa de intervención tuvo una duración de 12 semanas. La muestra la componían deportistas,

por lo que al grupo control se le pidió mantener su ritmo normal de entrenamiento mientras que el grupo intervención desarrolló 4 tipos de ejercicios, todos ellos con una frecuencia de 3 sesiones por semana con una duración de 30 minutos. El primer ejercicio, entrenamiento en máquina de curl y press de piernas sin resistencia, con 8 repeticiones y 3 series. El segundo ejercicio, entrenamiento de curl de piernas y squat al 80% de RM, con 8 repeticiones y 3 series. El entrenamiento propioceptivo de manera progresiva conformaba el tercer grupo de ejercicios. El cuarto, se unía el entrenamiento con máquinas durante 15 minutos con 8 repeticiones y 3 series, y 15 minutos de propiocepción. Como resultado principal, los autores reflejaron que el entrenamiento propioceptivo disminuía los picos de fuerza en acciones de varo, valgo y rotación interna en el momento de cambios de dirección, pudiendo influir positivamente en la reducción del riesgo de lesión.

Otro estudio que intentó complementar el entrenamiento de fuerza (componente excéntrico) con el propioceptivo fue el realizado por De Marche et al. (2011). Estos autores distribuyeron a 18 mujeres en un grupo de entrenamiento y a otras 18 en un grupo control que no entrenó. Comprobaron los efectos del entrenamiento excéntrico y propioceptivo (concretamente, la estabilización funcional) en relación a la cinemática de los MMII, al rendimiento funcional y al momento de fuerza en los extensores de rodilla y cadera. La intervención se realizó con una frecuencia de 3 sesiones por semana, durante 8 semanas, con un descanso de 48 horas mínimo entre cada sesión. La duración de la sesión era de 80 minutos. Después de las 8 semanas de entrenamiento, los sujetos que desarrollaron el programa fortalecieron significativamente los abductores de cadera y los rotadores laterales, mejorando así la dinámica funcional de los MMII y su alineación y el rendimiento funcional respecto al grupo control. De esta manera, concluyeron que después del entrenamiento excéntrico y propioceptivo reducían el riesgo de lesión de rodilla, en concreto, favorecían un mayor control del LCA en situaciones de no contacto.

Desde esta perspectiva, la literatura ha aportado numerosa información sobre las lesiones físico-deportivas, constando datos ciertamente valiosos para el entendimiento y desarrollo de cualquier proceso deportivo. La lesión de rodilla ha resultado ser una de las más comunes durante la práctica de actividad física. Afortunadamente, y aunque los mecanismos lesivos son cuantiosos, un elevado porcentaje acontece en los aterrizajes de salto y los cambios de dirección, considerados como los principales causantes del desencadenamiento de una lesión de rodilla. En este sentido, existen muchos intentos que pretenden mitigar el riesgo de sufrir lesiones de rodilla a través de programas de actividad física, por lo que el ejercicio físico podría servir de herramienta que disminuya la prevalencia de lesiones de rodilla. A pesar de ello, la mayoría del trabajo preventivo ha sido desarrollado en una población profesional, y los datos sobre una población joven que practica actividad física de forma recreativa no profesional son escasos. Además, como ha podido verificar el lector, uno de los problemas actuales de estos programas es la falta de combinación entre las distintas estrategias que han sido descritas como efectivas para reducir el riesgo de lesión. Por tanto, parece lógico indicar que son necesarias aportaciones que evalúen el riesgo de sufrir una lesión de rodilla a través de los parámetros que más se relacionan con este riesgo pero, sobre todo, saber que existe una necesidad imperiosa por conocer esta situación en jóvenes no profesionales que practican actividad física. Por otro lado, habría que valorar cómo un programa de ejercicio físico que combine distintas estrategias relacionadas con la modificación de las variables que incrementan el riesgo de lesión podría atenuarlas.

En el siguiente capítulo se establecerán los objetivos e hipótesis de este trabajo, dando lugar a un marco referencial que aporte una visión clara sobre la intervención que se ha llevado a cabo y, en consecuencia, los resultados más importantes a través del programa de ejercicios que se propone.



# **OBJETIVOS E HIPÓTESIS**

## **8. OBJETIVOS E HIPÓTESIS**

### **8.1 Objetivo general**

El objetivo general de este estudio es, por un lado analizar los principales mecanismos responsables de las lesiones de rodilla en una población joven y físicamente activa en situaciones de aterrizajes y cambios de dirección. Por otro lado, aplicar a aquellos con un mayor riesgo un programa de ejercicio físico de carácter preventivo con objeto de modular los factores de riesgo de lesión de rodilla asociados a dichas acciones.

### **8.2 Objetivos específicos**

O1. Analizar los principales factores cinéticos, cinemáticos y EMG en situaciones de aterrizajes y cambios de dirección en una población de sujetos jóvenes y físicamente activos.

O2. Valorar la existencia de diferencias de género en los factores cinéticos, cinemáticos y EMG, típicamente asociados al desencadenamiento de una lesión de rodilla, en situaciones de aterrizajes y cambios de dirección.

O3. Establecer posibles relaciones entre factores cinéticos, cinemáticos y EMG en cambios de dirección y aterrizajes en una población de sujetos jóvenes y físicamente activos.

O4. Determinar el efecto de un programa de ejercicio físico sobre los principales factores cinéticos predictores de lesión de rodilla en sujetos con alto riesgo.

O5. Analizar cuál es el impacto de un programa de ejercicio físico sobre factores cinemáticos asociados a lesiones de rodilla en sujetos con alto riesgo.

O6. Examinar si un programa de ejercicio físico afecta la respuesta EMG en cambios de dirección y aterrizajes en una población de sujetos jóvenes y físicamente.

O7. Crear un modelo predictivo que responda a la posibilidad de desencadenar una lesión de rodilla atendiendo a los principales factores de riesgo asociados.

## 8.2 Hipótesis

La hipótesis nula del presente estudio radica en saber si un programa específico de actividad física modula los parámetros predisponentes de una lesión de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes de salto en jóvenes físicamente activos no profesionales con alto riesgo lesivo. A continuación se presentan las hipótesis específicas a contrastar.

H1. Las mujeres presentarán patrones de activación muscular diferente, así como variaciones no ventajosas en la cinética y cinemática durante aterrizajes y cambios de dirección contribuyendo a un factor de riesgo mayor en el desarrollo de lesiones de rodilla respecto a los hombres.

H2. En la población analizada existirán relaciones entre los factores cinéticos, cinemáticos y de EMG durante acciones de aterrizaje y cambios de dirección que podrían afectar al riesgo de sufrir una lesión de rodilla.

H3. El programa de entrenamiento modulará los factores cinéticos relacionados con el proceso lesivo en acciones de aterrizaje y cambios de dirección.

H4. El programa de entrenamiento incidirá positivamente sobre los ángulos de flexión y extensión de las articulaciones de los MMII en acciones de aterrizaje y cambios de dirección.

H5. El programa de entrenamiento contribuirá a una mejor co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo.

H6. Existirá un modelo predictivo dependiente de factores cinéticos, cinemáticos y de EMG que en base a los resultados del programa de entrenamiento permita determinar la contribución de los diferentes factores de riesgo a una lesión.



# **MATERIAL Y MÉTODO**

## **9. MATERIAL Y MÉTODO**

### **9.1 Diseño**

El presente estudio consta de dos fases. La primera de ellas (Fase 0) es de tipo transversal y analítico. En esta fase, se describían los factores de riesgo individuales que presentaba cada sujeto en relación a las pruebas de cambio de dirección (cambio de dirección hacia  $30^\circ = SC_{30}$ ; cambio de dirección hacia  $45^\circ = SC_{45}$ ; cambio de dirección cerrado o cruzado hacia  $45^\circ = SC_{45ml}$ ) y de aterrizaje de salto y se establecieron posibles asociaciones entre ellos. La segunda fase es de tipo experimental (Fases 1 y 2) y analiza el efecto que un programa de doce semanas de duración tiene en los sujetos que en la primera fase (Fase 0) presentaron un mayor riesgo de lesión. Se trata de un estudio aleatorizado y randomizado con dos grupos: un grupo control (GC;  $n = 28$ ) que continuó realizando sus actividades de forma cotidiana, y un grupo experimental (GE;  $n = 29$ ), que llevó a cabo un programa de actividad física específico para intentar modular los parámetros asociados al riesgo de lesión de rodilla. Al finalizar este periodo, se volvieron a analizar los factores de riesgo en las pruebas de cambios de dirección y aterrizajes. Además, se llevó a cabo un seguimiento de las lesiones producidas después de la Fase 2 durante los 18 meses posteriores. El método utilizado para recoger la información fue a través de correo electrónico facilitado por los sujetos. De esta manera, se pidió información cada 3 meses durante los siguientes 18 meses sobre el estado físico respecto a sus MMII y las lesiones producidas en ellos.

### **9.2 Muestra**

Con carácter general la muestra estuvo compuesta por 200 voluntarios. Todos los sujetos debían ser físicamente activos, es decir, como mínimo, realizar 30 minutos de actividad física al día durante tres días en semana.

Como criterio de exclusión a la participación en el estudio, se exigió que los participantes no hubieran desarrollado ningún proceso lesivo en la rodilla o el tobillo en los 6 meses previos al comienzo del mismo y, además, se controló que los sujetos no fueran profesionales en ninguna de su modalidad deportiva. Por otro lado, respecto a la Fase 1, el GE debía asistir como mínimo al 80% de las sesiones para poder formar parte de la muestra en la Fase 2.

### *Estudio transversal (Fase 0)*

En un primer momento 200 sujetos respondieron de forma voluntaria al llamamiento para participar en el estudio. De la muestra inicial, tras explicar en detalle el protocolo, ocho personas decidieron finalmente no participar. De los 192 participantes restantes, 27 personas no cumplían con los criterios de inclusión del estudio (lesiones previas de rodilla:  $n = 12$ ; lesiones previas de tobillo:  $n = 9$ ; operación en los MMII 6 meses antes de la intervención:  $n = 2$ ; deportistas profesionales o semi-profesionales:  $n = 4$ ), y otras 3 personas decidieron abandonar tras haber participado en la primera parte de la prueba. De esta manera, la muestra incluida en la Fase 0 resultó ser de 162 sujetos.

### *Estudio experimental (Fases 1 y 2)*

La muestra incluida en la Fase 0 fue clasificada en percentiles atendiendo a las diferentes variables del estudio. Basándonos en los estudios de Cameron et al. (2003) y Dalinga et al. (2012), quienes consideran que es el ratio H/Q el que más relación tiene con futuros eventos adversos en la rodilla, se estableció esta variable como parámetro de clasificación para pasar a la Fase 1. De esta manera, el 40% de los sujetos (percentil 40) con mayor H/Q fue seleccionado para pasar a la siguiente fase del estudio (Fase 1). Ello significó que un total de 66 sujetos representaban dicha muestra (Figura 23). De los 66 participantes seleccionados para la Fase 2, 4 declinaron su participación por falta de tiempo y 2 por falta de interés. Posteriormente, 60 sujetos participaron en esta fase. Los sujetos fueron divididos de forma aleatoria en dos grupos: GE y GC. En el GE, un sujeto abandonó por traslado laboral a otra ciudad, y en el GC, dos sujetos abandonaron por falta de interés. Finalmente, el GE estuvo compuesto por 29 participantes y el GC por 28.

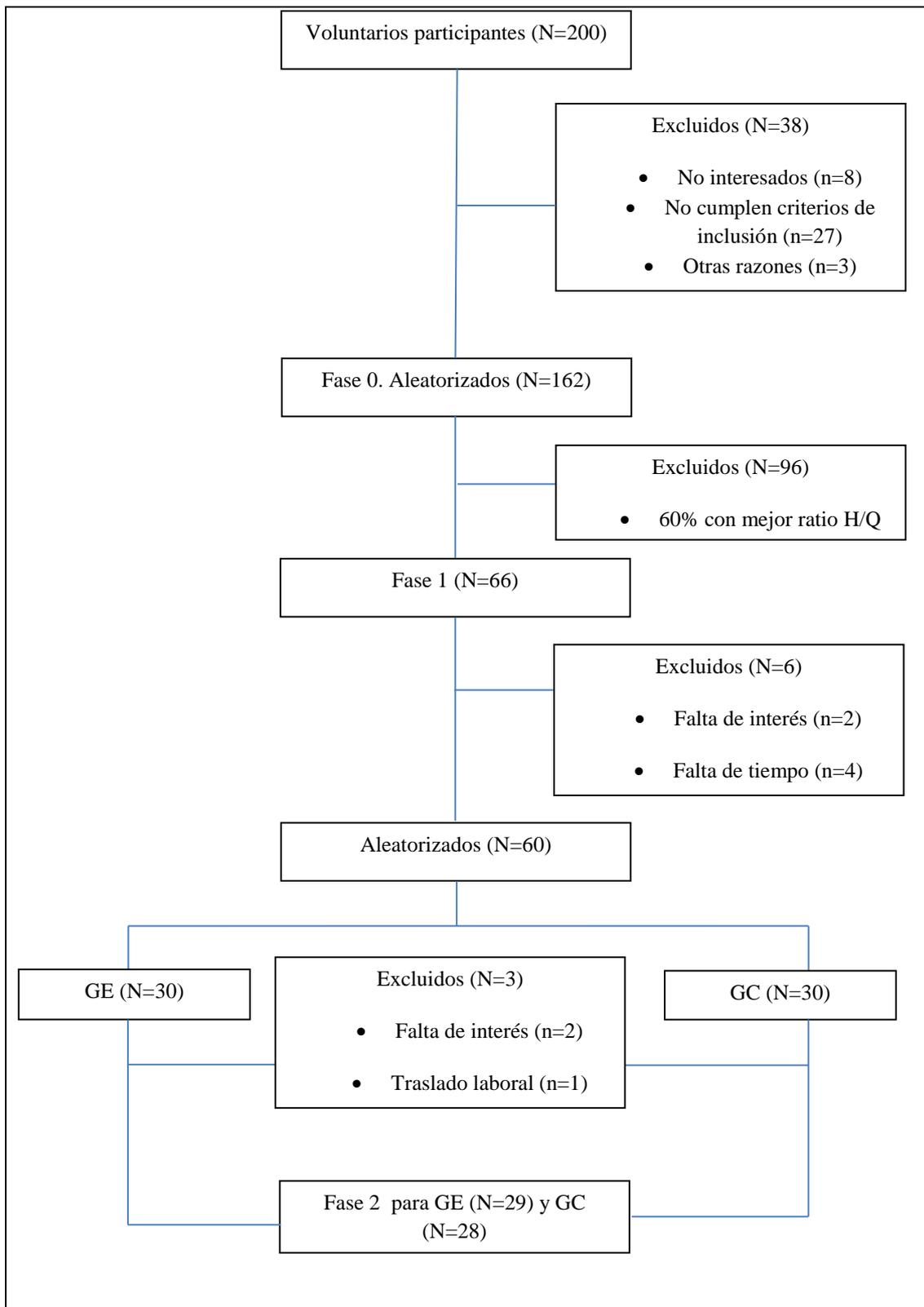


Figura 23. Flujo de los participantes durante el desarrollo del estudio.

### *Fase de follow up*

Una vez finalizada la fase de intervención y comprobando que el GE había asistido al 80% o más de las sesiones de entrenamiento, ambos grupos, el GE y GC, continuaron vinculados al presente estudio mediante un seguimiento de la epidemiología de lesiones. Durante un año y medio se contabilizó el número de lesiones sufridas en el miembro dominante de cada sujeto, así como el tipo de problema presentado.

El contacto con la muestra solicitando la información se llevó a cabo por correo electrónico, registrándose el número de lesiones o problemas en la rodilla y tobillo y el tipo de lesión manifestado por los sujetos. Este contacto se producía en periodos eventuales de 3 en 3 meses. La información quedaba registrada en una base de datos, identificándose el número de lesión, el tipo de lesión y el grupo al que perteneciera dicha lesión.

## **9.3 Variables**

### Variables Sociodemográficas

Los sujetos cumplimentaron un Cuestionario de Variables Sociodemográficas que valoraba aspectos relacionados con los datos personales de cada individuo. Este cuestionario fue enviado y completado antes de realizar las pruebas de la Fase 0. Constaba de 10 ítems: nombre, edad, género, tipología de práctica físico-deportiva, tiempo de práctica al día, tiempo de práctica a la semana, lesión previa en miembros inferiores, pie dominante, peso y talla.

### Cuestionario Internacional de Actividad Física (IPAQ, Versión Corta, Español)

Se trata de un instrumento estandarizado y validado para el estudio de la actividad física poblacional (Tolosa y Gómez-Conesa, 2007). Este cuestionario informa sobre la intensidad de actividad física (leve, moderada, vigorosa), la cantidad de minutos por semana de práctica y la categoría a la que pertenecen estos sujetos (baja, media o alta), calculando el índice de actividad física (considerándose el equivalente metabólico-METs).

### Fuerzas de reacción contra el suelo (GRFs)

Durante las pruebas se evaluaron las GRFs mediante una plataforma de fuerza triaxial (Kistler 9260 AA6, Winterthur, Suiza), fijada en una tasa de muestreo de 1000 Hz. Los datos fueron recogidos y procesados a través de un software específico (Bioware; Kistler, Winterthur, Suiza). Se evaluó la GRF máxima tanto para el eje transversal (eje Z, VGRF), como para el sagital (eje X, Fuerza<sub>ML</sub>) y anteroposterior (eje Y, Fuerza<sub>AP</sub>), donde se obtuvieron tanto los valores máximos como mínimos. Los datos de GRF fueron normalizados por la masa corporal de cada participante. Para el eje Z, además de obtener la GRF máxima positiva (PF2), también se halló el GRF en el contacto inicial (PF1). Los valores máximos y mínimos obtenidos en el eje X representaron la información necesaria para estimar la fuerza ejercida en varo y en valgo por la articulación.

### Tiempo de estabilización

Se halló el tiempo de estabilización de la rodilla (definido como tiempo de contacto excéntrico en segundos), medido a través de la plataforma de fuerza desde el contacto inicial hasta el punto donde se estabiliza la gráfica en el eje Z (Figura 24).

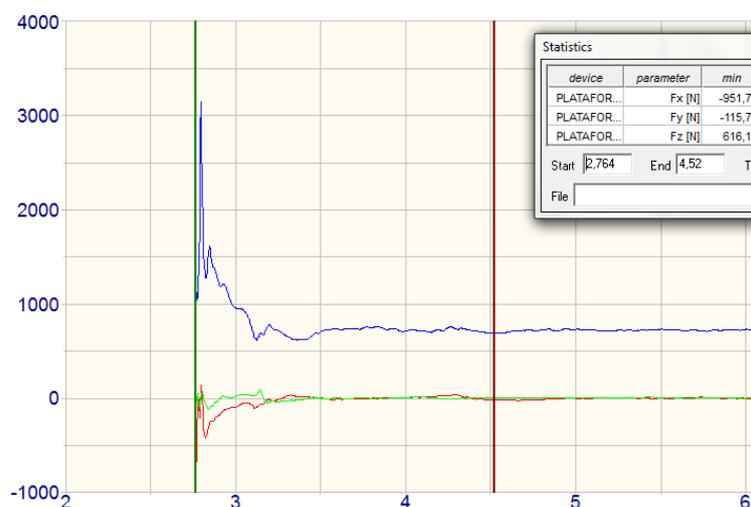


Figura 24. Ejemplo de evaluación del tiempo de estabilización.

### Impulso mecánico

Mediante la plataforma de fuerza, se midió el impulso mecánico para averiguar la cantidad de movimiento que provocaba GRF sobre el miembro inferior durante el momento de cambio de dirección y aterrizaje del salto. Este impulso fue determinado

mediante el producto de la GRF por el tiempo de aplicación de la fuerza (duración). Tanto el impulso total como el impulso en cada uno de los ejes fueron estudiados.

Existe una relación física entre el impulso y el momento de fuerza o torque. Recordemos que el momento lineal es definido como la cantidad de movimiento donde la masa se mantiene constante. Su fórmula matemática es:

$$F = m \times V$$

Por otro lado, hemos de definir impulso mecánico como la variación de esa cantidad de movimiento. Esta magnitud vectorial se mide multiplicando el vector Fuerza por el intervalo de tiempo. De esta forma, el impulso es el responsable de medir el cambio en la cantidad de movimiento. Su fórmula es la siguiente:

$$I = F \times \Delta t$$

Cuando relacionamos estas dos magnitudes, momento e impulso, cabe hablar del teorema Impulso y Cantidad de Movimiento. Este teorema aporta una valoración más específica no solo de la cantidad de movimiento o momento en el cambio de dirección o aterrizaje de salto, sino cuál es realmente el cambio en la cantidad de movimiento.

### Acelerometría

Dos acelerómetros triaxiales (xyzPLUX®; PLUX – Wireless Biosignals, Lisboa, Portugal) fueron utilizados para medir las aceleraciones en la rodilla y tobillo de los participantes (eje medio-lateral –ML- y anteroposterior –AP-). Los sensores fueron ajustados para medir aceleraciones con un rango  $\pm 3$  g. Los acelerómetros fueron adheridos a la piel a nivel del cóndilo tibial y maléolo peroneo de su pierna dominante y fijados con una venda de rejilla para su ajuste. Las señales de aceleración proporcionaron información sobre la rodilla de cada participante respecto a las oscilaciones de su tobillo. Las señales fueron previamente procesadas con la finalidad de excluir la influencia de la gravedad. Las aceleraciones en los ejes ML y AP se obtuvieron durante todo el gesto, consiguiéndose la aceleración total y parcial (por cada eje) tanto para tobillo ( $ACC_{\text{TOBILLO}}$ ) como para rodilla ( $ACC_{\text{RODILLA}}$ ) en dos momentos distintos: para una GRF máxima en cambios de dirección y en aterrizajes de salto. Para cada periodo, las señales fueron rectificadas, filtradas y suavizadas y, posteriormente, fueron calculados los valores medios.

## Goniometría

Cuatro marcadores reflectantes fueron colocados sobre el maléolo lateral, cóndilo lateral y trocánter mayor de la pierna dominante, y línea media del hombro del mismo lado. A través de la proyección del plano sagital bidimensional se midieron los ángulos de tobillo, rodilla, cadera y tronco durante ambas pruebas a través de fotogrametría. Para la prueba de aterrizajes, una cámara de vídeo digital (Sony FullHD) fue colocada a la altura de la rodilla de cada sujeto a 2 m de distancia del punto de aterrizaje de éstos, alineada perpendicularmente al plano sagital. Los ángulos de flexión de tobillo, rodilla, cadera y tronco se evaluaron en el momento del aterrizaje y de flexión de rodilla cuando se alcanzó la mayor GRF. Para el ángulo de tronco,  $90^\circ$  significó que la proyección de línea media de hombro se encontraba perpendicularmente a la horizontal del suelo. Flexiones de tronco (hacia delante) correspondió a ángulos menores y extensión de tronco ángulos mayores. Para el ángulo de cadera, se consideró  $90^\circ$  cuando estaba totalmente paralela al suelo, es decir, sobre la horizontal. El rango angular disminuía a medida que se aproximaba a la perpendicular; de este modo, se consideró un ángulo de cadera de  $0^\circ$  cuando la cadera estaba completamente perpendicular al suelo. Para la rodilla, la total extensión fue considerada como  $180^\circ$  y la total flexión como  $0^\circ$ . Para el tobillo, el ángulo conformado por pierna y metatarso se describió como  $180^\circ$  con una flexión plantar máxima y  $0^\circ$  con flexión dorsal máxima (Figura 25).

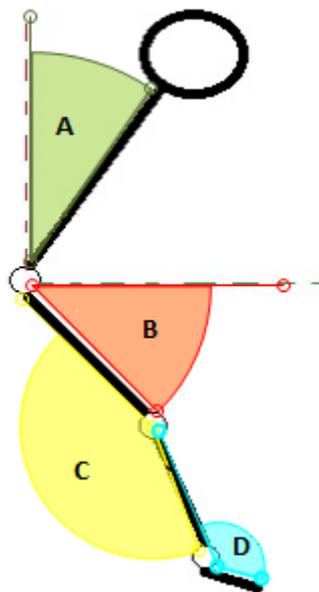


Figura 25. Representación del procedimiento para el análisis de la cinemática articular. A = ángulo de tronco; B = ángulo de cadera; C = ángulo de la rodilla; D = ángulo del tobillo.

Para la prueba de cambios de dirección se colocó una cámara de vídeo perpendicularmente a la proyección del plano sagital de cada participante en función del cambio de dirección. Dicha cámara también estuvieron dispuestas a una distancia de 2 m y a la altura de la rodilla de cada sujeto. Las imágenes digitales fueron importadas a un software de digitalización (Quintic 4®, Quinetic Consultancy Ltd., Reino Unido) para su posterior análisis.

### Electromiografía

La señal EMG fue recogida en el miembro dominante. De acuerdo con las directrices de la guía SENIAM (Hermens et al., 1999) se utilizaron electrodos bipolares autoadhesivos (diámetro: 1,5 cm; distancia entre electrodos: 3 cm; Blue Sensor®, Medicotest A/S, Olstykke, Dinamarca) colocados al 50% desde la línea antero-superior de la espina iliaca hasta la parte superior de la rótula para obtener la señal del Q. Para recoger la señal de H se utilizó la línea paralela desde aproximadamente la mitad del glúteo hasta el hueco poplíteo (músculo semitendinoso y semimembranoso). El electrodo de referencia se colocó en la rótula. Las señales fueron obtenidas por medio de un sistema de señal inalámbrica (bioPLUX, Lisboa, Portugal).

## **9.4 Procedimiento**

### *Estudio transversal (Fase 0)*

Todos los participantes fueron informados en una reunión previa sobre cuál sería el diseño y procedimiento del estudio, explicándose la existencia de tres fases. Se indicó que en el caso de formar parte de la Fase 1 y Fase 2, el GE tendría que entrenar durante 12 semanas, 3 veces a la semana, y que el GC llevaría su actividad cotidiana durante el mismo periodo. Los sujetos aceptaron y firmaron de manera voluntaria el consentimiento informado el mismo día de la reunión. Igualmente, el estudio fue evaluado y valorado por el Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla.

Una vez informados los participantes, se establecieron los turnos para las evaluaciones en el Pabellón de la Facultad de Ciencias de la Educación de la Universidad de Sevilla. Justo antes de cada prueba, cada sujeto debía haber completado el Cuestionario de Variables Sociodemográficas e IPAQ para corroborar el cumplimiento de uno de los criterios de inclusión. Es decir, determinar si los sujetos llevaban a cabo un mínimo de 30 minutos de actividad física al día durante 3 días en semana.. Además, previo a cada prueba, los sujetos llevaron a cabo un calentamiento estandarizado, que consistía en 5 minutos de movilidad articular con especial atención en MMII, 5 minutos de pedaleo en bicicleta estática (Ergoline 900®, Ergometrics, Bitz, Alemania) a 60 W de potencia (60 rpm) y familiarización con cada prueba (entre 3 y 5 aterrizajes y cambios de dirección con 1 minuto de descanso entre cada intento) (Figura 26).



Figura 26. Protocolo de evaluación mediante los cambios de dirección y los aterrizajes.

### *Aterrizajes*

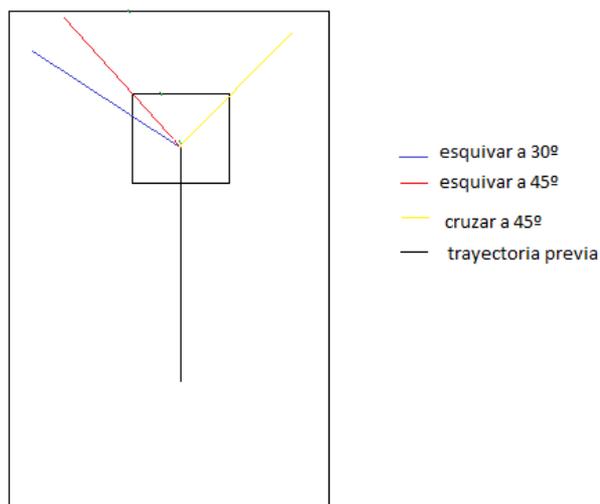
Los participantes llevaron a cabo 3 aterrizajes (con 1 minuto de descanso entre cada intento) desde una estructura de 30 cm de altura sobre una plataforma de fuerza (Figura 26). Para estandarizar los intentos, los sujetos debían mantener los brazos apoyados en la cadera y la mirada al frente, manteniendo la apertura de pies a la altura de los hombros. No se les daba información sobre cómo debían aterrizar. La única información suministrada era que debían aterrizar con su pie dominante dejándose caer hacia delante.



Todos los intentos fueron filmados con una cámara digital colocada en la proyección del plano sagital, ajustada a la altura de la rodilla de cada sujeto, a 2 m de distancia del punto de aterrizaje de éstos.

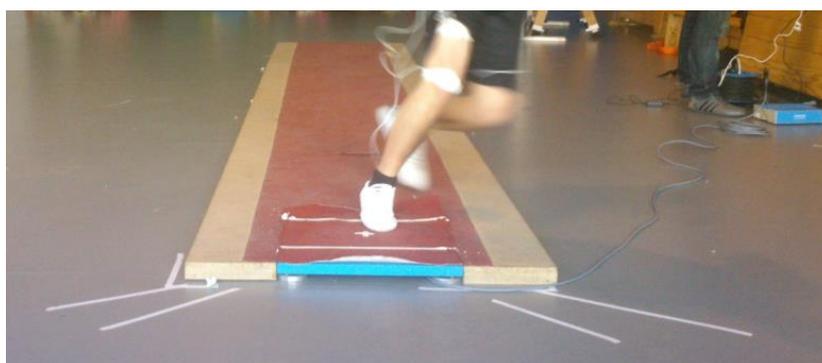
### *Cambios de dirección*

La siguiente prueba consistía en realizar distintos cambios de dirección sobre la plataforma de fuerza. Concretamente, los cambios eran hacia 3 direcciones diferentes: 30° y 45° hacia el lado contrario del pie dominante, y 45° hacia el mismo lado. Cada intento fue repetido 3 veces, por lo que en total se realizaron 9 cambios de dirección (3 por cada ángulo de apertura). Para saber la dirección a seguir, se marcó la



superficie de contacto desde el punto central de la plataforma hacia fuera en cada ángulo, por lo que finalmente, 4 marcas totales fueron fijadas en el suelo (2 para cada lado, atendiendo a la lateralidad de cada sujeto).

Previo a cada cambio, el sujeto conocía la trayectoria hacia la cual debía dirigirse. Además, la velocidad de llegada fue controlada por metrónomo, garantizando que el sujeto llegase al punto de cambio de dirección con una velocidad comprendida entre 4-5,5 m·s<sup>-1</sup>, como se propone en la literatura (McLean et al., 2004; Beaulieu et al., 2008; Cochrane et al., 2010; Stoffel et al., 2010).



Para el óptimo desarrollo de la prueba, la plataforma de fuerza fue integrada a una estructura firme de dimensiones 9x1.5 m y exactamente con la misma altura que la plataforma, para evitar el desnivel provocado por la propia



altura de la plataforma sobre el suelo. Los intentos eran válidos si el sujeto había hecho el apoyo con la punta del pie dirigida hacia delante, y lógicamente, dentro de la plataforma de contacto. De este modo, la cámara de vídeo fue colocada de forma perpendicular a cada trayectoria descrita.

#### *Estudio experimental (Fases 1 y 2)*

Después del análisis de las variables correspondientes a la Fase 0, se obtuvo la muestra perteneciente a esta Fase 1 (N=60). El proceso que se llevó a cabo para llegar a la Fase 1 fue analizar el ratio de co-activación H/Q respecto al MVC. En este sentido, un ratio menor a 0.8 se describió como peligroso. Por ello, se recopiló al 40% con el ratio más bajo para que formaran parte de la Fase 1. Una vez divididos de forma aleatoria en GC y GE, se presentó el programa de actividad física para GE. El programa se dividía en 3 sesiones de entrenamiento alternos a la semana durante un total de 12 semanas. Para poder analizarse los resultados, los sujetos debían completar el 80% de las sesiones de entrenamiento (mínimo de 29 sesiones de 36 totales).

Dicho programa integraba los siguientes contenidos:

- a) fuerza (isométrica, concéntrica y excéntrica),
- b) trabajo neuromuscular y propioceptivo,
- c) equilibrio y coordinación.

Además, para cada contenido se atendió al principio de progresión, pues es objetivo fundamental del programa garantizar la adaptación paulatina a las cargas de entrenamiento, tanto en intensidad como en dificultad de los ejercicios. Los factores de progresión fueron el tiempo, el número de ejecuciones (tanto en series como en repeticiones), el factor sensorial, la dificultad de la tarea y la unión de distintos grupos de ejercicios. Para este fin se emplearon diferentes grupos de materiales para generar inestabilidad e incidir en un componente más propioceptivo, como pueden ser los Bosu

(Bosu®, Pro balance trainer), fitball (Domyos, 65cm; Domyos 55cm), plato de equilibrio (Keller Sports, Schildkröt) y cama elástica (Funhop, Stándar). Además, una plataforma vibratoria también fue utilizada (Power Plate, Pro5). También se usó otro grupo de materiales utilizados para el diseño de ejercicios de fuerza como tirantes musculares (O'LIVE), material de suspensión (TRX®) y goma elástica (O'LIVE, tubo elástico). Y finalmente, un grupo de materiales destinados al diseño de tareas con un componente coordinativo como fueron la escalera coordinativa (Kipsta, 4m) y la pelota de foam (Foam300).

En este sentido, la semana 1 comenzó con los siguientes contenidos: WBV, propiocepción, fuerza (isométrico, concéntrico y excéntrico) y equilibrio. El número de repeticiones fue de 10 (5 a cada lado o con cada pie). En esta primera semana no se realizó ningún elemento progresivo. En la semana 2 incrementó el tiempo total de la sesión en 5 minutos, además del aspecto sensorial (ojos cerrados) en el ejercicio simple de trabajo propioceptivo. El número de ejercicios por contenido se mantuvo igual, aunque incrementaron las repeticiones de las tareas en WBV y de fuerza isométrica y concéntrica. En la semana 3 y semana 4 se añadió una mayor dificultad en la ejecución de las tareas de cada contenido y aumentaron las repeticiones y series de los ejercicios.

El diseño de las tareas para las semanas 5, 6, 7 y 8 cambió sustancialmente. Manteniendo un principio de complejidad y de cambio de estímulo aunque bajo los mismos contenidos descritos con anterioridad, se diseñaron tareas donde convergían dos contenidos. De esa manera en la semana 5 el elemento clave de progresión para los ejercicios de WBV fue el número de repeticiones y los ojos cerrados. Para el contenido de propiocepción y salto se añadieron los giros. En el trabajo de fuerza excéntrica y equilibrio, y en propiocepción y equilibrio el factor de progresión fue la modificación del canal visual.

En la semana 6 se modifican los contenidos a trabajar, existiendo un trabajo de WBV y propioceptivo (añadiéndose una tarea más respecto a la semana anterior con salto pero disminuyendo las repeticiones). En el caso del contenido de propiocepción y salto, se añadieron saltos cruzados para garantizar estímulos diferentes. Además, aparece una nueva unión de contenidos: la coordinación y el equilibrio, con 3 tareas de 2 repeticiones cada serie. La semana 7 se caracterizó por tener el diseño de las tareas de la semana 6, pero esta vez el criterio de progresión es el tiempo total, número de

ejercicios, número de repeticiones y series, factor sensorial de ojos cerrados y estímulos sonoros y aumento de la carga externa en ejercicios de contracción isométrica.

En la semana 8 el trabajo de fuerza es a través de pliometría (saltos) sobre superficie inestable, en suelo haciendo saltos cruzados y el diseño de las tareas centradas eminentemente en el componente neuromuscular y propioceptivo, además de trabajar la coordinación y el equilibrio. De nuevo, para las semanas 9, 10, 11 y 12, el diseño de las tareas cambió, creándose las tareas más enfocadas hacia los mecanismos de lesión que se relacionan con el mayor riesgo de lesión: cambios de dirección y aterrizajes. El contenido fue el mismo, aunque la dificultad de las tareas, la unión de varios contenidos, las repeticiones y series y el aspecto sensorial-propioceptivo, incrementó progresivamente.

A continuación se muestra el diseño del programa de actividad física llevado a cabo por el GE (Figura 27):

Nº semana	Tiempo por sesión	Grupo de ejercicios	Material	Nº ejercicios	Series-descanso	Rep	Observaciones-progresión
1	40´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A)	Plataforma vibratoria	5	1-1´	10	
		Propiocepción	Bosu	5	1-1´	10	
		Fuerza (excéntrico)	Tirantes musculares	5	1-1´	10	Sin carga
		Fuerza (suspensión)	TRX	4	1-1´	10	
		Propiocepción + Equilibrio	Fitball	4	1-1´	10	
2	45´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A)	Plataforma vibratoria	5	1-1´	20	
		Propiocepción	Bosu	5	1-1´	10	Ojos cerrados
		Fuerza (excéntrico)	Tirantes musculares + pelota de foam	5	1-1´	10	Con carga externa
		Fuerza (suspensión)	TRX	4	1-1´	12	
		Propiocepción + Equilibrio	Fitball	4	1-1´	10	Ojos cerrados
3	45´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A) + salto	Plataforma vibratoria	4	1-1´	10	
		Propiocepción + salto	Bosu	4	1-1´	10	
		Coordinación	Escaleras coordinativas	5	1-1´	2	
		Excéntrico	Gomas elásticas	4	1-1´	10	
		Propiocepción + equilibrio	Fitball	3	1-1´	10	
4	45´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A) + salto	Plataforma vibratoria	4	1-1´	20	
		Propiocepción + salto	Bosu	4	2-1´	10	

		Coordinación	Escaleras coordinativas	5	1-1´	4	
		Excéntrico	Gomas elásticas	4	1-1´	16	
		Propiocepción + equilibrio	Fitball	3	1-1´	16	
5	50´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A) + salto	Plataforma vibratoria	3	1-1´	20	Ojos cerrados
		Propiocepción + salto	Bosu	4	1-1´	10	Se añaden giros
		Coordinación	Escaleras coordinativas	5	1-1´	6	
		Excéntrico + equilibrio	Gomas elásticas y pelota de foam	4	1-1´	10	Ojos cerrados
		Propiocepción + equilibrio	Fitball	3	1-1´	10	Ojos cerrados
6	50´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A) + equilibrio	Plataforma vibratoria y bosu	4	1-1´	10	
		Propiocepción + salto cruzados	Bosu	3	1-1´	10	
		Fuerza (isométrico) + equilibrio	Tirantes musculares y bosu	2	1-1´	10	
		Fuerza (suspensión) + equilibrio	TRX y bosu	3	1-1´	10	
		Propiocepción + equilibrio	Fitball, bosu y pelota de foam	2	1-1´	10	
		Coordinación + equilibrio	Escaleras coordinativas y bosu	3	1-1´	2	
7	55´	Vibraciones mecánicas (WBV-30Hz-4mm A) + equilibrio	Plataforma vibratoria y bosu	4	1-1´	16	
		Propiocepción + salto cruzados	Bosu	4	1-1´	8	Ojos cerrados
		Fuerza (isométrico) + equilibrio	Tirantes musculares y bosu	2	1-1´	10	Con carga externa

		Fuerza (suspensión) + equilibrio	TRX y bosu	3	1-1´	16	
		Propiocepción + equilibrio	Fitball, bosu y pelota de foam	2	1-1´	10	Con cambio de pie
		Coordinación + equilibrio	Escaleras coordinativas y bosu	3	1-1´	4	
8	55´	Propiocepción + equilibrio + salto	Bosu, pelota de foam y plato de equilibrio	4	1-1´	10	Ojos cerrados Saltos cruzados
		Propiocepción + equilibrio	Cama elástica, bosu y pelota de foam	6	1-1´	10	
		Equilibrio	Fitball, bosu y pelota de foam	2	1-1´	10	
		Propiocepción + coordinación	Escalera coordinativa y bosu	3	1-1´	8	
9	60´	Propiocepción + equilibrio	Bosu, plato de equilibrio, pelota de foam	3	1-1´	10	Ojos cerrados
		Propiocepción + equilibrio + salto	Cama elástica, bosu, pelota de foam	5	1-1´	10	
		Equilibrio	Plato de equilibrio y pelota de foam	2	1-1´	10	Ojos cerrados
		Propiocepción	Pelota de fitball y pelota de foam	1	1-1´	10	Ojos cerrados y apoyos internos
		Coordinación + propiocepción + equilibrio	Escalera coordinativa, bosu y cama elástica	4	1-1´	2	
10	60´	Propiocepción + equilibrio + giros	Bosu, plato de equilibrio	3	1-1´	10	Bosu del revés
		Propiocepción + equilibrio + salto	Cama elástica, bosu, pelota de foam	5	1-1´	10	Ojos cerrados
		Equilibrio	Plato de equilibrio y pelota de foam	1	1-1´	10	Ojos cerrados
		Propiocepción	Pelota de fitball y pelota de foam	1	1-1´	10	Ojos cerrados y apoyos internos
		Coordinación + propiocepción + equilibrio	Escalera coordinativa, bosu y cama elástica	3	1-1´	4	

		Excéntrico + propiocepción	Gomas elásticas + cama elástica	2	1-1´	10	
11	60´	Propiocepción + equilibrio + giros	Bosu, plato de equilibrio	3	1-1´	16	
		Propiocepción + equilibrio + salto + giro	Cama elástica, bosu, pelota de foam	6	2-1´	10	
		Equilibrio	Plato de equilibrio y pelota de foam	2	1-1´	10	
		Propiocepción	Pelota de fitball y pelota de foam	1	1-1´	20	
		Coordinación + propiocepción + equilibrio	Escalera coordinativa, bosu y cama elástica	3	1-1´	6	
		Excéntrico + propiocepción	Gomas elásticas + cama elástica + pelota de foam	2	1-1´	20	
12	60´	Propiocepción + equilibrio + giros	Bosu, plato de equilibrio	4	1-1´	16	Acciones de frenado
		Propiocepción + equilibrio + salto + giro	Cama elástica, bosu, pelota de foam	6	1-1´	16	
		Equilibrio	Plato de equilibrio y pelota de foam	2	1-1´	20	
		Coordinación + propiocepción + equilibrio + salto	Escalera coordinativa, bosu y cama elástica	3	1-1´	6	
		Excéntrico + propiocepción	Gomas elásticas + cama elástica + pelota de foam	2	1-1´	16	

**Figura 27. Programa de entrenamiento desarrollado por el GE**

Una vez desarrollado el programa presentado y transcurridas las 12 semanas, tanto el GC como el GE fueron citados de nuevo en el Pabellón de la Facultad Ciencias de la Educación de la Universidad de Sevilla para ser evaluados en las mismas condiciones del pretest (hora del día y orden de las pruebas).

### **9.5 Análisis estadístico**

En primer lugar, siguiendo las indicaciones de Hair, Anderson, Tatham y Black (1998) se estudió la normalidad de todas las variables cuantitativas incluidas en el estudio, para lo que se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Además, se empleó una prueba T para muestras independientes para comparar las medias. De manera general, todas las variables continuas se presentarán como media y desviación típica en el presente trabajo y en todos los casos se estableció un nivel de significación con un 95% de confianza ( $p \leq 0.05$ ).

Previamente, algunas variables tuvieron que ser tratadas para su posterior análisis debido a su adquisición en crudo. Respecto a la variable de acelerometría, las señales fueron procesadas con la finalidad de excluir la influencia de la fuerza de la gravedad, por lo que la señal proporcionada por cada acelerómetro en crudo (1000Hz) fue filtrada y suavizada con un promedio de 10 puntos. Además, las variables de fuerza fueron tratadas para rectificar el signo negativo o positivo interpretándose si el sujeto era zurdo o diestro. Por su parte, la señal EMG fue procesada mediante la aplicación de un filtro de banda de 2Hz sobre 50Hz, rectificándose las señales y normalizándolas respecto al valor máximo conseguido mediante la contracción máxima voluntaria (MVC). Posteriormente, después de suavizar la señal con un promedio de 400 puntos, se determinaron aquellas áreas de señal EMG superior a una amplitud de 0.1.

Por otro lado, el estudio experimental contó en la Fase 1 con un análisis por percentiles para obtener el 40% (percentil 40) de sujetos que manifestaban un ratio H/Q respecto a un MVC peor. Una vez obtenida la muestra que correspondía a la fase experimental (Fase 1 y Fase 2), nuevamente se llevó a cabo un análisis de la normalidad de las variables cuantitativas mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Durante la fase experimental todos los datos fueron tratados mediante transformación logarítmica para reducir el sesgo de error de falta de uniformidad. La diferencia estandarizada o el tamaño del efecto (90% intervalo de confianza) en las variables

seleccionadas fue calculado mediante la combinación de la media en la Fase 1. Para estudiar los cambios derivados del periodo de intervención entre grupos se llevó a cabo el análisis del tamaño del efecto atendiendo a los umbrales propuestos por Cohen  $>0.2$  (pequeño),  $>0.6$  (moderado) y  $>1.2$  (grande) (Hopkins, Marshall, Batterham y Hanin, 2009). Para las comparaciones intra e inter-grupos se calcularon los cambios que producía el entrenamiento; éstos fueron: mejor/mayor, similar o peor/menor. Los cambios cuantitativos de beneficioso/mejor o perjudicial/peor fueron evaluados cualitativamente de la siguiente manera:  $<1\%$ , con total certeza no ocurrirá;  $1\%$  a  $5\%$ , muy improbable;  $5\%$  a  $25\%$ , improbable;  $25\%$  a  $75\%$ , posible;  $75\%$  a  $95\%$ , probable;  $95\%$  a  $99\%$ , muy probable;  $>99\%$ , con total certeza ocurrirá. Si las posibilidades de tener un cambio de mejoría o empeoramiento eran ambas  $>5\%$  el resultado se declaraba no claro.

Por otro lado, se realizaron correlaciones bivariadas en la primera fase del estudio (transversal) para averiguar la relación entre las diferentes variables. A cada asociación encontrada se le aplicó un análisis de regresión lineal para estudiar la fortaleza de la asociación. Seguidamente, volvió a llevarse a cabo un análisis de correlaciones bivariadas entre las diferencias conseguidas entre la Fase 2 y la Fase 1 de las variables cinéticas, cinemáticas y de EMG tanto para los cambios de dirección como para los aterrizajes de salto. Cada asociación se considerará como fuerte ( $p \leq 0.05$ ) o muy fuerte ( $p \leq 0.01$ ). Para controlar las correlaciones se llevó a cabo un análisis por regresión logística binaria mediante el cual se determinó un modelo independiente para la variable dicotómica *sí/no se produjo lesión en los meses 1-9* y otro para la variable dicotómica *sí/no se produjo lesión en los meses 10-18* en cada cambio de dirección y aterrizaje. Como estadísticos del modelo se presentó el  $R^2$  de Cox y Snell y el  $R^2$  de Nagelkerke para indicar la parte de la varianza de la variable dependiente explicada por el modelo, la cual oscila entre ambos estadísticos  $R^2$ . A mayor valor de este estadístico, mayor será la explicación de la variable dependiente por parte de las variables independientes. Además, en el modelo se ofrece el estadístico *Chi-cuadrado* para la prueba de *ómnibus*, donde mediante una significación  $p < 0.05$  la variable dependiente se explicaría a través de las variables independientes introducidas en el modelo. Finalmente, el modelo ofreció el *porcentaje global correctamente clasificado*, que es el número de casos que el modelo es capaz de predecir correctamente en base a la ecuación de regresión. Para que el modelo se acepte debería superar el 50% de los casos.





# **RESULTADOS**

## 10. RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados más destacables del presente estudio, donde se diferencian resultados hallados en la fase previa o Fase 0, y lo encontrado en la fase experimental (Fase 1 y Fase 2). En todas las fases, tras un análisis descriptivo previo, se describirán los resultados de las variables cinéticas, cinemáticas y los hallazgos electromiográficos. Igualmente y, siempre que sea pertinente, se analizarán posibles diferencias de género en las variables referidas.

### 10.1 Características descriptivas intrínsecas de la muestra

#### *Estudio transversal (Fase 0)*

Todos los sujetos estaban sanos o no habían padecido en los últimos 6 meses una lesión en los MMII. Además, su IMC estaba dentro de los valores normales para una población adulta (IMC = 23.78;  $\pm 286$  Kg/m<sup>2</sup>). La edad media de la población estudiada fue de 24 ( $\pm 3$  años), y como se requería, todos los participantes eran físicamente activos, con una media de práctica de actividad física de 8.38 horas a la semana ( $\pm 4.01$  horas) y 1.97 horas de práctica al día ( $\pm 1.66$  horas). Finalmente, puede observarse como no existían diferencias significativas entre hombres y mujeres ni en la edad, peso, talla, IMC ni actividad física que realizaban (Tabla 1).

VARIABLES	N = 162	Hombres	Mujeres	p
<b>Sexo</b>		122	40	
<b>Pie dominante</b>	Diestros = 128 Zurdos = 34	Diestros = 99 Zurdos = 23	Diestras = 29 Zurdas = 11	
<b>Edad (años)</b>	24 ( $\pm 3$ )	25 ( $\pm 2$ )	22 ( $\pm 1$ )	.110
<b>Peso (Kg)</b>	72.84 ( $\pm 12.76$ )	76.92 ( $\pm 8.12$ )	65.36 ( $\pm 4.52$ )	.103
<b>Talla (m)</b>	1.74 ( $\pm 0.07$ )	1.80 ( $\pm 0.09$ )	1.63 ( $\pm 0.06$ )	.071
<b>IMC Kg/m<sup>2</sup>)</b>	23.78 ( $\pm 2.86$ )	24.75 ( $\pm 1.12$ )	21.34 ( $\pm 2.12$ )	.096
<b>Actividad física semanal (h/sem)</b>	8.38 ( $\pm 4.01$ )	8.79 ( $\pm 3.96$ )	7.91 ( $\pm 2.34$ )	.101
<b>Actividad física diaria (h/día)</b>	1.97 ( $\pm 1.66$ )	2.03 ( $\pm 0.98$ )	1.86 ( $\pm 1.10$ )	.510

### ***Estudio experimental (Fases 1 y 2)***

De nuevo se estudiaron las variables personales de los sujetos en esta fase experimental (Tabla 2). El número de hombres fue sensiblemente mayor al de mujeres en esta fase. La edad rondó los 23 años de media. El IMC de los sujetos estuvo dentro del normopeso y los participantes manifestaron una media de 8.78 ( $\pm 4.30$ ) horas a la semana de actividad física. En cuanto al género, no se describieron diferencias significativas entre hombres y mujeres en ninguna de las variables analizadas.

Tabla 2. Datos descriptivos de los sujetos de la Fase 1				
VARIABLES	N = 57	Hombres	Mujeres	p
Sexo		44	13	
Pie dominante	Diestros = 73.69% Zurdos = 26.31%	Diestros = 72.72% Zurdos = 27.28%	Diestras = 76.92 Zurdas = 23.08	.536
Edad (años)	23 ( $\pm 3$ )	23.43 ( $\pm 3$ )	21.61 ( $\pm 2$ )	.358
Peso (Kg)	73.01 ( $\pm 12.76$ )	77.74 ( $\pm 9.89$ )	57.01 ( $\pm 7.05$ )	.357
Talla (m)	1.74 ( $\pm 0.08$ )	1.78 ( $\pm 0.05$ )	1.63 ( $\pm 0.06$ )	.600
IMC Kg/m <sup>2</sup> )	23.74 ( $\pm 2.71$ )	24.46 ( $\pm 2.49$ )	21.28 ( $\pm 1.90$ )	.383
Actividad física semanal (h/sem)	8.78 ( $\pm 4.30$ )	9.30 ( $\pm 4.49$ )	7.00 ( $\pm 3.13$ )	.251
Actividad física diaria (h/día)	2.32 ( $\pm 2.76$ )	2.25 ( $\pm 2.43$ )	2.57 ( $\pm 4.78$ )	.303

### **10.2 Análisis de los factores cinéticos**

Los factores cinéticos fueron evaluados tanto en la Fase 0 como en la fase experimental (Fase 1 y 2), durante los cambios de dirección y aterrizajes de salto.

#### ***Estudio transversal (Fase 0)***

En la Fase 0 se llevó a cabo un análisis descriptivo de las variables cinéticas tanto en cambios de dirección como en aterrizajes. Durante los SC<sub>30</sub>, los sujetos mostraron un valor de VGRF superior de  $2135.49 \pm 633.14$  N, lo que supone unas 3 veces su peso corporal, mientras que estos valores fueron inferiores en Fuerza<sub>ML</sub> ( $625.44 \pm 170.99$ N) y Fuerza<sub>AP</sub> ( $945.62 \pm 421.53$  N). Para el SC<sub>45</sub>, VGRF fue menor respecto a SC<sub>30</sub>, siendo

ésta de 2015.83 ( $\pm 687.27$  N), mientras que la Fuerza<sub>ML</sub> fue de 566.87 ( $\pm 189.22$  N). En la Fuerza<sub>AP</sub> se observó un valor de fuerza de 765.75 ( $\pm 417.06$  N). Finalmente, en SC45ml VGRF fue de 1790.60 ( $\pm 517.55$  N), mientras que en la Fuerza<sub>ML</sub> se registró el valor de fuerza más pequeño de todos los cambios de dirección medidos (515.41  $\pm$  181.53 N), al igual que en la Fuerza<sub>AP</sub> (670.37  $\pm$  368.42 N). Para precisar más los resultados, la fuerza se relativizó según el peso corporal de cada sujeto por cada cambio de dirección los cuales pueden observarse en la Tabla 3. En relación al SC<sub>30</sub>, los resultados reflejaron el mayor índice de fuerza aplicada en todos los ejes, es decir, respecto a la VGRF, Fuerza<sub>AP</sub> y Fuerza<sub>ML</sub>.

Tabla 3. *Análisis descriptivo de la fuerza durante cambios de dirección.*

	<b>VARIABLES</b>	<b>Media</b>	<b>SD</b>
<b>SC<sub>30</sub></b>	VGRF (N/Kg)	29.49	7.75
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	12.99	5.32
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	8.64	2.08
<b>SC<sub>45</sub></b>	VGRF (N/Kg)	27.70	7.81
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	10.54	5.39
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	7.78	2.08
<b>SC<sub>45ml</sub></b>	VGRF (N/Kg)	25.13	7.59
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	9.35	5.09
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	7.17	2.40

Datos expresados en Media y SD. VGRF (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el eje vertical. Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje antero-posterior. Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral.  
 SC<sub>30</sub> = cambio de dirección abierto de 30°. SC<sub>45</sub> = cambio de dirección abierto de 45°. SC<sub>45ml</sub> = cambio de dirección cerrado 45° hacia el mismo lado.

Seguidamente en la Tabla 4, puede observarse el análisis por género respecto a la fuerza en los tres cambios de dirección. En este sentido, durante el cambio de dirección SC<sub>30</sub> las mujeres manifestaron unos registros de fuerza significativamente mayores que los hombres en la Fuerza<sub>ML</sub> ( $p=0.045$ ). Por su parte, en el SC<sub>45</sub> fueron los hombres quienes manifestaron unos valores más elevados respecto a las mujeres tanto en VGRF ( $p=0.025$ ) como en Fuerza<sub>AP</sub> ( $p=0.020$ ). Finalmente, en el SC<sub>45ml</sub> sólo hubo diferencias significativas en la fuerza ejercida en Fuerza<sub>AP</sub>, donde las mujeres manifestaron un valor de fuerza superior respecto al género masculino ( $p=0.020$ ).

Tabla 4. Análisis descriptivo de la fuerza respecto al género durante cambios de dirección.

	<b>VARIABLES</b>	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>	<b>p</b>
<b>SC<sub>30</sub></b>	VGRF (N/Kg)	29.54 (7.42)	29.33 (8.81)	.465
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	13.54 (5.45)	11.26 (4.53)	.159
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	8.60 (1.83)	8.75 (2.76)	.045*
<b>SC<sub>45</sub></b>	VGRF (N/Kg)	28.20 (8.32)	26.14 (5.76)	.025*
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	11.14 (5.68)	8.68 (3.90)	.020*
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	7.96 (2.15)	7.23 (1.77)	.568
<b>SC<sub>45ml</sub></b>	VGRF (N/Kg)	24.02 (6.92)	28.60 (8.61)	.159
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	9.02 (4.54)	10.39 (6.48)	.020*
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	7.13 (2.40)	7.32 (2.45)	.612

Datos expresados en Media y SD. VGRF (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el eje vertical. Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje antero-posterior. Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral. SC<sub>30</sub> = cambio de dirección abierto de 30°. SC<sub>45</sub> = cambio de dirección abierto de 45°. SC<sub>45ml</sub> = cambio de dirección cerrado 45° hacia el mismo lado.

Finalmente, la fuerza durante los aterrizajes también fue evaluada, analizándose en el eje vertical una doble variable; por un lado PF1, correspondiente al primer impacto y, por otro, PF2 que hace referencia al mayor pico de fuerza registrado. Al igual que durante los cambios de dirección, se analizó en primer lugar la fuerza total ejercida por los participantes y después se relativizó por el peso corporal (Tabla 5). El PF1 fue de 1306.14 ( $\pm$  204.69 N), mientras que PF2 fue de 3310.43N ( $\pm$ 829.54). En la Fuerza<sub>ML</sub> se reflejó un valor de 706.81( $\pm$  204.69 N), mientras que en la Fuerza<sub>AP</sub> de 234.28 ( $\pm$  97.36 N).

Tabla 5. Análisis descriptivo de la fuerza durante los aterrizajes.

	<b>VARIABLES</b>	<b>Media</b>	<b>SD</b>
Aterrizaje	PF1 (N/Kg)	18.14	5.92
	PF2 (N/Kg)	45.72	8.69
	Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	3.23	1.19
	Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	9.84	2.68

Datos expresados media y SD. PF1 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el primer contacto. PF2 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo máxima. Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje antero-posterior. Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral.

También se analizó la fuerza en el aterrizaje según el género (Tabla 6). No hubo diferencias significativas en las fuerzas ejercidas en el eje vertical (PF1 y PF2) ni en la Fuerza<sub>AP</sub> ( $p>0.05$ ). En cambio, en la Fuerza<sub>ML</sub> las mujeres reflejaron una fuerza significativamente mayor respecto a los hombres ( $p=0.015$ ).

Tabla 6. <i>Análisis descriptivo de la fuerza durante los aterrizajes según el género.</i>			
VARIABLES	Hombres	Mujeres	<i>p</i>
<b>PF1 (N/Kg)</b>	17.50 (5.72)	20.08 (6.19)	.426
<b>PF2 (N/Kg)</b>	44.48 (8.29)	49.58 (8.88)	.830
<b>Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg)</b>	3.28 (1.27)	3.06 (.87)	.139
<b>Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg)</b>	9.63 (2.80)	10.50 (2.17)	.015*
Datos expresados media y SD. PF1 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el primer contacto. PF2 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo máxima. Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje antero-posterior. Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral.			

El análisis de la aceleración parcial de la rodilla y de tobillo durante los cambios de dirección se muestra en la Tabla 7. Durante el SC<sub>30</sub> se observó la menor ACC<sub>RODILLAAP</sub> ( $1.72 \pm 1.48$  g). Igualmente, la ACC<sub>TOBILLOZ</sub> fue la menor al comparar con el resto de cambios de dirección ( $4.11 \pm 0.81$ ). Respecto al SC<sub>45</sub> tanto la ACC<sub>RODILLA</sub>ML ( $2.39 \pm 1.58$  g) como la ACC<sub>RODILLA</sub>Z ( $1.53 \pm 1.30$  g) reflejaron los valores más bajos. Sin embargo, tanto la ACC<sub>TOBILLO</sub>ML como la ACC<sub>TOBILLO</sub>AP fue mayor que en el resto de cambios de dirección ( $4.23 \pm 0.75$  g y  $4.05 \pm 0.92$  g respectivamente). Durante el SC<sub>45ml</sub> se encontró la mayor ACC<sub>RODILLA</sub>ML ( $2.49 \pm 1.49$  g) y ACC<sub>RODILLA</sub>Z ( $1.69 \pm 1.40$  g), así comola mayor ACC<sub>TOBILLO</sub>Z ( $4.20 \pm 0.79$  g). En cambio, la ACC<sub>TOBILLO</sub>ML y ACC<sub>TOBILLO</sub>AP fue menor durante este cambio de dirección ( $4.14 \pm 0.88$  g y  $3.98 \pm 0.99$  g respectivamente).

Tabla 7. Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante cambios de dirección.

	VARIABLES	Media	SD
SC <sub>30</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.46	1.50
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.72	1.48
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.63	1.37
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.19	.78
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	4.04	.98
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.11	.81
SC <sub>45</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.39	1.58
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	2.03	1.55
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.53	1.30
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.23	.75
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	4.05	.92
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.13	.68
SC <sub>45ml</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.49	1.49
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	2.08	1.55
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.69	1.40
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.14	.88
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	3.98	.99
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.20	.79
<p>Datos expresados media y SD. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima.</p> <p>SC<sub>30</sub> = cambio de dirección abierto de 30°. SC<sub>45</sub> = cambio de dirección abierto de 45°. SC<sub>45ml</sub> = cambio de dirección cerrado 45° hacia el mismo lado.</p>			

Por su parte, la aceleración según el género también fue evaluada (Tabla 8). Durante el SC<sub>30</sub>, aunque no se apreciaron diferencias significativas, las aceleraciones parciales de rodilla fueron mayores en mujeres respecto a los hombres. En tobillo, solo la ACC<sub>TOBILLO</sub>Z fue mayor en mujeres respecto a los hombres (4.20 ± 0.76 g). En el caso del SC<sub>45</sub> encontramos una tendencia hacia una mayor aceleración en las mujeres respecto a los hombres tanto en la rodilla como en el tobillo. Respecto a la ACC<sub>RODILLA</sub>Z, la diferencia entre mujeres y hombres es significativa ( $p=0.002$ ),

mostrando las mujeres una aceleración de  $1.82 \pm 1.54$  g frente a  $1.44 \pm 1.21$  g reflejada por los hombres.

Durante el SC<sub>45ml</sub> no se hallaron diferencias significativas por género, a excepción de la ACC<sub>RODILLA</sub>ML donde los hombres mostraron valores mayores ( $2.49 \pm 1.48$  g). En el resto de aceleraciones parciales de rodilla las mujeres manifestaron un valor mayor de este parámetro, aunque no fueron estadísticamente significativas. Respecto al tobillo, únicamente la tendencia es mayor en los hombres respecto a mujeres en la ACC<sub>TOBILLO</sub>Z ( $4.22 \pm 0.81$  g), si bien no se alcanzó una significación estadística.

Tabla 8. Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante cambios de dirección respecto al género.

	VARIABLES	Hombres	Mujeres	<i>p</i>
SC <sub>30</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.33 (1.47)	2.86 (1.56)	.558
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.66 (1.50)	1.91 (1.44)	.573
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.57 (1.30)	1.84 (1.55)	.080
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.20 (.73)	4.14 (.94)	.215
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	4.04 (.96)	4.02 (1.06)	.433
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.08 (.83)	4.20 (.76)	.413
SC <sub>45</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.25 (1.54)	2.81 (1.66)	.516
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.92 (1.57)	2.35 (1.49)	.563
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.44 (1.21)	1.82 (1.54)	.002*
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.20 (.71)	4.32 (.86)	.890
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	4.04 (.92)	4.09 (.95)	.483
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.09 (.70)	4.27 (.60)	.344
SC <sub>45ml</sub>	ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.49 (1.48)	2.48 (1.55)	.866
	ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.96 (1.53)	2.46 (1.58)	.795
	ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.64 (1.37)	1.85 (1.51)	.200
	ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.11 (.87)	4.22 (.90)	.937
	ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	3.97 (1.01)	4.01 (.96)	.965
	ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	4.22 (.81)	4.15 (.71)	.900

Datos expresados media y SD. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima.  
 SC<sub>30</sub> = cambio de dirección abierto de 30°. SC<sub>45</sub> = cambio de dirección abierto de 45°. SC<sub>45ml</sub> = cambio de dirección cerrado 45° hacia el mismo lado.

Finalmente, la aceleración durante los aterrizajes se reflejan en la Tabla 9. En cuanto a la rodilla, la aceleración parcial mayor fue hallada en la  $ACC_{RODILLA_{ML}}$  ( $2.34 \pm 1.51$  g), mientras que las encontradas en la  $ACC_{RODILLA_{AP}}$  ( $1.94 \pm 1.55$  g) y en  $ACC_{RODILLA_{Z}}$  ( $1.99 \pm 1.46$  g) fueron muy similares. En el tobillo, la mayor aceleración parcial encontrada fue  $ACC_{TOBILLO_{Z}}$  ( $3.95 \pm 0.81$  g), mientras que la menor fue en  $ACC_{TOBILLO_{ML}}$  ( $3.72 \pm 1.17$  g) En el eje AP de se halló un valorde  $ACC_{TOBILLO_{AP}}$  de  $3.91 (\pm 1.08$  g).

Tabla 9. Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante aterrizajes.		
VARIABLES	Media	SD
$ACC_{RODILLA_{ML}}$ (g)	2.34	1.51
$ACC_{RODILLA_{AP}}$ (g)	1.94	1.55
$ACC_{RODILLA_{Z}}$ (g)	1.99	1.46
$ACC_{TOBILLO_{ML}}$ (g)	3.72	1.17
$ACC_{TOBILLO_{AP}}$ (g)	3.91	1.08
$ACC_{TOBILLO_{Z}}$ (g)	3.95	.81

Datos expresados media y SD.  $ACC_{RODILLA_{ML}}$  (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima.  $ACC_{RODILLA_{AP}}$  (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima.  $ACC_{RODILLA_{Z}}$  (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.  $ACC_{TOBILLO_{ML}}$  (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima.  $ACC_{TOBILLO_{AP}}$  (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima.  $ACC_{TOBILLO_{Z}}$  (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima.

El análisis de la aceleración según el género no reflejó diferencias significativas entre hombres y mujeres respecto a la aceleración parcial en rodilla o tobillo durante los aterrizajes (Tabla 10). A pesar de ello, la aceleración parcial de rodilla fue ligeramente superior en mujeres en todos los ejes, con especial relevancia en la la  $ACC_{RODILLA_{AP}}$ , donde se obtuvo una diferencia con tendencia a la significación entre género ( $p=0.051$ ); mientras, en el tobillo, solamente la  $ACC_{TOBILLO_{ML}}$  fue mayor en mujeres ( $3.85 \pm 1.22$  g).

Tabla 10. Análisis descriptivo de la aceleración en los 3 ejes durante aterrizajes según el género.

VARIABLES	Hombres	Mujeres	p
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.28 (1.46)	2.54 (1.67)	.155
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.78 (1.46)	2.44 (1.73)	.051
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	1.90 (1.42)	2.30 (1.58)	.150
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	3.67 (1.16)	3.85 (1.22)	.642
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	3.94 (1.07)	3.81 (1.10)	.950
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	3.99 (.79)	3.81 (.89)	.363

Datos expresados media y SD. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima.

**Estudio experimental (Fase 1 y 2)**

Los cambios intragrupos fueron analizados tanto en el GE como en el GC durante el SC<sub>30</sub> (Tabla 11). En primer lugar, existe un *posible* cambio en *VGRF* después del programa de entrenamiento en el GE (3.5% [90%LC: -5.6; 13.5]). Por el contrario, se puede observar una reducción tanto de la Fuerza<sub>ML</sub> como en la Fuerza<sub>AP</sub> después de las 12 semanas de entrenamiento. De esta forma se pudo observar un efecto *probable*, como consecuencia de la intervención, en la Fuerza<sub>ML</sub>, lo cual se vio reflejado por un descenso en dicha variable (38.3% [90%LC:2.8; 60.8]). En el caso de la Fuerza<sub>AP</sub>, el cambio producido fue *lo más certero posible* debido al entrenamiento (50.4% [90%LC: 42.6; 57.1]).

Respecto al *TdC* éste se vio reducido también con *certeza* en el GE (-21.6% [90%LC: -26.8; -16.0]). En cuanto al *impulso*, fue superior El I<sub>Z</sub> y el I<sub>AP</sub>, aunque *no está claro* que el cambio se deba al programa de intervención (-4.9% [90%LC: -8.8; 0.8]; -28% [-80.0; 170.6] respectivamente). Por su parte, el cambio en el I<sub>ML</sub> *tampoco estuvo claro* que éste disminuyera debido al programa (-7.9% [90%LC: -72.2; 205.2]).

Por otro lado, en relación a las aceleraciones registradas, la ACC<sub>TOBILLO</sub>ML fue la única que disminuyó *muy probablemente* tras el programa de entrenamiento en GE (-4.4%

[90%LC: -7.7; -1.0]). Sin embargo, la  $ACC_{\text{TOBILLOAP}}$  *posiblemente* aumentó después del programa (9.6% [90%LC: -4.0; 25.1]), al igual que en la  $ACC_{\text{TOBILLOZ}}$ , donde este incremento es *probable* (8.2% [90%LC: 2.5; 14.3]). Finalmente, la aceleración de rodilla se redujo en el GE en los 3 ejes después de las 12 semanas de intervención con la *máxima certeza* debido al programa de entrenamiento ( $ACC_{\text{RODILLA ML}}$ , -48.5% [90%LC: -61.9; -30.5];  $ACC_{\text{RODILLA AP}}$ , -29.9% [-36.4; -22.8] ;  $ACC_{\text{RODILLA Z}}$ , -26.9 [-31.5; -22.1] respectivamente).

Tabla 11. Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC<sub>30</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC

VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>VGRF (N/Kg)</b>	31.44 (9.90)	33.13 (8.67)	34.59 (11.52)	35.85 (11.77)	0.15 (-0.25; 0.54)	41/53/5%	0.26 (0.00; 0.52)	65/35/0%
<b>Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg)</b>	9.34 (1.88)	9.76 (3.05)	6.59 (1.64)	6.11 (1.89)	0.35 (0.02; 0.69)	78/21/0%	-1.75 (-2.38; -1.12)	0/0/100%
<b>Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg)</b>	12.26 (6.90)	14.51 (7.02)	7.44 (3.30)	7.98 (3.75)	1.57 (1.25; 1.90)	100/0/0%	-0.44 (-0.73; -0.16)	0/8/92%
<b>TdC (s)</b>	.285 (.04)	.295 (.05)	252 (.03)	.267 (.02.)	-1.5 (-1.48; -0.83)	0/0/100%	-0.41 (-0.64; -0.18)	0/6/94%
<b>I<sub>z</sub> (N*s)</b>	3.91 (.75)	289.06 (94.42)	4.12 (.74)	272.34 (87.88)	-0.18 (-0.33; -0.03)	0/60/40%	-0.36 (-0.92; 0.19)	5/26/69%
<b>I<sub>AP</sub> (N*s)</b>	.001 (.01)	.105 (1.31)	.006 (.01)	.05 (1.09)	-0.28 (-1.43; 0.86)	22/22/55%	0.51 (-0.10; 1.12)	82/15/3%
<b>I<sub>ML</sub> (N*s)</b>	.002 (0.1)	-.007 (1.70)	.000 (.01)	.09 (1.04)	-0.06 (-0.88; 0.77)	29/33/38%	0.51 (-0.20; 1.22)	78/17/5%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g)</b>	7.31 (2.15)	7.49 (1.93)	8.06 (.49)	8.01 (.48)	11.43 (10.83; 12.04)	100/0/0%	0.0 (-0.33; 0.33)	16/69/16%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g)</b>	4.94 (.20)	4.71 (.83)	4.73 (.37)	4.66 (.50)	-1.05 (-1.86; -0.24)	1/4/96%	0.19 (-0.10; 0.48)	48/50/1%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g)</b>	4.10 (1.09)	4.36 (.87)	4.36 (.66)	4.33 (.59)	0.26 (-0.12; 0.65)	61/36/2%	-0.64 (-1.12; -0.16)	0/6/93%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g)</b>	4.11 (1.74)	4.35 (1.30)	4.78 (.39)	4.76 (.44)	0.55 (0.17; 0.93)	94/6/0%	0.24 (-0.14; 0.062)	57/40/3%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g)</b>	4.28 (.74)	4.13 (.86)	2.67 (1.40)	3.22 (1.42)	-3.38 (-4.91; -1.85)	0/0/100%	-0.84 (-2.27; 0.60)	11/11/77%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g)</b>	4.10 (.60)	4.17 (.75)	2.94 (.84)	3.28 (.82)	-2.32 (-2.96; -1.69)	0/0/100%	-0.56 (-0.90; -0.21)	0/5/95%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g)</b>	4.03 (.57)	4.01 (.48)	2.95 (.39)	3.27 (.44)	-2.04 (-2.45; -1.62)	0/0/100%	-1.00 (-1.38; 0.63)	0/0/100%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

Comparando ambos grupos (Tabla 12) puede evidenciarse un incremento en 3.15 puntos de media en las *VGRF* en el GE después de las 12 semanas de entrenamiento, aunque el efecto del programa *no está claro*. También se observó una reducción *probable* de la *Fuerza<sub>ML</sub>* (-32.4% [90%LC: -53.4; -2.1]), de la *Fuerza<sub>AP</sub>* (-36.3% [90%LC: -57.3; -5.0]) y del *TdC* (-10.1% [90%LC: -18.9; -0.2]) en el GE al compararlo con GC. Precisamente respecto a estas variables se encontraron diferencias significativas entre los grupos ( $p \leq 0.05$ ). Además, el  $I_Z$  se incrementó en el GE *posiblemente* debido al programa (-5.7% [90%LC: -12.6; 1.8]). Sin embargo, tanto el  $I_{ML}$  como en el  $I_{AP}$  el efecto no fue claro. Respecto a la *aceleración*, a pesar de encontrar un incremento en la  $ACC_{TOBILLOTOTAL}$  y en  $ACC_{TOBILLOAP}$  después de las 12 semanas de entrenamiento, los efectos *no son claros* en ninguno de los dos casos. En caso de la  $ACC_{TOBILLOML}$  el incremento fue *posiblemente* debido al programa (-6.1% [90%LC: -14.4; 2.9]), mientras que en la  $ACC_{TOBILLOZ}$  fue *probablemente* debido a éste (7.3% [90%LC: -16.0; 17.1]). Finalmente, en el caso de la rodilla, tanto para la  $ACC_{RODILLA Z}$  -20.1% [90%LC: -27.7; -12.0]), en  $ACC_{RODILLA ML}$  (-40.9% [90%LC: -62.1; -7.7]) como en  $ACC_{RODILLA AP}$  (-15.6% [90%LC: -28.1; 0.4]), el programa de entrenamiento influiría *probablemente* para reducir este parámetro hallándose, además, diferencias significativas entre los grupos en los 3 ejes ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 12. Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC<sub>30</sub>

VARIABLES	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambio
VGRF (N/Kg)	.744	-6.3 (-20.5; 10.4)	53/36/11%
Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	.022*	-32.4 (-53.4; -2.1)	93/5/2%
Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	.035*	-36.3 (-57.3; -5.0)	88/12/1%
TdC (s)	.001*	-10.1 (-18.9; -0.2)	2/10/88%
I <sub>z</sub> (N*s)	.030*	-5.7 (-12.6; 1.8)	53/46/1%
I <sub>AP</sub> (N*s)	.007*	-89.3 (-99.4; 89.4)	88/5/7%
I <sub>ML</sub> (N*s)	.675	-49.7 (-94.1; 330.8)	62/19/20%
ACC <sub>TOBILLO</sub> TOTAL (g)	.343	2.4 (-4.0; 9.3)	13/32/54%
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	.068	-6.1 (-14.4; 2.9)	71/24/4%
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	.780	7.5 (-9.7; 28.0)	12/27/60%
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	.001*	7.3 (-16; 17.1)	81/15/4%
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	.001*	-40.9 (-62.1; -7.7)	96/2/2%
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	.002*	-15.6 (-28.1; 0.4)	90/7/3%
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	.001*	-20.1 (-27.7; -12.0)	100/0/0%

Abreviaturas: LC: límite de confianza

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

En la Figura 28 se refleja el efecto del programa de entrenamiento en ambos grupos en cuanto a los parámetros cinéticos durante el SC<sub>30</sub>. Se observa cómo el *TdC probablemente* mejore en el GE respecto al GC, ocurriendo lo mismo en la *Fuerza<sub>ML</sub>* y *Fuerza<sub>AP</sub>*. Sin embargo, el efecto producido sobre la *VGRF no estuvo claro* que se debiera al entrenamiento. Del mismo modo, el *cambio* en el *I<sub>Z</sub> tampoco fue claro*. A pesar de ello, tanto en el *I<sub>ML</sub>* como en el *I<sub>AP</sub>* existen claras posibilidades para que las diferencias en favor del GE respecto al GC se deban al programa de entrenamiento.

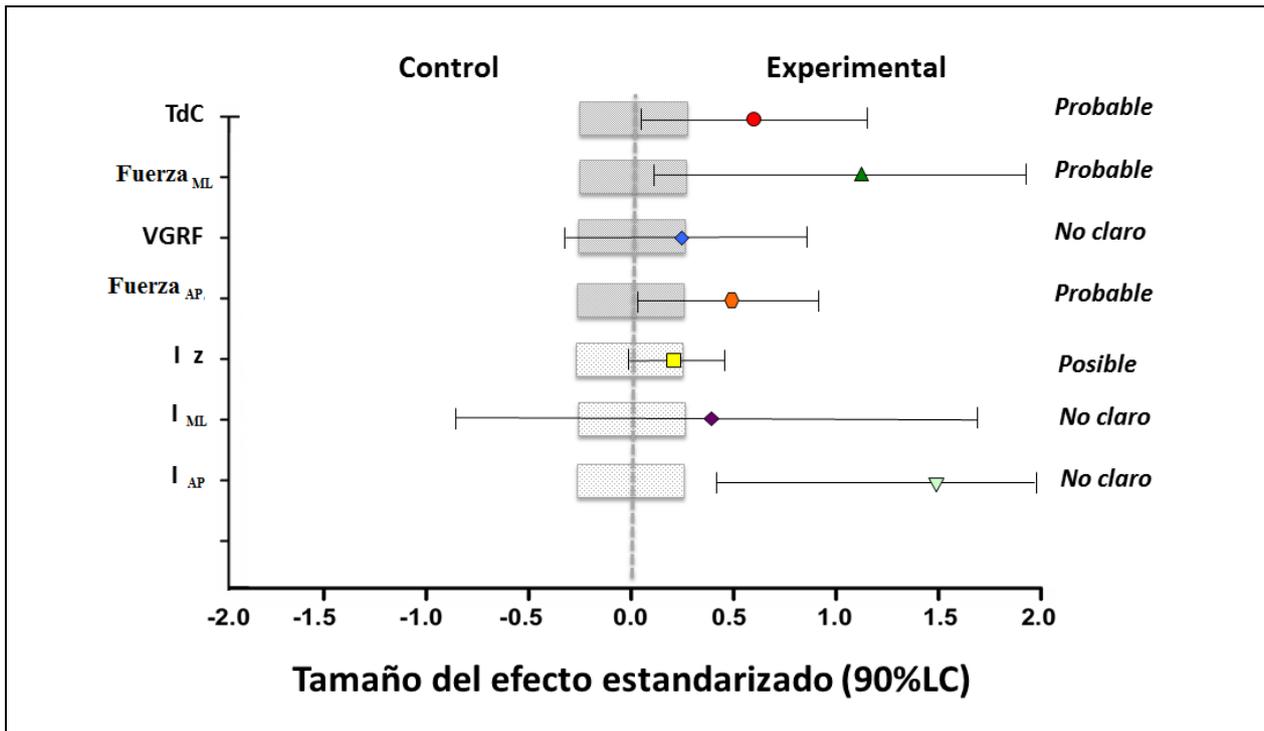


Figura 28. Efecto del programa de entrenamiento sobre las variables cinéticas durante SC<sub>30</sub>. TdC (s) = tiempo de contacto. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza en el eje ML. VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo en el eje vertical. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = fuerza en el eje AP. I<sub>z</sub> (N\*s) = impulso mecánico en el eje vertical. I<sub>ML</sub> (N\*s) = Impulso mecánico en el eje ML. I<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso mecánico en el eje AP. Las barras indican el cambio de las medias con el 90% de intervalo de confianza.

Continuando con los parámetros cinéticos, el tamaño del efecto sobre las variables de aceleración también fueron descritas en la Figura 29. Respecto al tobillo, es *probable* que el entrenamiento jugara un papel determinante en los cambios producidos en la *ACC<sub>TOBILLOZ</sub>* en el GE en comparación con el GC. También parece que *posiblemente* debido al efecto del entrenamiento sobre la *ACC<sub>TOBILLOML</sub>* ésta se viera modificada en el GE respecto al GC. En cuanto a la *aceleración* en la rodilla el efecto del programa de entrenamiento provocó *probablemente* los cambios en los tres ejes.

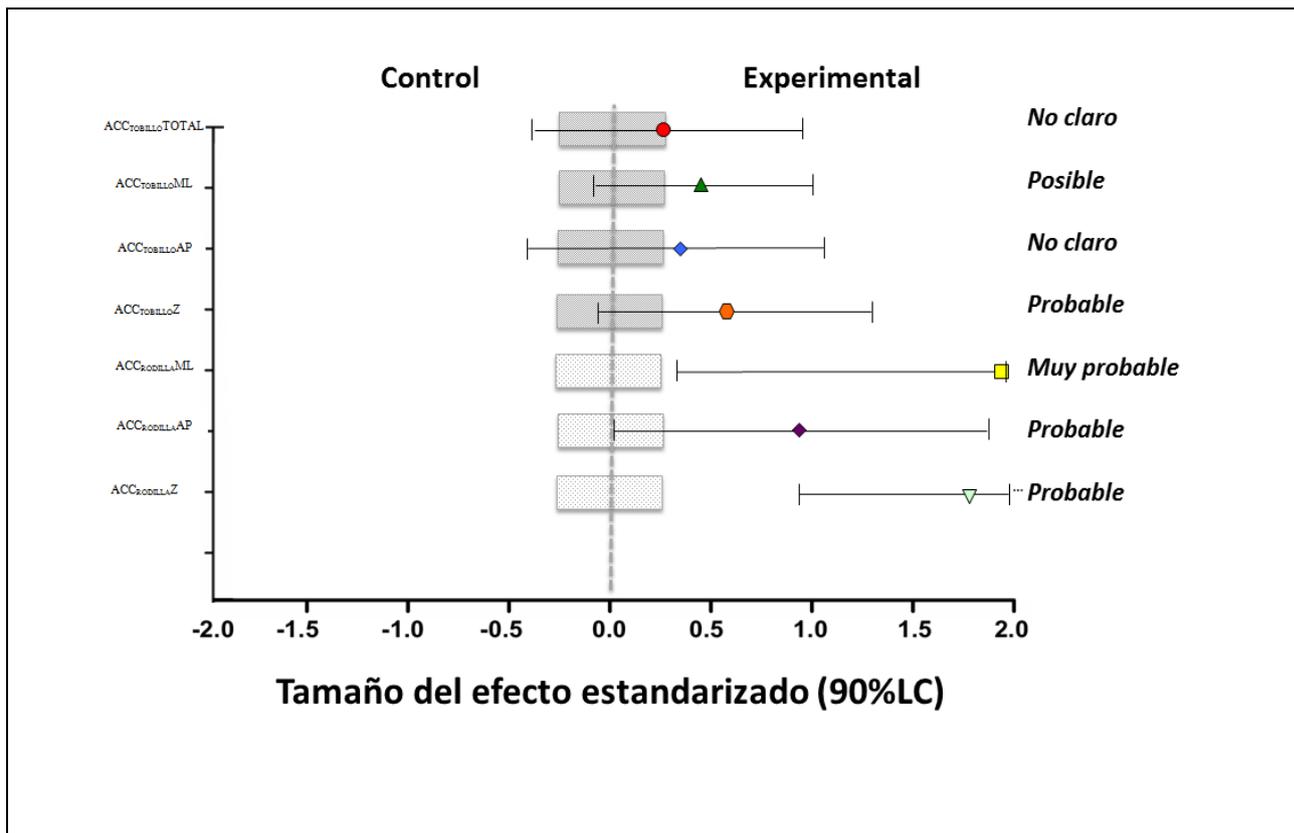


Figura 29. Efecto del programa de entrenamiento sobre las variables cinéticas de aceleración durante  $SC_{30}$ .

ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

Por otro lado, también se analizaron las variables cinéticas intragrupo durante el SC<sub>45</sub> tanto en el GE como en el GC (Tabla 13). En primer lugar, puede observarse cómo *probablemente* el GE incrementó las *VGRF* en 0.48 N de media debido al programa de entrenamiento (14% [90%LC: 4.1; 26.6]). Además, con *la total certeza*, la *Fuerza<sub>ML</sub>* (-50.9% [90%LC: -62.2; 36.2]) y la *Fuerza<sub>AP</sub>* (-38.7% [90%LC: -47.7; 28.8]) se reducirían después de dicho programa. Sin embargo, el aumento en el *TdC* en este grupo *no está claro* (-5.2% [90%LC: -9.6; -0.5]). Lo mismo ocurrió para el *impulso*, donde en los tres ejes el cambio *no fue claro*. En relación a la *ACC<sub>TOBILLOML</sub>* se incrementó *muy probablemente* en 0.09 g de media debido a la intervención (-7.3% [90%LC: -11.2; -3.1]). Por su parte, la *ACC<sub>RODILLA Z</sub>* también aumentó *probablemente* después del entrenamiento (-0.45% [90%LC: -0.97; 0.07]). Además, se observaron algunos cambios en los parámetros cinéticos del GC después de las 12 semanas, aunque *no está claro* que el cambio se produjera debido al transcurso temporal. En la mayoría de los casos las variables se mantuvieron estables.

Tabla 13. Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC<sub>45</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC

VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>VGRF (N/Kg)</b>	35.30 (12.25)	31.44 (9.90)	35.78 (12.84)	39.51 (11.26)	0.46 (0.13; 0.79)	91/9/0%	0.03 (-0.31; 0.37)	20/67/13%
<b>Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg)</b>	9.24 (2.16)	9.34 (1.88)	5.61 (1.56)	4.93 (1.68)	-2.00 (-2.74; -1.26)	0/0/100%	-2.09 (-2.51; -1.68)	0/0/100%
<b>Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg)</b>	-12.26 (7.54)	-12.26 (6.90)	-7.04 (3.12)	-8.56 (3.43)	-0.90 (-1.18; -0.62)	0/0/100%	-0.56 (-0.90; -0.22)	0/4/96%
<b>TdC (s)</b>	.253 (.03)	.229 (.04)	.265 (.04)	.285 (.04)	-0.24 (-0.46; -0.02)	0/37/63%	0.28 (-0.15; 0.71)	62/34/3%
<b>I<sub>z</sub> (N*s)</b>	3.71 (.54)	3.91 (.75)	3.92 (.72)	3.54 (.68)	-0.15 (-0.30; 0.00)	0/72/28%	-0.09 (-0.31; 0.12)	1/79/20%
<b>I<sub>AP</sub> (N*s)</b>	-0.002 (.01)	-0.001 (.01)	.001 (.01)	-0.001 (.01)	0.22 (-0.33; 0.78)	53/37/10%	0.23 (-0.19; 0.65)	55/41/5%
<b>I<sub>ML</sub> (N*s)</b>	.003 (.00)	.002 (0.1)	-0.002 (.01)	.001 (.01)	0.01 (-0.49; 0.50)	26/50/24%	0.48 (0.18; 0.78)	94/6/0%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g)</b>	7.80 (.81)	7.92 (.89)	8.06 (.42)	7.99 (.42)	0.27 (-0.14; 0.69)	62/35/3%	0.10 (-0.20; 0.40)	29/66/5%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g)</b>	7.92 (.89)	7.80 (.81)	8.01 (.41)	8.07 (.43)	-0.93 (-1.47; -0.39)	0/1/99%	0.17 (-0.12; 0.46)	43/55/2%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g)</b>	4.46 (1.61)	4.26 (2.51)	4.69 (.46)	4.59 (.55)	0.35 (0.02; 0.68)	77/22/0%	-0.01 (-0.29; 0.27)	11/76/13%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g)</b>	4.48 (1.27)	4.09 (1.25)	4.38 (.43)	4.43 (.51)	0.66 (0.31; 1.00)	98/2/0%	0.39 (0.02; 0.77)	81/18/1%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g)</b>	4.49 (.78)	4.51 (.38)	2.68 (1.26)	3.10 (1.47)	0.02 (-0.22; 0.02)	31/37/32%	-2.81 (-4.20; -1.42)	0/0/100%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g)</b>	4.40 (.31)	4.28 (.29)	2.61 (.84)	3.62 (.55)	0.01 (-0.12; 0.09)	32/36/32%	-2.74 (-3.54; -1.93)	0/0/100%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g)</b>	.56 (.19)	.64 (.16)	.63 (.18)	.56 (.16)	-0.45 (-0.97; 0.07)	2/19/79%	0.24 (-0.20; 0.67)	56/39/5%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>z</sub> = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

En otro orden, los cambios intergrupales durante el SC<sub>45</sub> también fueron estudiados después de las 12 semanas de entrenamiento (Tabla 14). A pesar de no existir diferencias significativas respecto a VGRF ( $p=0.188$ ), *posiblemente* el cambio producido se deba al programa de entrenamiento (14.1% [90%LC: -6.3; 38.8]), de modo que el GE prácticamente se mantiene en el valor reflejado en la Fase 1 y el GC incrementa el valor en 8.07 N de media. Además, en el GE se observó una reducción *probable* en la Fuerza<sub>ML</sub> (53.5% [90%LC: 0.6; 134.2]). Sin embargo, la reducción en la Fuerza<sub>AP</sub> *no está clara* que se deba a dicho programa. Respecto a la variable *TdC* se hallaron diferencias significativas entre los grupos ( $p=0.026$ ). Por otra parte, en ninguno de los impulsos el efecto del entrenamiento sobre el cambio entre grupos *fue claro*. A pesar de ello, la ACC<sub>TOBILLOML</sub> sufrió una disminución en el GE respecto al GC *probablemente* debido al programa (-9.3% [90%LC: -16.5; -1.4]).

Respecto a la ACC<sub>RODILLAML</sub> (-28.7% [90%LC: -52.3; 6.6]) y en ACC<sub>RODILLAZ</sub> (-21.3% [90%LC: -40.0; 3.2]) ésta se vio reducida *probablemente* debido al programa de entrenamiento. Por su parte, la ACC<sub>RODILLAAP</sub> se redujo *con total certeza* debido al programa (-32.7% [90%LC: -41.9; -22.0]). En todos los casos de la aceleración de rodilla se encontró una diferencia significativa entre los grupos ( $p\leq 0.05$ ).

Tabla 14. Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC<sub>45</sub>

VARIABLES	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambio
VGRF (N/Kg)	.188	14.1 (-6.3; 38.8)	73/22/5%
Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	.048*	53.5 (0.6; 134.2)	94/4/3%
Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	.793	8.3 (-24.5; 55.4)	41/43/17%
TdC (s)	.026*	-6.1 (-15.6; 4.6)	6/30/64%
I <sub>Z</sub> (N*s)	.031*	2.8 (-8.1; 15.1)	28/64/8%
I <sub>AP</sub> (N*s)	.572	5.4 (-62.8; 198.4)	37/31/31%
I <sub>ML</sub> (N*s)	.016*	-19.1 (74.6;157.6)	47/29/24%
ACC <sub>TOBILLO</sub> TOTAL (g)	.556	-2.4 (-9.5; 5.2)	13/38/49%
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	.068	-9.3 (-16.5; -1.4)	1/8/91%
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	.780	9.0 (-16.0; 41.4)	49/39/13%
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	.001*	-3.5 (-10.5; 4.1)	8/34/58%
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	.002*	-28.7 (-52.3; 6.6)	5/5/90%
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	.001*	-32.7 (-41.9; -22.0)	0/0/100%
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	.001*	-21.3 (-40.0; 3.2)	3/12/85%

Abreviaturas: LC: nivel de confianza

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>Z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

De manera gráfica la Figura 30 muestra el efecto del programa de entrenamiento sobre los parámetros cinéticos entre los grupos GC y GE. El cambio *probable* en la  $Fuerza_{ML}$  en el GE manifiesta cómo el entrenamiento repercutió sobre esta variable respecto al GC de forma fuerte. Del mismo modo, la intervención *posiblemente* fuera la responsables de los cambios en la  $Fuerza_{AP}$ . En el resto de variables representadas en la figura, el efecto *no fue claro*.

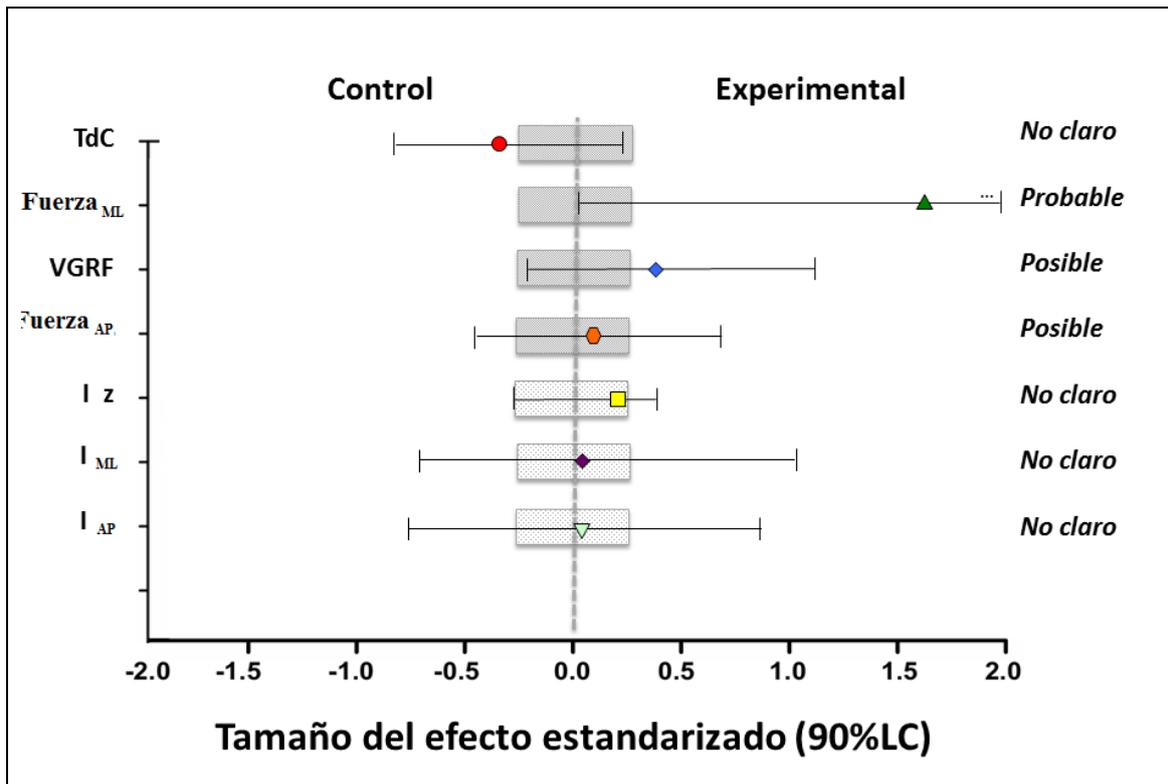


Figura 30. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas durante SC<sub>45</sub>.

TdC (s) = tiempo de contacto.  $Fuerza_{ML}$  (N) = fuerza en el eje ML. VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo en el eje vertical.  $Fuerza_{AP}$  (N) = fuerza en el eje AP.  $I_z$  (N\*s) = impulso mecánico en el eje vertical.  $I_{ML}$  (N\*s) = Impulso mecánico en el eje ML.  $I_{AP}$  (N\*s) = impulso mecánico en el eje AP. Las barras indican el cambio de las medias con el 90% de intervalo de confianza.

Los parámetros cinéticos de aceleración también fueron reflejados en la Figura 31, la cual muestra un cambio en el GC respecto al GE *probable* a favor del incremento de la  $ACC_{TOBILLOML}$  y de rodilla en todos los ejes. Sin embargo, *posiblemente* debido al programa de entrenamiento el tamaño del efecto contribuyó a un incremento en la  $ACC_{TOBILLOAP}$ .

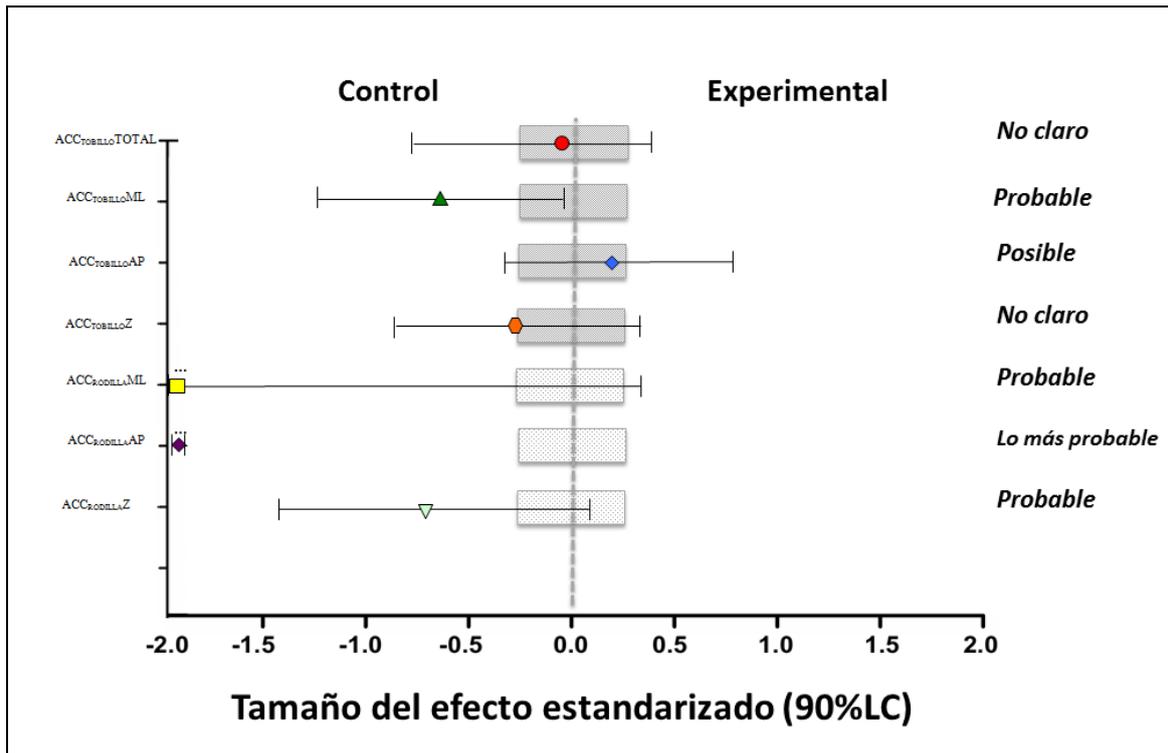


Figura 31. *Efectocomparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante SC<sub>45</sub>.*

ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

Por otro lado, se analizaron los parámetros intragrupos de las variables cinéticas de cada grupo durante el SC<sub>45ml</sub> (Tabla 15). En el GE tanto la *Fuerza<sub>ML</sub>* (-46.6% [90%LC: -51.3; -41.5]) como la *Fuerza<sub>AP</sub>* (-47.8% [90%LC: -54.5; -40.1]) se redujeron después del programa de entrenamiento *con total certeza* debido al propio programa. *Posiblemente*, el *TdC* también se redujo gracias al programa (-6.6% [90%LC: -11.0; -2.0]). La *ACC<sub>TOBILLO</sub>ML* se disminuyó *muy probablemente* por el programa de intervención (-4.8% [90%LC: -8.5; -1.1]), acompañándose este descenso con el aumento de la *ACC<sub>TOBILLO</sub>Z* *probablemente* a causa del entrenamiento (9.6% [90%LC: 2.5; 17.3]). También se redujo la *ACC<sub>RODILLA</sub>ML* (-41.0% [90%LC: -47.4; 33.9]), *ACC<sub>RODILLA</sub>AP* (-28.2% [90%LC: -35.7; -19.8]) y *ACC<sub>RODILLA</sub>Z* (-15.4% [90%LC: -29.8; 2.0]).

Tabla 15. Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en SC<sub>45ml</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC

VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>VGRF (N/Kg)</b>	27.56 (7.10)	27.06 (9.38)	30.12 (9.07)	27.08 (6.63)	0.29 (-0.04; 0.64)	67/32/1%	0.08 (-0.18; 0.35)	23/73/4%
<b>Fuerza<sub>ML</sub> (N/Kg)</b>	8.88 (2.70)	7.78 (1.77)	4.55 (1.5)	4.96 (1.81)	-1.84 (-2.11; -1.57)	0/0/100%	-2.37 (-3.50; -1.23)	0/0/100%
<b>Fuerza<sub>AP</sub> (N/Kg)</b>	11.37 (4.5)	9.45 (5.60)	5.94 (2.42)	5.28 (2.19)	-1.42 (-1.72; -1.12)	0/0/100%	-0.42 (-0.78; -0.07)	0/15/85%
<b>TdC (s)</b>	.255 (.06)	.271 (.04)	.234 (.04)	.301 (.02)	-0.27 (-0.46; -0.08)	0/27/72%	0.66 (0.30; 1.02)	98/2/0%
<b>I<sub>z</sub> (N*s)</b>	3.24 (.88)	3.42 (.64)	3.69 (.71)	3.73 (.96)	-0.10 (-0.30; 0.11)	1/79/20%	-0.08 (-0.23; 0.08)	0/90/10%
<b>I<sub>AP</sub> (N*s)</b>	.5302 (.79)	-.0865 (.56)	.5390 (.84)	.1274 (.88)	0.26 (-0.14; 0.65)	60/37/3%	0.00 (-0.48; 0.47)	24/52/24%
<b>I<sub>ML</sub> (N*s)</b>	.1917 (.54)	-.2171 (.62)	.1505 (.91)	.6211 (1.23)	0.60 (0.19; 1.00)	95/5/0%	1.00 (0.53; 1.46)	100/0/0%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g)</b>	7.84 (.81)	7.82 (1.18)	8.01 (.50)	7.95 (.46)	0.19 (-0.25; 0.62)	48/45/7%	0.16 (-0.18; 0.49)	41/55/4%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g)</b>	4.93 (.21)	4.55 (1.05)	4.69 (.44)	4.66 (.58)	-1.08 (-1.94; -0.23)	1/4/96%	0.20 (-0.12; 0.51)	49/49/2%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g)</b>	4.16 (1.07)	4.46 (.79)	4.35 (.52)	4.32 (.55)	0.22 (-0.12; 0.56)	54/44/2%	-0.07 (-0.43; 0.29)	10/62/27%
<b>ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g)</b>	4.35 (.71)	4.38 (1.02)	4.73 (.41)	4.84 (.36)	0.51 (0.13; 0.88)	91/9/0%	0.32 (-0.06; 0.70)	70/28/1%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g)</b>	3.34 (.65)	3.57 (.39)	1.94 (.53)	3.08 (.52)	-2.45 (-2.98; -1.92)	0/0/100%	-1.36 (-1.98; -0.74)	0/0/100%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g)</b>	3.76 (.36)	3.80 (.29)	2.62 (.83)	2.82 (.81)	-3.32 (-4.42; -2.22)	0/0/100%	-5.05 (-6.58; -3.52)	0/0/100%
<b>ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g)</b>	.6308 (.10)	.5910 (.12)	.5568 (.23)	.6248 (.12)	-0.92 (-1.94; 0.11)	4/8/88%	0.35 (-0.13; 0.84)	70/26/3%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>z</sub> impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

Finalmente, se analizaron los cambios cinéticos comparándose el efecto del programa de entrenamiento entre los grupos (Tabla 16). A pesar de hallar un incremento en  $VGRF$  en ambos grupos durante el  $SC_{45ml}$ , que ese cambio se deba al programa de entrenamiento *no está claro* (6.7% [90%LC: -9.7; 26.0]). Por su parte, el cambio producido en el GE respecto al GC en la  $Fuerza_{ML}$  *posiblemente* sea debido al efecto del entrenamiento (16.2% [90%LC: -28.1; 87.2]), donde además puede observarse una diferencia significativa entre ambos grupos ( $p=0.012$ ). De igual modo, respecto al  $TdC$  se redujo éste en el GE *probablemente* debido al programa (-10.0% [90%LC: -18.3; -0.9]), encontrándose de nuevo en esta variable diferencias significativas entre los grupos ( $p=0.01$ ). Por otro lado, el  $I_{AP}$  aumentó en 0.0409 puntos en el GC después de las 12 semanas, y en 0.0088 en el GE *posiblemente* debido al programa. Sin embargo, se observó que el  $I_{ML}$  aumentó en el GC y se redujo en el GE *posiblemente* después de las 12 semanas (-36.6% [90%LC: -73.3; 50.5]).

Respecto a la  $ACC_{TOBILLOML}$ , ésta se redujo en el GE respecto al GC *probablemente* debido a la intervención. Sin embargo, el efecto sobre la  $ACC_{TOBILLOZ}$  tuvo una tendencia inversa, aunque el efecto *no estuvo claro* (-21.2% [90%LC: -46.4; 15.8]). Para la *aceleración* de la rodilla, el GE experimentó cambios reflejados como una reducción en todos sus ejes debido al programa de entrenamiento de manera *totalmente certera* para la  $ACC_{RODILLA_{ML}}$  (-36.6% [90%LC: -46.7; -24.6]) y *probable* para la  $ACC_{RODILLA_{Z}}$  (-14.2% [90%LC: -31.9; 8.2]).

Tabla 16. Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC<sub>45ml</sub>

VARIABLES	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambio
VGRF (N/Kg)	.274	6.7 (-9.7; 26.0)	52/38/11%
Fuerza <sub>ML</sub> (N/Kg)	.012*	16.2 (-28.1; 87.8)	74/21/5%
Fuerza <sub>AP</sub> (N/Kg)	.343	-10.1 (-38.1; 30.5)	14/41/45%
TdC (s)	.001*	-10.0 (-18.3; -0.9)	1/12/87%
I <sub>Z</sub> (N*s)	.038*	3.7 (-5.5; 13.9)	31/65/4%
I <sub>AP</sub> (N*s)	.001*	79.9 (-20.0; 355.7)	73/22/5%
I <sub>ML</sub> (N*s)	.012*	-36.6 (-73.3; 50.5)	5/23/71%
ACC <sub>TOBILLO</sub> TOTAL (g)	.604	-6.9 (-17.5; 5.1)	7/26/68%
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	.417	-9.5 (-17.1; -1.1)	1/7/92%
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	.511	3.4 (-17.9; 30.3)	38/40/22%
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	.921	-21.2 (-46.4; 15.8)	7/22/71%
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	.001*	-36.6 (-46.7; -24.6)	0/0/100%
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	.001*	14.3 (-8.7; 43.2)	81/6/13%
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	.394	-14.2 (-31.9; 8.2)	5/13/82%

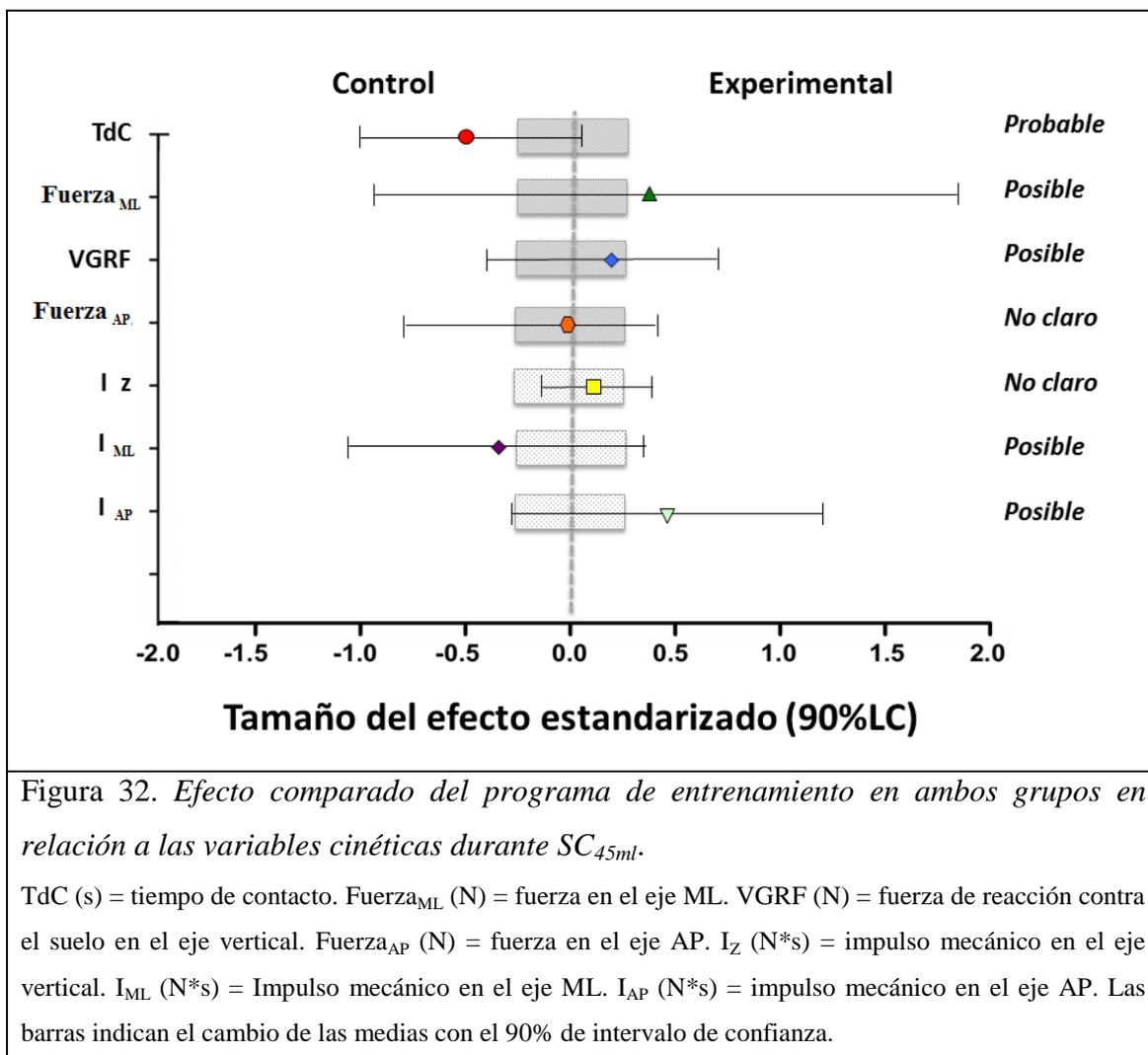
Abreviaturas: LC: nivel de confianza

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

VGRF (N) = fuerza de reacción contra el suelo. Fuerza<sub>ML</sub> (N) = fuerza ejercida en el eje medio-lateral. Fuerza<sub>AP</sub> (N) = Fuerza ejercida en el eje antero-posterior. TdC (s) = tiempo de contacto con el suelo durante el cambio de dirección. I<sub>Z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

El tamaño del efecto del experimento sobre las variables cinéticas durante el  $SC_{45ml}$  fue estudiado de manera gráfica (Figura 32). De ese modo, tanto  $VGRF$ ,  $Fuerza_{ML}$ ,  $I_{ML}$  e  $I_{AP}$  fueron modificadas *posiblemente* debido a la intervención. Por su parte, el  $TdC$  sufrió un incremento en el GC respecto al GE *probablemente* debido a no desarrollar el programa de entrenamiento.



Además, el tamaño del efecto del programa de intervención sobre las variables de aceleración fue presentado visualmente (Figura 33) y en él puede comprobarse cómo este efecto hizo que la  $ACC_{TOBILLOZ}$  y la de rodilla en todos sus ejes se modificara con rigurosa probabilidad.

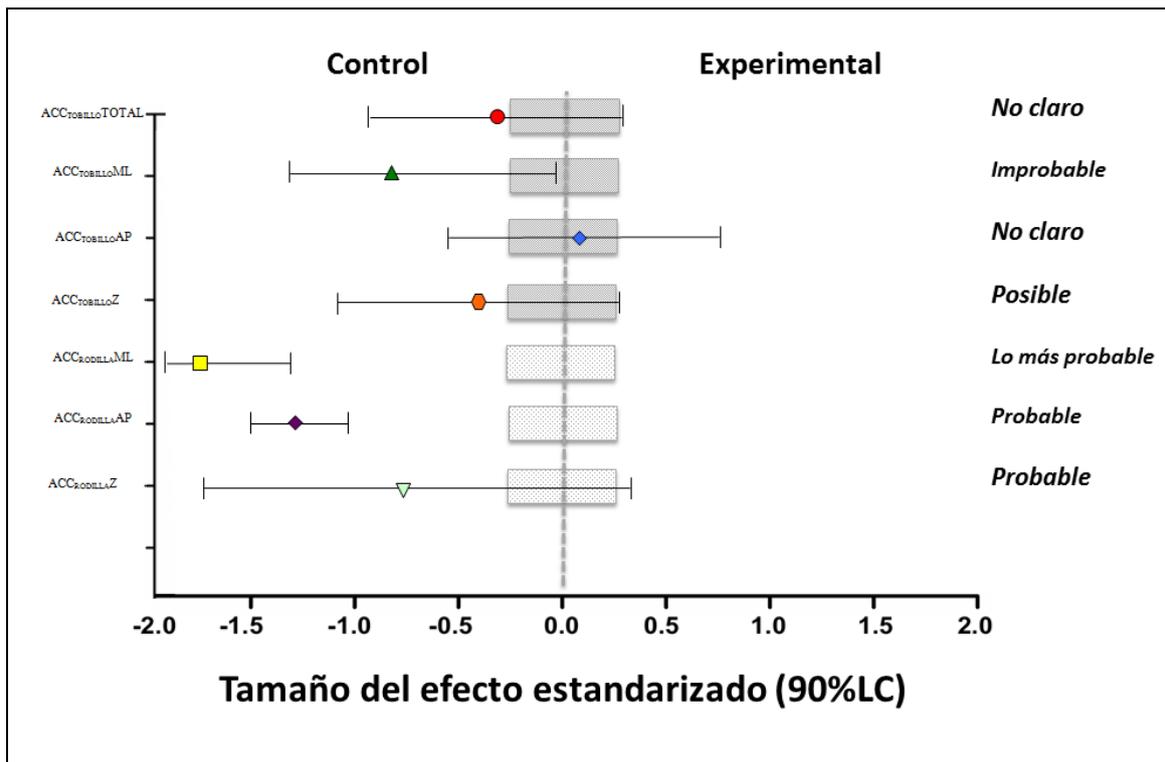


Figura 33. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante SC<sub>45ml</sub>.

ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

En cuanto a los cambios en los aterrizajes también se analizó las modificaciones intragrupo en la cinética en ambos grupos (Tabla 17). A pesar que tanto en el PF1 (0.3 % [90%LC: -6.7; 7.9]) como en el PF2 (0.9% [90%LC: -4.7; 6.8]) los efectos *no fueron claros*, la reducción en los valores de Fuerza<sub>ML+</sub> (-49.4% [90%LC: -58.3; -38.6]), Fuerza<sub>ML-</sub> (-64.8% [90%LC: -77.5; -44.9]), Fuerza<sub>AP+</sub> (-43.9% [90%LC: -54.1; -31.5]), Fuerza<sub>AP-</sub> (-39.6% [90%LC: -50.1; -27.1]), TdE (-44.2% [90%LC: -49.9; -37.9]), I<sub>Z</sub> (-47.3% [90%LC: -54.3; -39.3]) e I<sub>AP</sub> (-61.9% [90%LC: -73.1; -46.0]) fue *con total certeza* debida al programa de entrenamiento en el GE. Respecto a la *aceleración*, tanto de tobillo como de rodilla, en el GE se incrementó después del entrenamiento en todos los ejes. Sin embargo, el cambio producido en la ACC<sub>RODILLA</sub>ML *no fue claro* (-5.7% [90%LC: -45.5; 63.0]). Respecto al GC puede observarse que el PF1 se incrementó *probablemente* después del periodo de 12 semanas transcurrido (14.8% [90%LC: 1.6;

29.8). Sin embargo, el aumento de *PF2* *no fue claro* (4.1% [90%LC: -0.8; 9.3]). No obstante, en el *TdE* hubo un incremento de 0.34 segundos de media, aunque el efecto del paso del tiempo sobre este incremento *no fue claro* (12.0% [90%LC: -8.1; 36.5]).

Tabla 17. Cambios intragrupos en los parámetros cinéticos en aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC

VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Camambio
PF1 (N/Kg)	18.29 (5.68)	15.97 (4.02)	18.30 (5.27)	18.27 (5.37)	0.01 (-0.24; 0.26)	11/81/8%	0.49 (0.06; 0.92)	87/13/1%
PF2 (N/Kg)	47.97 (8.30)	45.07 (7.36)	48.44 (9.30)	46.80 (6.80)	0.05 (-0.25; 0.34)	19/73/8%	0.24 (-0.05; 0.53)	59/35/6%
Fuerza <sub>ML+</sub> (N/Kg)	9.31 (3.43)	9.03 (2.59)	4.41 (1.22)	4.52 (1.10)	-1.14 (-1.47; -0.82)	0/0/100%	-2.31 (-2.60; -2.02)	0/0/100%
Fuerza <sub>ML-</sub> (N/Kg)	1.20 (.97)	.94 (.85)	.40 (.33)	.63 (.40)	-0.90 (-1.29; -0.52)	0/0/100%	-0.51 (-0.89; -0.12)	0/9/91%
Fuerza <sub>AP+</sub> (N/Kg)	2.59 (1.29)	2.51 (1.24)	1.21 (.54)	1.35 (.44)	-0.82 (-1.11; -0.54)	0/0/100%	-1.34 (-1.76; -0.92)	0/0/100%
Fuerza <sub>AP-</sub> (N/Kg)	2.62 (1.63)	2.85 (1.43)	1.45 (.78)	1.59 (.69)	-0.68 (-0.94; -0.43)	0/0/100%	-0.97 (-1.34; -0.60)	0/0/100%
TdEst (s)	2.06 (.46)	1.98 (.48)	1.13 (.14)	2.32 (1.10)	-2.48 (-2.94; -2.03)	0/0/100%	0.44 (-0.33; 1.20)	70/22/8%
I <sub>z</sub> (N*s)	21.97 (6.73)	20.92 (5.22)	11.52 (3.12)	20.45 (9.21)	-2.13 (-2.61; -1.66)	0/0/100%	-0.34 (-0.94; 0.27)	7/28/65%
I <sub>AP</sub> (N*s)	.20 (.25)	.21 (.25)	.05 (.03)	.09 (.18)	-0.94 (-1.28; -0.60)	0/0/100%	-1.31 (-1.86; -0.77)	0/0/100%
I <sub>ML</sub> (N*s)	.79 (.33)	.78 (.23)	.35 (.05)	.36 (.09)	-0.45 (-0.77; -0.13)	0/10/90%	-1.96 (-2.52; -1.40)	0/0/100%
ACC <sub>TOBILLO</sub> TOTAL (g)	6.56 (1.45)	8.36 (.79)	8.09 (2.94)	8.91 (3.72)	-0.79 (-1.35; -0.22)	0/4/96%	0.26 (-0.66; 1.19)	55/25/20%
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	4.15 (1.04)	4.93 (.59)	4.40 (3.59)	5.56 (4.64)	-0.40 (-1.23; 0.43)	11/23/66%	-0.07 (-1.18; 1.05)	34/24/42%
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	3.35 (1.28)	4.72 (.97)	4.16 (1.01)	4.23 (.77)	0.50 (0.03; 0.97)	86/14/1%	0.08 (-0.26; 0.41)	27/65/9%
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	3.53 (1.28)	4.73 (.61)	4.86 (.24)	4.64 (.99)	0.82 (0.52; 1.13)	100/0/0%	-0.53 (-1.72; 0.67)	15/17/68%
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	2.78 (1.69)	4.65 (1.36)	3.10 (2.69)	4.38 (1.57)	-0.06 (-0.65; 0.52)	23/43/35%	-0.42 (-0.98; 0.13)	3/13/75%
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	1.65 (1.38)	4.36 (1.47)	2.58 (1.59)	3.81 (1.44)	0.44 (/0.04;0.92)	80/18/2%	-0.39 (-0.66; -0.11)	0/13/87%
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	2.15 (1.67)	4.62 (.95)	4.74 (.48)	4.51 (1.11)	0.94 (0.62; 1.26)	100/0/0%	-0.12 (-0.65; 0.41)	16/45/40%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

PF1 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el primer contacto con el suelo. PF2 (N/Kg) = pico de fuerza vertical máximo durante el aterrizaje. Fuerza<sub>ML-</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en varo. Fuerza<sub>ML+</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en valgo. Fuerza<sub>AP-</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia atrás. Fuerza<sub>AP+</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia adelante. TdEst (s) = tiempo de estabilización después del aterrizaje. I<sub>z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

Finalmente, los cambios producidos intergrupo durante los aterrizajes se reflejan en la Tabla 18. *Probablemente*, el programa de entrenamiento incidiera en que el PF1 se mantuviera constante en el GE respecto al GC donde esta variable se vio incrementada en 2.3 N (0.3% [90%LC: -6.7; 7.9]). Sólo la  $Fuerza_{ML}$  (hacia fuera o varo) se redujo *probablemente* debido al entrenamiento (-49.4% [90%LC: -58.3; -38.6]). Sin embargo, el  $TdE$  se redujo *con total certeza* debido al programa de entrenamiento en el GE en 0.93 segundos respecto al GC, manifestándose diferencias significativas entre los dos grupos después de las 12 semanas ( $p=0.008$ ). Una reducción del  $I_Z$  *muy probablemente* debida al entrenamiento se produjo en el GE respecto al GC (-47.3% [90%LC: -54.3; -39.3]), en la cual se halló además diferencias significativas entre ambos grupos ( $p=0.038$ ). Además, el  $I_{ML}$  también se redujo aunque de manera menos fuerte o *posible*. Por otra parte, la  $ACC_{TOBILLOTOTAL}$  se incrementó *probablemente* debido al programa de entrenamiento en el GE respecto al GC (-18.4% [90%LC: -29.5; -5.6]). Además, la  $ACC_{TOBILLOML}$  y la  $ACC_{TOBILLOAP}$  también se incrementaron en el GE debido al programa de intervención, aunque el efecto *no fue claro*. El efecto sobre la  $ACC_{TOBILLOZ}$  fue más fuerte, siendo *muy probable* que el programa de entrenamiento fuera el responsable de incrementar en 1.33 puntos este parámetro en el GE (-50.8% [90%LC: 29.4; 75.6]). A pesar de ello, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos ( $p>0.05$ ).

De nuevo respecto a la  $ACC_{RODILLAZ}$  se incrementó en 2.59 puntos en el GE *muy probablemente* debido al programa de entrenamiento, pero no se hallaron diferencias intergrupos ( $p>0.05$ ).

Tabla 18. Cambios intergrupos en los parámetros cinéticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al aterrizaje

VARIABLES	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambio
PF1 (N/Kg)	.109	0.3 (-6.7; 7.9)	3/14/83%
PF2 (N/Kg)	.536	0.9 (-4.7; 6.8)	13/47/39%
Fuerza <sub>ML+</sub> (N/Kg)	.102	-49.4 (-58.3; -38.6)	3/25/72%
Fuerza <sub>ML-</sub> (N/Kg)	.820	-64.8 (-77.5; -44.9)	5/18/77%
Fuerza <sub>AP+</sub> (N/Kg)	.795	-43.9 (-54.1; -31.5)	44/38/17%
Fuerza <sub>AP-</sub> (N/Kg)	.967	-39.6 (-50.1; -27.1)	41/41/18%
TdEst (s)	.008*	-44.2 (-49.9; -37.9)	0/0/100%
I <sub>z</sub> (N*s)	.038*	-47.3 (-54.3; -39.3)	0/0/99%
I <sub>AP</sub> (N*s)	.112	-61.9 (-73.1; -46.0)	44/29/28%
I <sub>ML</sub> (N*s)	.324	-41.0 (-59.4; -14.1)	74/20/6%
ACC <sub>TOBILLO</sub> TOTAL (g)	.202	-18.4 (-29.5; -5.6)	86/12/3%
ACC <sub>TOBILLO</sub> ML (g)	.098	-14.1 (-37.2; 17.4)	65/20/15%
ACC <sub>TOBILLO</sub> AP (g)	.067	26.9 (1.4; 58.9)	70/18/11%
ACC <sub>TOBILLO</sub> Z (g)	.211	50.8 (29.4; 75.6)	97/3/0%
ACC <sub>RODILLA</sub> ML (g)	.322	-5.7 (-45.5; 63-0)	11/25/65%
ACC <sub>RODILLA</sub> AP (g)	.425	62.2 (-4.0; 173.9)	64/25/11%
ACC <sub>RODILLA</sub> Z (g)	.222	258.6 (133.1; 451.6)	98/2/0%

Abreviaturas: LC: nivel de confianza

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

PF1 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el primer contacto con el suelo. PF2 (N/Kg) = pico de fuerza vertical máximo durante el aterrizaje. Fuerza<sub>ML-</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en varo. Fuerza<sub>ML+</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en valgo. Fuerza<sub>AP-</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia atrás. Fuerza<sub>AP+</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia delante. TdEst (s) = tiempo de estabilización después del aterrizaje. I<sub>z</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje vertical. Impulso<sub>AP</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje antero-posterior. Impulso<sub>ML</sub> (N\*s) = impulso ejercido sobre el eje medio-lateral. ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

A continuación se refleja el tamaño del efecto del programa de entrenamiento sobre los parámetros cinéticos durante los aterrizajes (Figura 34). De manera gráfica se observa cómo el efecto de la intervención sobre PF1 *probablemente* sea un mantenimiento del valor en el GE versus un aumento a favor del GC. Del mismo modo, tanto la Fuerza<sub>ML+</sub> en valgo como el TdE *probablemente* mejorara en GE respecto a GC debido a la intervención.

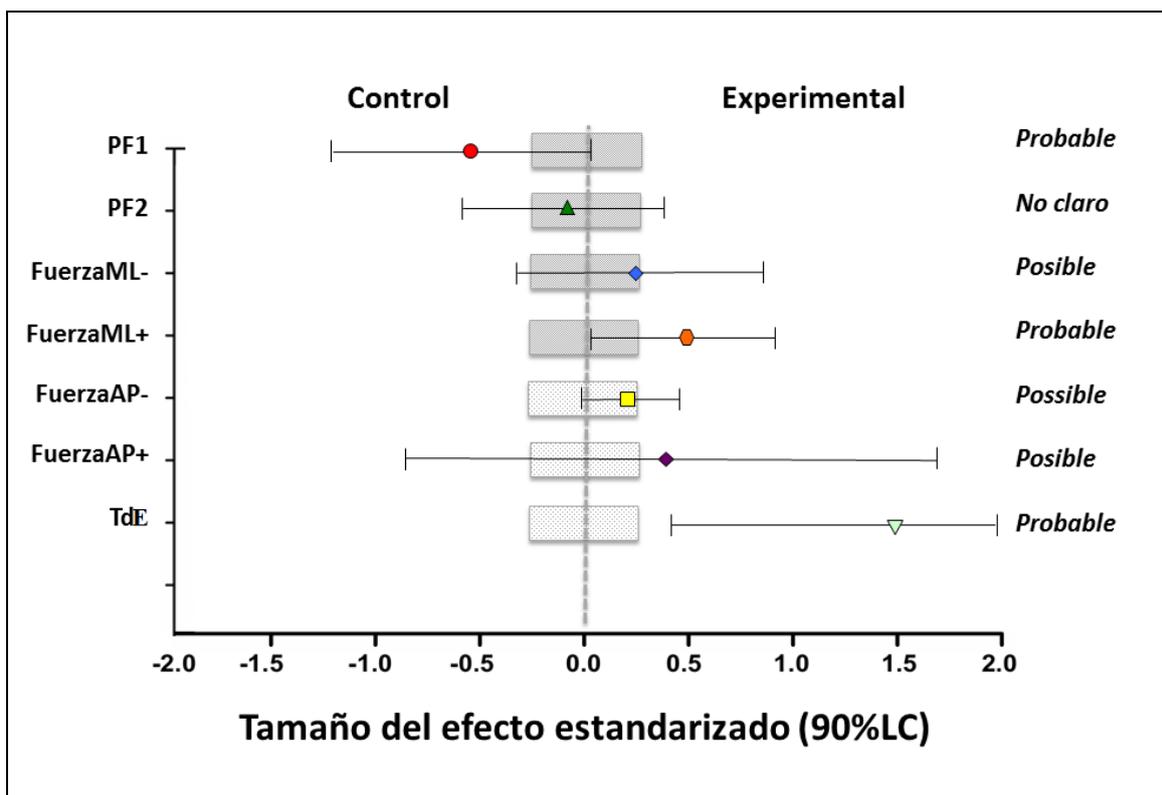


Figura 34. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas durante los aterrizajes.

PF1 (N/Kg) = fuerza de reacción contra el suelo en el primer contacto con el suelo. PF2 (N/Kg) = pico de fuerza vertical máximo durante el aterrizaje. Fuerza<sub>ML-</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en varo. Fuerza<sub>ML+</sub> (N/Kg) = fuerza en el eje medio-lateral ejercida en valgo. Fuerza<sub>AP-</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia atrás. Fuerza<sub>AP+</sub> (N/Kg) = Fuerza en el eje antero-posterior ejercida hacia delante. TdEst (s) = tiempo de estabilización después del aterrizaje. Las barras indican el cambio de las medias con el 90% de intervalo de confianza.

Además, los cambios en la aceleración durante el aterrizaje también fueron estudiados de forma gráfica, por lo que dichos cambios pueden observarse en la Figura 35. En términos generales tanto la aceleración de tobillo como la de rodilla mejoró a favor del GE respecto al GC *posible* o *probablemente* debido al entrenamiento.

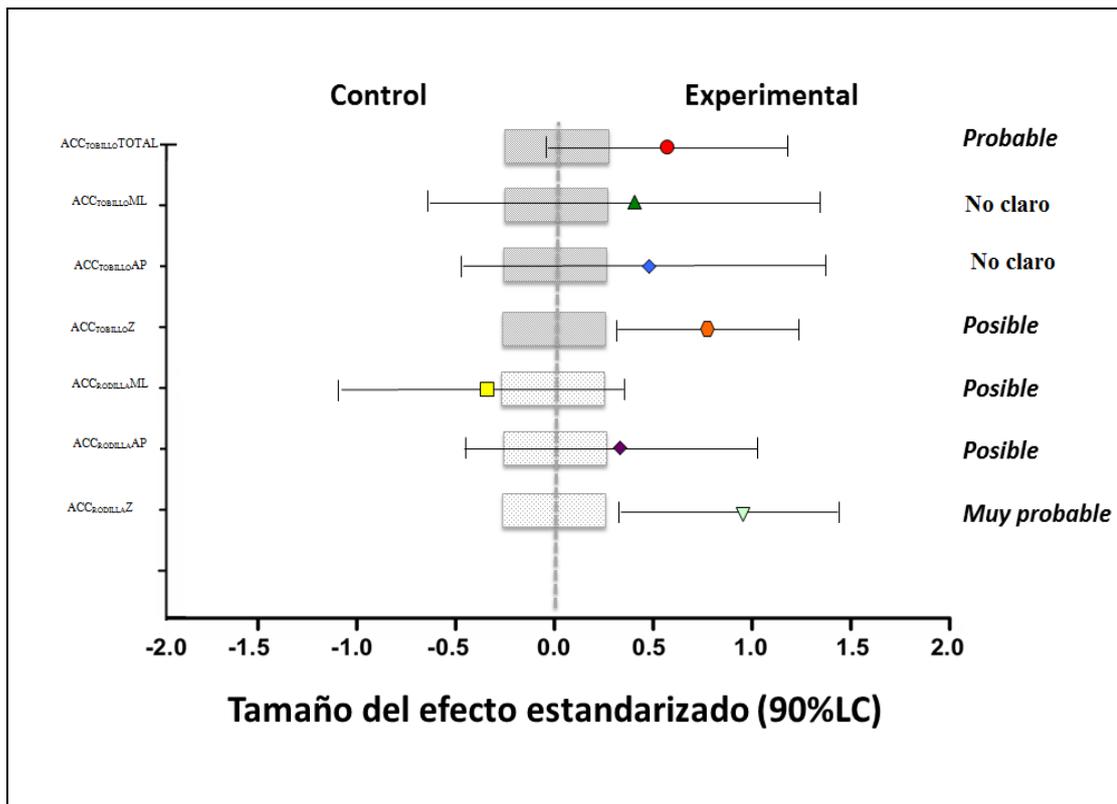


Figura 35. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinéticas de aceleración durante aterrizajes.

ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL (g) = aceleración total localizada en el tobillo durante el contacto con el suelo. ACC<sub>TOBILLO</sub>ML (g) = aceleración parcial del tobillo en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>AP (g) = aceleración parcial del tobillo en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>TOBILLO</sub>Z (g) = aceleración parcial del tobillo en eje vertical cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>ML (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje medio-lateral cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>AP (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje antero-posterior cuando GRF es máxima. ACC<sub>RODILLA</sub>Z (g) = aceleración parcial de la rodilla en eje vertical cuando GRF es máxima.

## **Análisis de los factores cinemáticos**

### ***Estudio transversal (Fase 0)***

Los factores cinemáticos también fueron estudiados tanto en la Fase 0 como en la Fase 1 y 2, durante cambios de dirección y aterrizajes. Se analizaron los ángulos de flexión de rodilla en el contacto inicial ( $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$ ) y el máximo ángulo de flexión para la articulación de la rodilla ( $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$ ). También se analizaron el rango de dorsiflexión para la del tobillo ( $\text{Rango\_Dorsiflexion}$ ), flexión de cadera inicial ( $\text{Angulo}_{\text{inCadera}}$ ) y máxima ( $\text{Angulo}_{\text{maxCadera}}$ ) y flexión de tronco inicial ( $\text{Angulo}_{\text{inTronco}}$ ) y máximo ( $\text{Angulo}_{\text{maxTronco}}$ ).

En cuanto a los cambios de dirección (Tabla 19), el mayor valor de  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  se produjo en  $\text{SC}_{30}$  ( $144.6^\circ \pm 7.6^\circ$ ), obteniendo el menor valor de  $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$  durante  $\text{SC}_{45}$  ( $125.2^\circ \pm 8.9^\circ$ ). En cuanto a la cadera, el máximo valor de  $\text{Angulo}_{\text{maxCadera}}$  fue de  $60.6^\circ$  durante  $\text{SC}_{30}$ , mientras que el tronco se flexionó  $92.9^\circ$ . Finalmente, se halló un  $\text{Rango\_Dorsiflexion}$  de  $39.4^\circ$  entre el primer apoyo del cambio de dirección y la flexión plantar máxima al hacer el cambio de dirección.

Respecto al  $\text{SC}_{45}$  el  $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$  fue de  $125.2^\circ$  (extensión), valores muy similares a los  $123.3^\circ$  del  $\text{SC}_{30}$ . En ese instante, el  $\text{Angulo}_{\text{maxCadera}}$  fue de  $51.21^\circ$ , mientras que el  $\text{Angulo}_{\text{maxTronco}}$  mostró una flexión de  $95.1^\circ$ . Además, el  $\text{Rango\_Dorsiflexion}$  fue de  $41.7^\circ$ , definidos como la cantidad de flexión desde que el sujeto mantenía el primer contacto hasta que se producía la flexión máxima.

En el  $\text{SC}_{45\text{ml}}$  se produjo un  $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$  de  $119.9^\circ$ , lo que supone la mayor flexión de los tres tipos de cambio. Desde que se inició el contacto hasta que la flexión de rodilla fue máxima, la cadera se flexionó  $13.5^\circ$ . En cuanto al tronco, reflejó una flexión de  $77.8^\circ$  en ese instante. Finalmente, el  $\text{Rango\_Dorsiflexion}$  fue de  $41.8^\circ$ .

Tabla 19. Descripción de la cinemática en la fase experimental en cambio de dirección

VARIABLE	SC <sub>30</sub>		SC <sub>45</sub>		SC <sub>45ml</sub>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Angulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	144.63	7.65	143.45	17.86	141.43	9.87
Angulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	123.33	10.00	125.16	8.91	119.97	14.18
Angulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	42.50	2.94	41.54	5.63	40.92	4.56
Angulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	60.57	5.50	51.21	6.36	54.37	5.37
Angulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	104.54	6.35	105.15	5.15	98.98	4.76
Angulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	92.99	5.36	95.02	5.73	77.77	6.54
Angulo <sub>in</sub> Tobillo (grados °)	99.12	6.87	98.92	5.30	98.82	5.25
Angulo <sub>max</sub> Tobillo (grados °)	59.70	7.45	57.19	5.40	56.97	4.28
Rango_Dorsiflexion (grados °)	39.42	3.32	41.72	5.38	41.84	4.92

Datos expresados media y SD. Angulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el VGRF. Rango\_Dorsiflexion (°) = flexión desde que el sujeto mantenía el primer contacto hasta que se producía la flexión máxima.

En cuanto a los aterrizajes (Tabla 20), el Angulo<sub>in</sub>Rodilla fue de 145.9°, mientras que el Angulo<sub>max</sub>Rodilla fue de 116.7°. En ese momento la cadera mantuvo una flexión de 20.9° y el tronco 59.3°. Finalmente, el Rango\_Dorsiflexion fue de 41.5° durante los aterrizajes de salto.

Tabla 20. Descripción de la cinemática en la Fase 0 durante aterrizajes

VARIABLE	Media	SD
Angulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	145.89	6.24
Angulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	116.72	9.71
Angulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	10.02	1.82
Angulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	20.98	1.38
Angulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	102.94	3.23
Angulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	59.33	2.60
Angulo <sub>in</sub> Tobillo (grados °)	93.80	2.61
Angulo <sub>max</sub> Tobillo (grados °)	52.26	3.84
Rango_Dorsiflexion (grados °)	41.54	4.32

Datos expresados media y SD. Angulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto.

Angulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>CAdera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el VGRF. Rango\_Dorsoflexion (°) = flexión desde que el sujeto mantenía el primer contacto hasta que se producía la flexión máxima.

Finalmente, se realizó un análisis por género de la cinemática durante los cambios de dirección (Tabla 26) y aterrizajes (Tabla 21). Pudo observarse como durante el SC<sub>30</sub> las mujeres reflejaron un Angulo<sub>in</sub>Tobillo significativamente mayor que los hombres ( $p=0.040$ ). Sin embargo, las diferencias de género durante el SC<sub>45</sub> fueron encontradas en el Angulo<sub>max</sub>Tobillo ( $p=0.004$ ) y el Rango\_Dorsiflexion ( $p=0.007$ ). Finalmente, durante el SC<sub>45ml</sub> las diferencias de género fueron encontradas en el Angulo<sub>in</sub>Rodillo ( $p<0.001$ ) y en Angulo<sub>max</sub>Rodilla ( $p=0.006$ ), donde los hombres manifestaron un menor ángulo respecto a las mujeres.

Tabla 21. *Cinemática en la Fase 0 en cambio de dirección y diferencias entre hombres y mujeres*

VARIABLES	SC <sub>30</sub>			SC <sub>45</sub>			SC <sub>45ml</sub>		
	Hombres	Mujeres	<i>P</i>	Hombres	Mujeres	<i>P</i>	Hombres	Mujeres	<i>p</i>
<b>Angulo<sub>in</sub>Rodilla (grados °)</b>	144.04 (7.48)	146.56 (8.06)	.080	145.33 (7.53)	145.13 (6.43)	.891	139.88 (9.39)	146.32 (10.01)	.000*
<b>Angulo<sub>max</sub>Rodilla (grados °)</b>	122.86 (9.28)	125.13 (11.97)	.229	124.74 (8.80)	126.75 (9.22)	.239	118.20 (14.34)	125.56 (12.40)	.006*
<b>Angulo<sub>in</sub>Cadera (grados °)</b>	42.63 (3.00)	42.13 (2.77)	.366	41.42 (5.66)	41.94 (5.68)	.623	40.93 (4.74)	41.00 (4.01)	.938
<b>Angulo<sub>max</sub>Cadera (grados °)</b>	60.97 (5.28)	59.37 (6.12)	.125	51.01 (6.67)	51.97 (5.29)	.427	54.29 (5.42)	54.43 (5.22)	.891
<b>Angulo<sub>in</sub>Tronco (grados °)</b>	104.45 (6.53)	104.72 (5.87)	.819	105.07 (5.39)	105.32 (4.39)	.799	98.91 (4.87)	99.08 (4.44)	.855
<b>Angulo<sub>max</sub>Tronco (grados °)</b>	93.09 (5.56)	92.59 (4.76)	.624	94.82 (5.92)	95.51 (5.10)	.524	78.00 (6.61)	76.72 (6.18)	.299
<b>Angulo<sub>in</sub>Tobillo (grados °)</b>	98.47 (6.58)	101.13 (7.55)	.040*	99.01 (5.51)	98.81 (4.56)	.837	98.59 (4.98)	99.51 (6.12)	.357
<b>Angulo<sub>max</sub>Tobillo (grados °)</b>	59.10 (7.22)	61.48 (8.05)	.091	57.91 (5.29)	54.97 (5.25)	.004*	57.13 (4.31)	56.37 (4.24)	.351
<b>Rango_Dorsiflexion (grados °)</b>	39.36 (3.26)	39.64 (3.56)	.658	41.10 (5.10)	43.83 (5.81)	.007*	41.46 (4.81)	43.13 (5.18)	.072

Datos expresados media y SD. Angulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el VGRF. Rango\_Dorsiflexion (°) = flexión desde que el sujeto mantenía el primer contacto hasta que se producía la flexión máxima.

Respecto a los aterrizajes, no se hallaron diferencias significativas entre hombres y mujeres durante la Fase 0 ( $p>0.05$ ) (Tabla 22).

Tabla 22. Cinemática en la Fase 0 durante aterrizajes y diferencias entre hombres y mujeres			
VARIABLE	Hombres	Mujeres	P
Angulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	145.57 (6.32)	147.13 (5.87)	.184
Angulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	115.99 (9.81)	118.83 (9.15)	.120
Angulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	10.14 (1.68)	9.67 (2.22)	.177
Angulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	21.09 (1.29)	20.67 (1.63)	.111
Angulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	102.93 (3.25)	103.08 (3.20)	.809
Angulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	59.26 (2.68)	59.59 (2.38)	.498
Angulo <sub>in</sub> Tobillo (grados °)	93.62 (2.50)	94.40 (2.91)	.112
Angulo <sub>max</sub> Tobillo (grados °)	51.95 (3.83)	53.13 (3.80)	.105
Rango_Dorsiflexion (grados °)	41.66 (4.30)	41.27 (4.42)	.630

Datos expresados media y SD. Angulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF. Angulo<sub>in</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el primer contacto. Angulo<sub>max</sub>Tobillo (°) = ángulo de flexión de tobillo durante el VGRF. Rango\_Dorsiflexion (°) = flexión desde que el sujeto mantenía el primer contacto hasta que se producía la flexión máxima.

### *Estudio experimental (Fases 1 y 2)*

Al analizar el efecto de las 12 semanas de intervención sobre los parámetros cinemáticos pudo evidenciarse que durante el SC<sub>30</sub>, los cambios producidos en el GE fueron *con total certeza* debidos al programa de entrenamiento para todas las articulaciones (Tabla 23). Además, el GC experimentó cambios en el Angulo<sub>max</sub>Rodilla, sufriendo un incremento de 4.53° *probablemente* debido al transcurso de las 12 semanas (3.8% [90%LC: 0.6; 7.0]). En el resto de ángulos, los cambios *no fueron claros*.

Tabla 23. Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC <sub>30</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	143.93 (9.00)	153.21 (11.15)	136.62 (4.33)	151.35 (7.91)	-0.96 ( -1.24; -0.69)	0/0/100%	-0.14 (-0.41; 0.14)	7/65/38%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	129.27 (8.95)	123.64 (11.03)	115.41 (8.82)	128.17 (10.00)	-1.57 (-2.03; -1.12)	0/0/100%	0.39 (0.07; 0.72)	84/16/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	46.44 (8.99)	36.96 (11.10)	53.37 (4.33)	38.64 (7.91)	0.70 (0.43; 0.97)	0/0/100%	0.22 (-0.03; 0.46)	51/49/7%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	60.86 (9.12)	66.28 (11.11)	74.58 (8.82)	61.82 (10.00)	1.35 (0.96; 1.74)	100/0/0%	-0.41 (-0.80; -0.01)	6/19/86%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	106.44 (8.99)	96.96 (11.10)	134.58 (8.82)	101.82 (10.00)	2.63 (2.26; 3.00)	100/0/0%	0.11 (0.05; 0.30)	94/0/6%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	92.03 (13.97)	67.64 (15.21)	113.37 (4.33)	68.63 (7.91)	1.30 (1.02; 1.58)	100/0/0%	0.09 (-0.41;0.26)	93/1/6%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.  
 Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.  
 Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF

La comparativa entre grupos durante el SC<sub>30</sub> después del programa de intervención se muestra en la Tabla 24. *Muy probablemente* debido al programa de entrenamiento, el GE experimentó una reducción en el Angulo<sub>in</sub>Rodilla respecto al GC (-4.8% [90%LC: -7.5; -2.0]), siendo estas diferencias significativas ( $p=0.006$ ). Las mismas se acentuaron de nuevo significativamente ( $p=0.001$ ) respecto al Angulo<sub>max</sub>Rodilla, debido *con total certeza* al programa de entrenamiento (-15.4% [90%LC: -20.4; -10.2]). De nuevo, los cambios en el Angulo<sub>in</sub>Cadera se incrementaron en el GE respecto al GC *probablemente* debido al programa (12.4% [90%LC: -0.6; 27.2]), hallándose en el Angulo<sub>max</sub>Cadera un incremento *con total certeza* debido al entrenamiento (38.8% [90%LC: 22.3; 57.5]). y *muy probablemente* un incremento en el Angulo<sub>max</sub>Tronco (-16.0% [90%LC: -24.4; -6.7]); en todas ellas se encontraron diferencias significativas entre los grupos ( $p\leq 0.05$ ).

**Tabla 24. Cambios en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC durante SC<sub>30</sub>**

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	.006*	-4.8 (-7.5; -2.0)	98/2/0%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-15.4 (-20.4; -10.2)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	.026*	12.4 (-0.6; 27.2)	78/21/1%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	.001*	38.8 (22.3; 57.5)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	.319	2.4 (-4.2; 9.4)	52/36/12%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	.007*	-16.0 (-24.4; -6.7)	97/3/0%

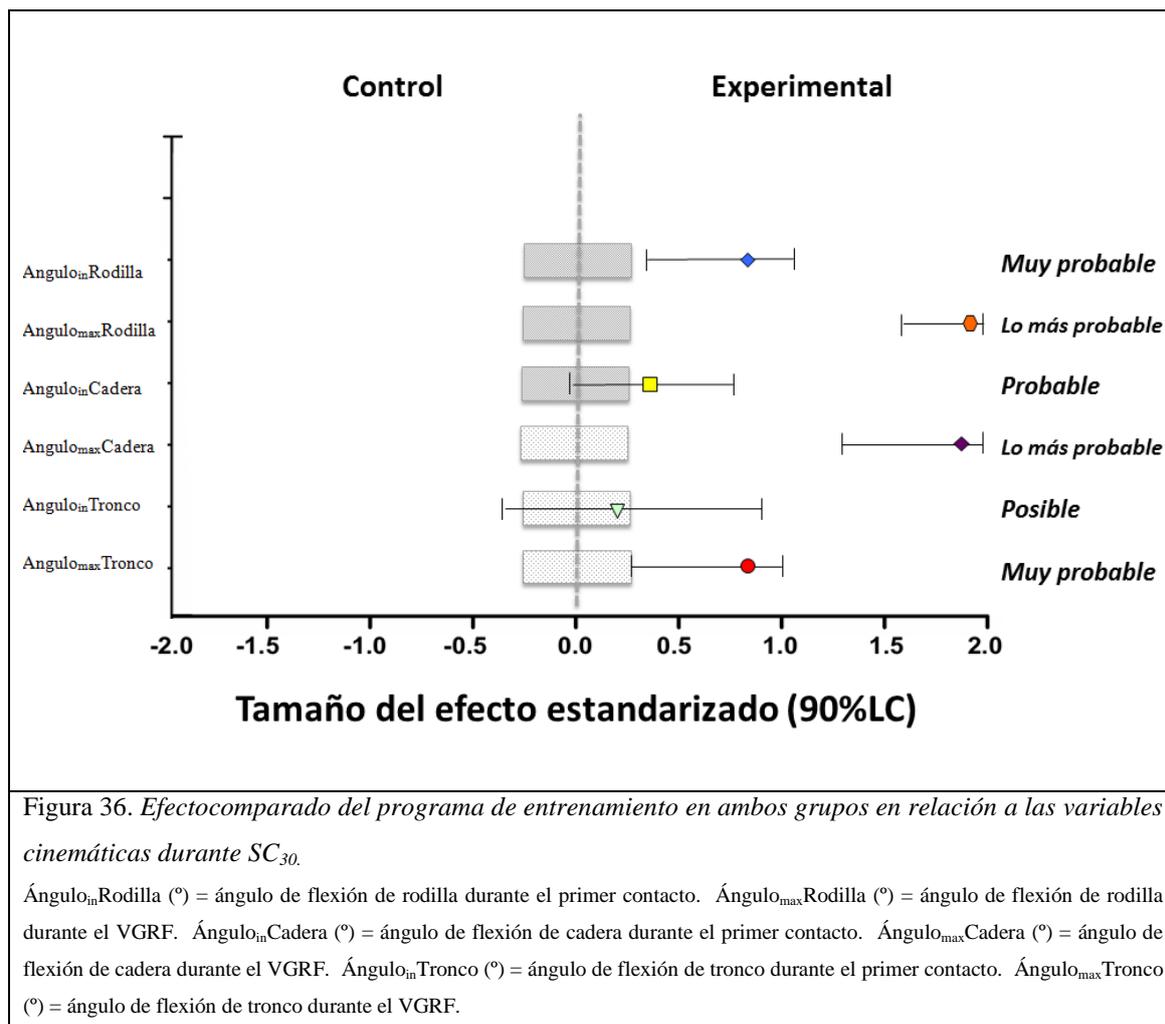
Abreviatura: LC = límite de confianza

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF.

A continuación se reflejan de manera gráfica los cambios cinemáticos entre los grupos (Figura 36), donde el tamaño del efecto del programa sugiere que todos los ángulos analizados se modifican debido al programa de entrenamiento mejorando *con mucha probabilidad* en los sujetos del GE respecto al GC. De hecho, *muy probablemente* el  $\text{Angulo}_{in}Rodilla$  y el  $\text{Angulo}_{max}Tronco$  lo harán de manera significativa. El mayor efecto lo encontramos en la  $\text{Angulo}_{max}Rodilla$  y en el  $\text{Angulo}_{max}Cadera$ , donde *lo más probable* es que el entrenamiento fuera el responsable de los cambios.



Una vez descritos los cambios cualitativos sufridos en el  $SC_{30}$  se aborda el cambio en los parámetros cinemáticos durante el  $SC_{45}$  intragrupal (Tabla 25), el cual indica que todos los cambios producidos en el GE fueron *con total certeza* debidos al programa de intervención. Así, se redujo el  $\text{Angulo}_{in}Rodilla$  (-6.1% [90%LC: -7.6; -4.6]), el  $\text{Angulo}_{max}Rodilla$  (-7.3% [90%LC: -9.1; -5.4]), y se incrementó el  $\text{Angulo}_{in}Cadera$  (26.4% [90%LC: 16.8; 36.6]),  $\text{Angulo}_{max}Cadera$  (17.9% [90%LC: 12.4; 23.6]),

Angulo<sub>in</sub>Tronco (25.9% [90%LC: 21.6; 30.3) y Angulo<sub>max</sub>Tronco (32.1% [90%LC: 24.52; 40.0).

Respecto al GC el efecto *no fue claro* para hallar un cambio en la flexión de rodilla durante el contacto inicial con la plataforma (-0.6% [90%LC: -2.2; 0.9). Sin embargo, *probablemente* este periodo transcurrido sirvió para que el ángulo de flexión máxima de rodilla se viera modificado en tan solo 3.5° de media (2.9% [90%LC: 0.5; 5.4).

Tabla 25. Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC <sub>45</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media ±SD								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	148.00 (11.11)	152.14 (9.07)	138.68 (5.75)	151.07 (7.30)	-0.81 (-1.02; -0.61)	0/0/100%	-0.11 (-0.36; 0.14)	6/67/26%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	131.75 (9.88)	124.89 (10.17)	122.06 (7.88)	128.39 (7.97)	-0.99 (-1.25; -0.73)	0/0/100%	0.35 (0.07; 0.63)	81/19/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	42.06 (11.32)	37.85 (8.83)	51.31 (5.75)	38.70 (6.30)	0.73 (0.49; 0.98)	100/0/0%	0.15 (-0.09; 0.39)	36/63/1%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	58.17 (10.07)	65.35 (10.80)	67.93 (7.88)	61.60 (7.97)	0.87 (0.62; 1.12)	100/0/0%	-0.29 (-0.57; 0.00)	0/30/70%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	102.06 (11.32)	97.85 (8.83)	127.70 (7.89)	101.60 (7.97)	1.97 (1.67; 2.27)	100/0/0%	0.34 (0.03; 0.65)	100/0/0%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	85.96 (17.05)	70.35 (14.80)	111.31 (5.75)	78.92 (7.30)	1.26 (0.99; 1.52)	100/0/0%	0.26 (0.08; 0.84)	100/0/0%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.  
 Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.  
 Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF

Una vez evaluados los cambios intragrupal, en la Tabla 26 pueden observarse los cambios intergrupos durante el SC<sub>45</sub>, donde el efecto del programa de entrenamiento sobre el GE respecto al GC conllevó *con total certeza* a una disminución del Angulo<sub>in</sub>Rodilla (-6.5% [90%LC: -9.4; -3.5). y del Angulo<sub>max</sub>Rodilla (-11.7% [90%LC: -15.2; -8.0). Esto mismo ocurrió para el Angulo<sub>max</sub>Cadera. Para el Angulo<sub>in</sub>Cadera el efecto fue también *muy probablemente* debido al programa, existiendo un aumento en GE de 9.25° de media. Exceptuando en tronco, los datos reflejaron diferencias significativas entre ambos grupos en los cambios sufridos en la articulación de la rodilla y de la cadera ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 26. Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC<sub>45</sub>, Media ±SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-6.5 (-9.4; -3.5)	100/0/0%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-11.7 (-15.2; -8.0)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	.002*	29.1 (11.0; 50.1)	98/2/0%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	.001*	30.4 (20.0; 41.7)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	.463	4.0 (-2.8; 11.2)	66/28/6%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	.365	-4.6 (-15.5; 7.7)	9/43/48%

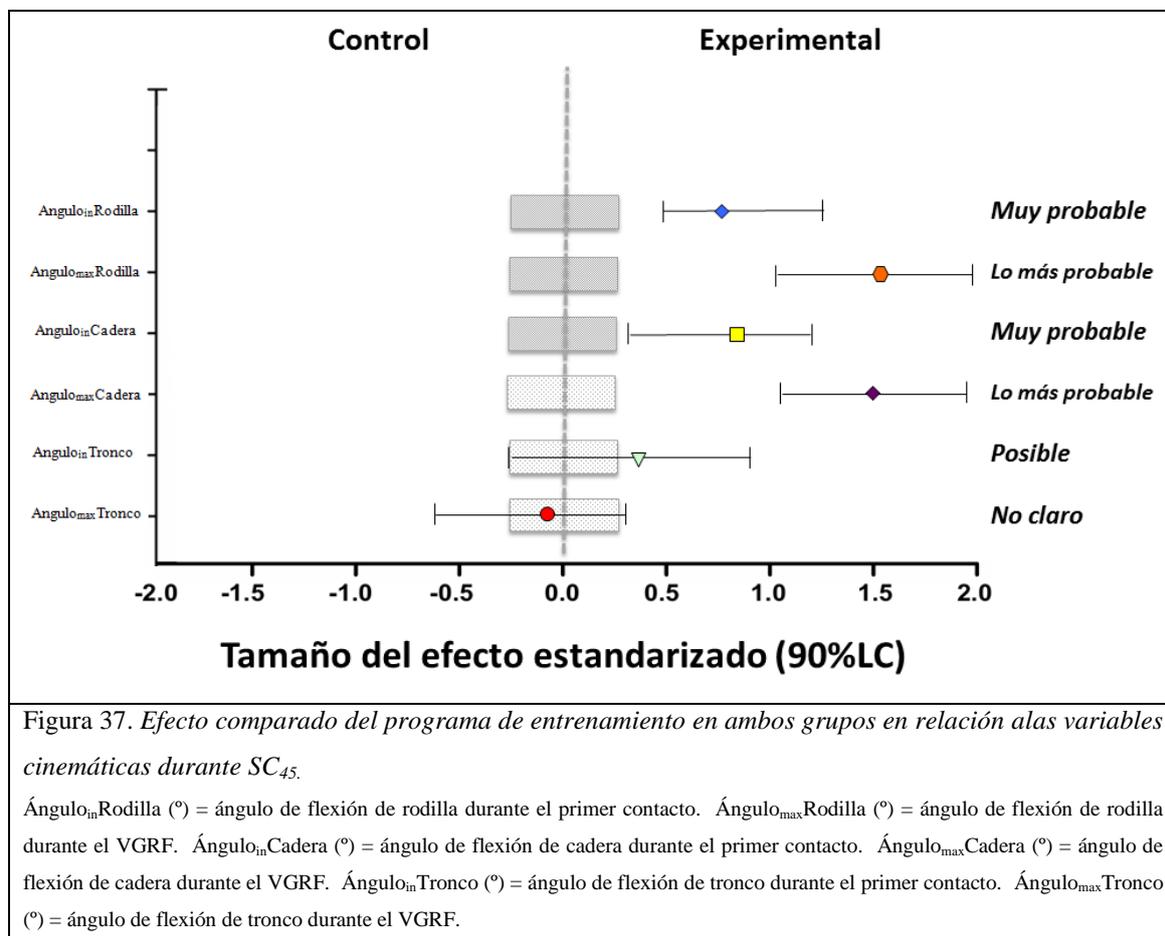
NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.

Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF.

La Figura 37 muestra cómo el efecto del programa de entrenamiento modificó las variables cinemáticas analizadas conllevando *muy probablemente* un efecto positivo sobre el GE respecto al GC en el  $\text{Angulo}_{in}Rodilla$  y en el  $\text{Angulo}_{in}Cadera$ . Además, esta probabilidad de sufrir mejoras se incrementó respecto al  $\text{Angulo}_{max}Rodilla$  y al  $\text{Angulo}_{max}Cadera$ .



Por otra parte, los cambios intragrupo en cuanto a la cinemática durante el  $SC_{45ml}$  fueron analizados (Tabla 27), mostrando en el GE que el  $\text{Angulo}_{in}Rodilla$  se redujo *muy probablemente* al programa de entrenamiento (-4.2% [90%LC: -6.3; -2.0]). Respecto al  $\text{Angulo}_{max}Rodilla$ , la disminución hallada fue *con total certeza* debida al entrenamiento (-6.7% [90%LC: 9.0; -4.4]). *Probablemente*, debido al programa, el  $\text{Angulo}_{in}Cadera$  se incrementó en el GE 5.55° de media (15.6% [90%LC: 6.2; 25.8]). Sin embargo, los cambios producidos en el  $\text{Angulo}_{max}Cadera$  (15.0% [90%LC: 8.5; 21.8]),  $\text{Angulo}_{in}Tronco$  (18.7% [90%LC: 14.7; 22.8]) y  $\text{Angulo}_{max}Tronco$  (19.3% [90%LC: 13.1; 25.8]) fueron *con total certeza* debidos al programa de intervención.

Tabla 27. Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en SC<sub>45ml</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media ±SD

VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	142.65 (12.54)	149.92 (12.46)	136.31 (5.87)	151.71 (7.73)	-0.47 (-0.72; -0.22)	0/4/96%	0.16 (-0.17; 0.49)	42/52/4%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	131.10 (10.97)	124.00 (8.21)	122.20 (9.20)	129.14 (10.17)	-0.82 (-1.11; -0.52)	0/0/100%	1.02 (0.60; 1.43)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	48.13 (12.55)	40.46 (12.60)	53.68 (5.87)	38.28 (7.73)	0.44 (0.18; 0.70)	94/6/0%	-0.07 (-0.41; 0.26)	9/65/26%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	59.55 (11.02)	66.25 (8.35)	67.79 (9.20)	56.85 (10.17)	0.66 (0.39; 0.94)	100/0/0%	-1.22 (-1.68; -0.77)	00/0/100%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	108.13 (12.55)	100.46 (12.60)	127.79 (9.20)	116.85 (10.17)	1.38 (1.11; 1.66)	100/0/0%	1.21 (0.89; 1.53)	100/0/0%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	96.72 (16.86)	74.67 (22.06)	113.68 (5.87)	79.28 (7.73)	0.92 (0.64; 1.20)	100/0/0%	1.00 (0.69; 1.30)	100/0/0%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.

Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF

De nuevo un análisis sobre los cambios intergrupales en el apartado cinemático durante el SC<sub>45ml</sub> fue llevado a cabo (Tabla 28). *Probablemente*, el efecto del programa de entrenamiento suponga una reducción en el Angulo<sub>in</sub>Rodilla en el GE respecto al GC (-5.8% [90%LC: -10.0; -1.4]), con diferencias significativas entre ambos grupos ( $p=0.013$ ). Esta reducción ocurre en el Angulo<sub>max</sub>Rodilla *con total certeza* debido al entrenamiento (-15.3% [90%LC: -19.6; -10.7]). donde de nuevo las diferencias de los cambios producidos vuelve a ser significativa ( $p=0.001$ ). Además, existe un aumento *probablemente* debido al programa en el Angulo<sub>in</sub>Cadera y *con total certeza* en el ángulo de Angulo<sub>max</sub>Cadera, hallándose de nuevo diferencias significativas entre ambos grupos ( $p\leq 0.05$ ). Además, *probablemente* debido al entrenamiento el Angulo<sub>max</sub>Tronco se incrementó en el GE respecto al GC; a pesar de ello, no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos para esta variable ( $p=1.81$ ).

Tabla 28. Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al SC<sub>45ml</sub>, Media ±SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	.013*	-5.8 (-10.0; -1.4)	94/6/0%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-15.3 (-19.6; -10.7)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	.019*	19.1 (-2.0; 44.8)	81/17/2%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	.001*	45.7 (28.9; 64.6)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	.348	4.3 (-2.9; 12.0)	65/29/6%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	.181	-14.3 (-26.0; -0.8)	1/13/86%

Abreviatura: LC: límite de confianza

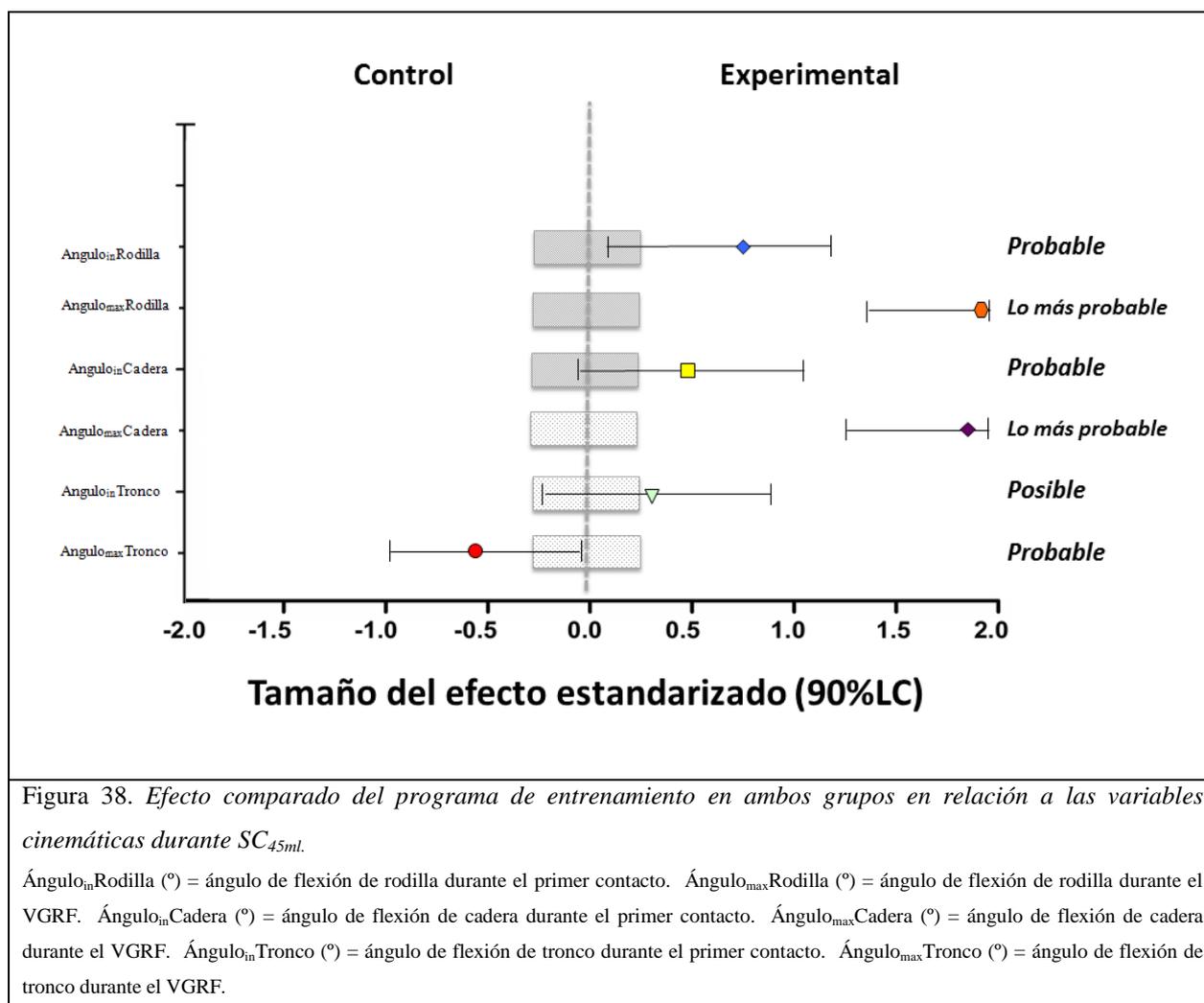
NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.

Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF.

A continuación se muestra de manera gráfica el efecto del programa de entrenamiento sobre las variables cinemáticas en el GE respecto al GC durante los SC<sub>45ml</sub> (Figura 38). En esta figura puede observarse la *probabilidad* de sufrir algún tipo de cambio tanto el Angulo<sub>in</sub>Rodilla y en el Angulo<sub>in</sub>Cadera. En la misma línea, *lo más probable* es que tanto el Angulo<sub>max</sub>Rodilla como el Angulo<sub>max</sub>Caderamejoraran en el GE respecto al GC.



Una vez finalizados los resultados cinemáticos sobre los cambios de dirección, seguidamente se detalla el análisis de los parámetros cinemáticos intragrupo durante el aterrizaje (Tabla 29). El efecto del programa de entrenamiento sobre GE influyó *con total certeza* tanto en la disminución del Angulo<sub>in</sub>Rodilla (-8.5% [90%LC: -9.8; -7.3]), el Angulo<sub>max</sub>Rodilla (-14.4% [90%LC: -16.2; -2.5]), Angulo<sub>max</sub>Tronco (-13.4% [90%LC: -16.8; -10.0]) como en el aumento de Angulo<sub>in</sub>Cadera (69.3% [90%LC: 53.3; 87.1]), del

Angulo<sub>max</sub>Cadera ( 45.5% [90%LC: 34.8; 57.1) y Angulo<sub>in</sub>Tronco (14.9% [90%LC: 12.3; 17.6),. Sin embargo, los cambios en los parámetros cinemáticos en el GC durante los aterrizajes indican que *no hay claros efectos* para los ángulos de rodilla, de cadera y tronco iniciales.

Tabla 29. Cambios intragrupos en los parámetros cinemáticos en aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media $\pm$ SD								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (grados °)</b>	158.00 (7.22)	156.14 (8.27)	144.41 (3.88)	155.93 (5.66)	-1.88 (-2.17; -1.59)	0/0/100%	-0.01 (-0.29; 0.27)	10/77/13%
<b>Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (grados °)</b>	135.52 (6.33)	130.46 (12.47)	116.07 (6.47)	127.82 (14.73)	-3.24 (-3.68; -2.79)	0/0/100%	-0.22 (-0.63; 0.19)	5/42/54%
<b>Ángulo<sub>in</sub>Cadera (grados °)</b>	11.02 (3.53)	11.45 (4.38)	17.79 (1.94)	12.04 (2.83)	1.51 (1.22; 1.79)	100/0/0%	0.23 (-0.04; 0.51)	54/40/6%
<b>Ángulo<sub>max</sub>Cadera (grados °)</b>	22.36 (4.47)	24.30 (6.05)	31.97 (3.23)	26.09 (7.36)	1.62 (1.29; 1.95)	100/0/0%	0.24 (-0.14; 0.62)	55/38/7%
<b>Ángulo<sub>in</sub>Tronco (grados °)</b>	92.10 (7.33)	92.92 (8.89)	105.59 (3.88)	94.07 (5.66)	1.71 (1.43; 1.99)	100/0/0%	0.15 (-0.13; 0.42)	37/55/8%
<b>Ángulo<sub>max</sub>Tronco (grados °)</b>	67.24 (6.43)	64.29 (8.07)	58.03 (3.23)	63.70 (7.94)	-1.44 (-1.83; -1.05)	0/0/100%	-0.55 (-0.90; -0.20)	6/4/90%

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.  
 Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.  
 Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF

Por último, los cambios producidos entre ambos grupos durante los aterrizajes (Tabla 30) reflejan que el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Rodilla}$  (-8.6% [90%LC: -10.7; -6.5) como el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Rodilla}$  (-12.3% [90%LC: -17.5; -6.8) disminuyeron *con total certeza* debido al programa de entrenamiento en el GE respecto al GC. *Muy probablemente* debido al entrenamiento el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  se incrementó después de las 12 semanas, al igual que el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Cadera}$  y el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Tronco}$ , aunque este último descenso ocurrió *con total certeza* debido al programa (13.1% [90%LC: 8.6; 17.8). Finalmente, el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Tronco}$  se vio reducido *muy probablemente* al programa de entrenamiento en el GE respecto al GC . De manera significativa, todos los ángulos evaluados reflejaron diferencias significativas intergrupales ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 30. Cambios intergrupos en los parámetros cinemáticos después de las 12 semanas GE vs GC respecto al aterrizaje, Media  $\pm$ SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
Ángulo <sub>in</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-8.6 (-10.7; -6.5)	0/0/100%
Ángulo <sub>max</sub> Rodilla (grados °)	.001*	-12.3 (-17.5; -6.8)	0/0/100%
Ángulo <sub>in</sub> Cadera (grados °)	.00*	47.3 (20.7; 79.8)	99/1/0%
Ángulo <sub>max</sub> Cadera (grados °)	.002*	43.2 (23.3; 66.3)	100/0/0%
Ángulo <sub>in</sub> Tronco (grados °)	.018*	13.1 (8.6; 17.8)	100/0/0%
Ángulo <sub>max</sub> Tronco (grados °)	.044*	-10.2 (-15.6; -4.4)	0/2/98%

Abreviaturas: LC: límite de confianza

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

Ángulo<sub>in</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Rodilla (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Cadera (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF. Ángulo<sub>in</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto. Ángulo<sub>max</sub>Tronco (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF.

En la Figura 39 puede observarse el tamaño del efecto del entrenamiento sobre las variables cinemáticas en el GE respecto al GC durante los aterrizajes. En este caso, *lo más probable* es que la intervención fuera la responsable de una mejora en el  $\text{Angulo}_{inRodilla}$ ,  $\text{Angulo}_{maxRodilla}$ ,  $\text{Angulo}_{maxCadera}$  y  $\text{Angulo}_{inTronco}$ . Respecto al  $\text{Angulo}_{maxTronco}$  puede observarse cómo el efecto del entrenamiento supone un aumento de esta variable en el GC respecto al GE, lo cual en términos cualitativos significa que *muy probablemente* el GC tuviera un efecto *peor* que el GE en este ángulo.

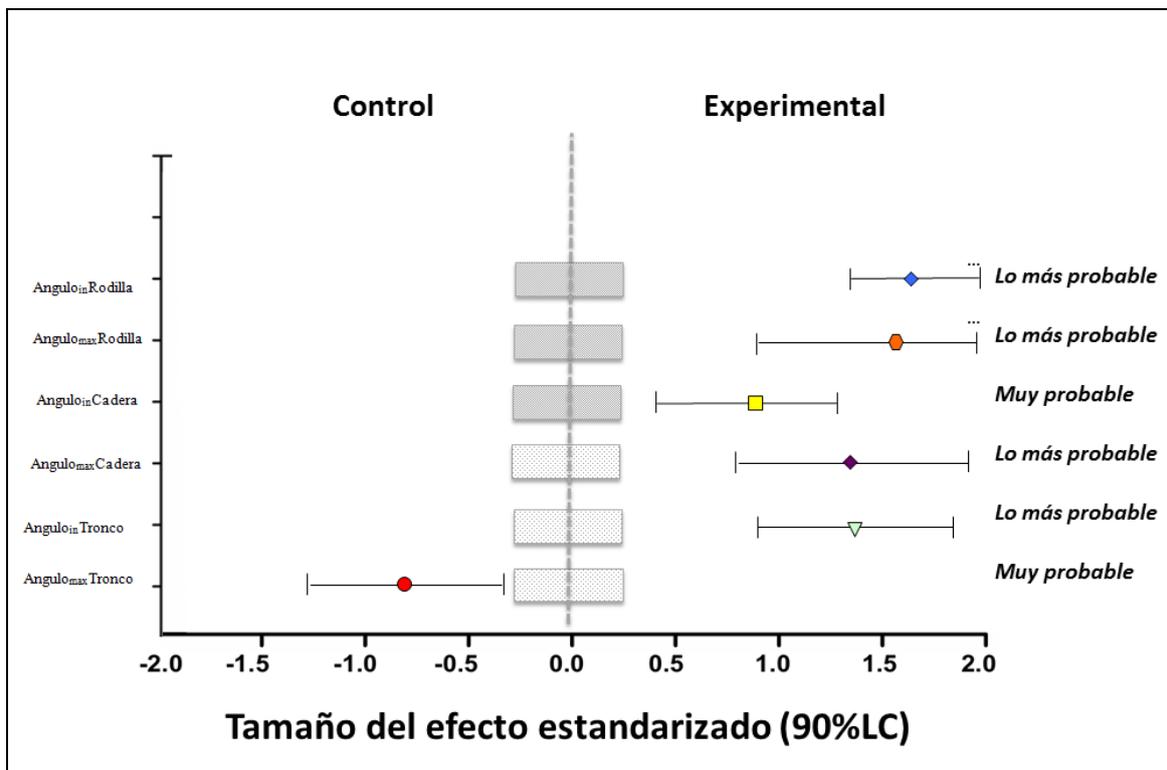


Figura 39. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables cinemáticas durante aterrizajes.

$\text{Angulo}_{inRodilla}$  (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el primer contacto.  $\text{Angulo}_{maxRodilla}$  (°) = ángulo de flexión de rodilla durante el VGRF.  $\text{Angulo}_{inCadera}$  (°) = ángulo de flexión de cadera durante el primer contacto.  $\text{Angulo}_{maxCadera}$  (°) = ángulo de flexión de cadera durante el VGRF.  $\text{Angulo}_{inTronco}$  (°) = ángulo de flexión de tronco durante el primer contacto.  $\text{Angulo}_{maxTronco}$  (°) = ángulo de flexión de tronco durante el VGRF.

## 10.4 Análisis de los factores electromiográficos

### *Estudio transversal (Fase 0)*

Se obtuvieron datos sobre la activación tanto en la musculatura anterior como posterior del muslo dominante de cada sujeto. Se hallaron resultados tanto de la fase inicial (Fase 0) como antes y después del programa de entrenamiento (Fase 1 y 2). Todos los valores fueron analizados 50, 100, 150 y 200 ms antes de producirse la mayor activación de la musculatura y en comparación con la MVC para cada uno de los gestos.

Durante SC<sub>30</sub> en la Fase 0, la activación de cuádriceps fue mayor que la de los isquiritibiales, excepto en RMS<sub>50</sub> y RMS<sub>100</sub>, donde la activación de los isquiritibiales superó a la del cuádriceps. El mayor ratio H/Q durante este cambio de dirección lo encontramos en el ratio explosivo H/Q<sub>50</sub> ( $1.027 \pm 2.55$ ). En SC<sub>45</sub> de la Fase 0, todos los RMS en el cuádriceps fueron superiores a los de los isquiritibiales. En relación a los ratios de co-activación, los valores son prácticamente 1 en todos los casos, si bien en el ratio tradicional Ratio H/Q<sub>MVC</sub> es el único en el que el valor del cuádriceps es ligeramente superior al de los isquiritibiales. Por último, en la Fase 0 también se hallaron los RMS y los ratios en los SC<sub>45ml</sub>. En este caso, todas las activaciones del cuádriceps fueron mayores que las de los isquiritibiales. En relación al ratio, en ningún caso se superó el valor 1, manifestando una activación superior de la musculatura anterior a la posterior (Tabla 31).

Tabla 31. Descripción de la EMG en la Fase 0 en cambios de dirección.

VARIABLE	SC <sub>30</sub>		SC <sub>45</sub>		SC <sub>45ml</sub>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD
RMS <sub>Q</sub> _MVC (mV)	.6469	.098	.6558	.096	.6682	.108
RMS <sub>H</sub> _MVC (mV)	.6405	.125	.6385	.126	.6471	.121
RMS <sub>Q</sub> _50ms (mV)	.6448	.098	.6483	.106	.6730	.101
RMS <sub>H</sub> _50ms (mV)	.6464	.118	.6406	.132	.6506	.124
RMS <sub>Q</sub> _100ms (mV)	.6466	.099	.6544	.102	.6747	.102
RMS <sub>H</sub> _100ms (mV)	.6469	.116	.6395	.117	.6484	.123
RMS <sub>Q</sub> _150ms (mV)	.6428	.099	.6504	.104	.6727	.101
RMS <sub>H</sub> _150ms (mV)	.6415	.120	.6473	.111	.6478	.126
RMS <sub>Q</sub> _200ms (mV)	.6402	.099	.6495	.105	.6703	.102
RMS <sub>H</sub> _200ms (mV)	.6309	.130	.6365	.126	.6506	.130
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	1.011	.252	.9934	.243	.9942	.263
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	1.027	.255	1.0182	.284	.9908	.256
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	1.025	.256	1.0001	.238	.9815	.244
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	1.025	.285	1.0206	.240	.9847	.256
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	1.009	.273	1.0059	.268	.9947	.271

Datos expresados media y SD. RMS (mv) = Root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

También se obtuvieron los datos de EMG durante los aterrizajes (Tabla 32) en la Fase 0. En todos los casos, RMS fue superior en la musculatura anterior respecto a la posterior, obteniéndose los valores mayores en relación a las distintas pruebas (cambios de dirección y aterrizajes monopodales), siendo este superior a 0.70 mV en todos los casos en el cuádriceps. El RMS<sub>Q</sub> menor lo hallamos en el valor de RMS tradicional de los isquiotibiales, con un valor de 0.6471 mV.

Tabla 32. Valores de EMG durante aterrizajes en la Fase 0		
Variable	Media	SD
RMS <sub>Q_MVC</sub> (mV)	.7075	.100
RMS <sub>H_MVC</sub> (mV)	.6471	.121
RMS <sub>Q_50ms</sub> (mV)	.7127	.097
RMS <sub>H_50ms</sub> (mV)	.7246	.144
RMS <sub>Q_100ms</sub> (mV)	.7130	.099
RMS <sub>H_100ms</sub> (mV)	.7201	.144
RMS <sub>Q_150ms</sub> (mV)	.7073	.099
RMS <sub>H_150ms</sub> (mV)	.7204	.143
RMS <sub>Q_200ms</sub> (mV)	.7028	.103
RMS <sub>H_200ms</sub> (mV)	.7140	.143
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	1.0495	.265
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	1.0415	.264
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	1.0314	.270
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	1.0420	.259
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	1.0379	.264

Datos expresados en media y SD. RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

Por otro lado en referencia al género (Tabla 33), aunque los RMS<sub>Q</sub> mostraron valores mayores en hombres respecto a mujeres, y los RMS<sub>H</sub> fueron mayores en mujeres que en hombres, las diferencias encontradas no fueron estadísticamente significativas en SC<sub>30</sub> ( $p > 0.05$ ). Sin embargo, el Ratio\_H/Q<sub>50</sub> fue significativamente mayor en mujeres respecto a hombres ( $p = 0.020$ ). Durante los SC<sub>45</sub> existieron diferencias significativas en

RMS<sub>Q</sub> para 50ms, 100ms y 200ms en función del género, donde los hombres mostraron valores mayores ( $p \leq 0.05$ ). Aunque RMS<sub>H</sub> no es significativamente mayor en mujeres, sí lo son los ratios de co-activación en 50ms ( $p=0.044$ ) y en 100 ms ( $p=0.016$ ).

En SC<sub>45ml</sub> en la Fase 0, RMS<sub>Q</sub> fue significativamente mayor en hombres que en mujeres en todos los casos ( $p \geq 0.05$ ). En el caso de H, no encontramos diferencias significativas entre sexo. En cuanto a la co-activación, todos los ratios son significativamente mayores en mujeres que hombres excepto en el Ratio\_H/Q<sub>100</sub> que, aunque mayor, no fue significativo.

Tabla 33. Diferencias de EMG en hombres y mujeres durante cambios de dirección en la Fase 0

Variables	SC <sub>30</sub>			SC <sub>45</sub>			SC <sub>45ml</sub>		
	H	M	p <sup>a</sup>	H	M	P <sup>b</sup>	H	M	p <sup>a</sup>
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.6534 (.102)	.6254 (.082)	.135	.6641 (.098)	.6285 (.086)	.053	.6807 (.10)	.6276 (.10)	.010*
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.6353 (.119)	.6574 (.145)	.358	.6351 (.125)	.6498 (.129)	.543	.6426 (.11)	.6618 (.13)	.407
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.6521 (.098)	.6206 (.097)	.093	.6603 (.105)	.6090 (.101)	.011*	.6854 (.09)	.6320 (.10)	.005*
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.6378 (.118)	.6744 (.116)	.105	.6373 (.135)	.6513 (.123)	.582	.6479 (.11)	.6597 (.14)	.621
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.6532 (.102)	.6250 (.086)	.138	.6654 (.103)	.6182 (.092)	.015*	.6867 (.10)	.6355 (.09)	.008*
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.6400 (.113)	.6694 (.126)	.187	.6345 (.115)	.6559 (.123)	.341	.6477 (.11)	.6509 (.14)	.889
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.6493 (.102)	.6215 (.087)	.142	.6581 (.107)	.6252 (.087)	.096	.6859 (.10)	.6297 (.09)	.003*
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.6364 (.121)	.6583 (.117)	.343	.6435 (.107)	.6597 (.121)	.447	.6428 (.12)	.6640 (.13)	.379
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.6457 (.104)	.6220 (.078)	.211	.6608 (.107)	.6126 (.090)	.016*	.6828 (.10)	.6294 (.09)	.006*
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.6236 (.133)	.6550 (.120)	.209	.6304 (.129)	.6565 (.115)	.280	.6442 (.12)	.6715 (.14)	.274
<b>Ratio_H/Q<sub>MVC</sub></b>	.9942 (.241)	1.0687 (.283)	.122	.9758 (.237)	1.0517 (.257)	.101	.9658 (.24)	1.0858 (.29)	.016*
<b>Ratio_H/Q<sub>50</sub></b>	1.0010 (.243)	1.1139 (.274)	.020*	.9928 (.274)	1.1015 (.302)	.044*	.9659 (.23)	1.0718 (.29)	.030*
<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	1.0056 (.256)	1.0897 (.249)	.085	.9747 (.227)	1.0835 (.257)	.016*	.9613 (.22)	1.0473 (.29)	.065
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	1.0088 (.296)	1.0796 (.243)	.194	1.0036 (.233)	1.0763 (.256)	.113	.9557 (.24)	1.079 (.28)	.011*
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	.9921 (.284)	1.0669 (.228)	.151	.9792 (.269)	1.0935 (.251)	.280	.9647 (.25)	1.0923 (.29)	.013*

Datos expresados en media y SD. p<0.05.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps. SC<sub>30</sub> = cambio de dirección abierto de 30°. SC<sub>45</sub> = cambio de dirección abierto de 45°. SC<sub>45ml</sub> = cambio de dirección cerrado 45° hacia el mismo lado.

Finalmente, cuando se comparó la EMG en hombres y mujeres durante los aterrizajes en la Fase 0 (Tabla 34), RMS en el cuádriceps fue significativamente mayor que en los isquiotibiales en todos los casos excepto en 100ms, donde no se encontraron diferencias. En la activación de la musculatura posterior no hubo diferencias significativas entre género. Sin embargo, el ratio fue mayor en mujeres que en hombres en el caso 50ms y 150ms ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 34. Diferencias de EMG entre hombres y mujeres durante aterrizajes en la Fase 0			
	Hombres	Mujeres	p
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.7196 (.09)	.6675 (.09)	.006*
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.7287 (.14)	.7208 (.14)	.768
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.7274 (.09)	.6631 (.09)	.001*
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.7273 (.14)	.7159 (.15)	.680
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.7211 (.10)	.6863 (.08)	.066
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.7243 (.14)	.7063 (.14)	.517
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.7189 (.09)	.6691 (.08)	.008*
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.7195 (.14)	.7237 (.13)	.878
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.7151 (.10)	.6622 (.09)	.007*
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.7168 (.14)	.7051 (.14)	.671
<b>Ratio_H/Q<sub>MVC</sub></b>	1.0312 (.24)	1.109 (.30)	.124
<b>Ratio_H/Q<sub>50</sub></b>	1.0177 (.24)	1.1203 (.31)	.044*
<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	1.0254 (.26)	1.0509 (.28)	.622
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	1.0185 (.24)	1.1190 (.27)	.041*
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	1.0206 (.25)	1.0946 (.30)	.143
Datos expresados en media y SD. $p \leq 0.05$ RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.			

### *Estudio experimental (Fases 1 y 2)*

Los cambios intragrupos producidos en los parámetros de EMG en el GE y GC fueron evaluados durante los SC<sub>30</sub> (Tabla 35). Puede observarse cómo el GE experimentó una disminución de la activación de la musculatura anterior debido *con total certeza* al programa de entrenamiento. Respecto a la activación de la musculatura posterior, RMS<sub>50</sub> (1.7% [90%LC: -4.4; 8.1), RMS<sub>100</sub> (3.3% [90%LC: -3.2; 10.2), RMS<sub>150</sub> (1.8% [90%LC: -4.8; 8.8) y RMS<sub>200</sub> (1.6% [90%LC: -4.7; .8.3) se redujeron *posiblemente* al entrenamiento. Además, todos los ratios de co-activación fueron superiores después de la intervención *muy probablemente* (ratio H/Q<sub>MVC</sub>, 12.24% [90%LC: 3.9; 21.6) o *con total certeza* (ratio H/Q<sub>50</sub>, (16.8% [90%LC: 12.1; 21.6], ratio H/Q<sub>100</sub>, 22.5% [90%LC: 13.5; 32.1], ratio H/Q<sub>150</sub>, 16.9% [90%LC: 6.9; 27.9] y ratio H/Q<sub>200</sub> 20.1% [90%LC: 10.8; 30.1]) debido al programa. Por otro lado, los cambios producidos en el GC respecto a los parámetros EMG mostraron en la activación de los isquiotibiales, cómo RMS<sub>50</sub> se redujo *con total certeza* debido al paso de las 12 semanas (6.2% [90%LC: 3.7; 8.7), aunque en tan solo 0.0573mV (d=0.78). Además, también en la musculatura posterior del muslo RMS<sub>150</sub> incrementó levemente en 0.041mV de media *muy probablemente* debido al periodo de 12 semanas (5.7% [90%LC: 2.0; 9.6). Por su parte, en la activación de la musculatura anterior RMS<sub>100</sub> se redujo ligeramente *con probabilidad* después de las 12 semanas en 0.0157mV (-4.7% [90%LC: -9.2; 0.0), al igual que RMS<sub>150</sub> (-6.3% [90%LC: -12.0; -0.2). *Muy probablemente* RMS<sub>200</sub> también disminuyó debido al periodo de tiempo que transcurrió (-8.9% [90%LC: -13.5; -4.1).

Del mismo modo, el ratio H/Q<sub>MVC</sub> se incrementó de 0.8642 (±0.06) hasta 0.9330 (±0.17) *probablemente* debido al periodo transcurrido (6.5% [90%LC: -1.5; 15.1). Además, el ratio H/Q<sub>50</sub> se incrementó *con total certeza* después del periodo de 12 semanas, siendo su valor final inferior a 0.85 (22.0% [90%LC: 9.0; 36.6). Por su parte, el ratio H/Q<sub>100</sub> se redujo *probablemente* debido a las 12 semanas (8.2% [90%LC: 0.1; 17.0), resultando un ratio de co-activación menor a 0.8. Tanto el ratio H/Q<sub>150</sub> (23.4% [90%LC: 10.0; 38.6) como el ratio H/Q<sub>200</sub> (24.6% [90%LC: 11.0; 39.8) se incrementaron *con total certeza* debido al paso del tiempo, aunque ambos no superaron el valor de 0.84.

Tabla 35. Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC <sub>30</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media ±SD								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.6426 (.04)	.6511 (.08)	.5723 (.07)	.6351 (.09)	1.7 (1.04; 2.37)	100/0/0%	-0.16 (-0.68; 0.35)	12/43/45%
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.5613 (.04)	.5740 (.05)	.5571 (.15)	.5823 (.08)	.07 (-.075; .90)	40/31/29%	0.13 (-0.34; 0.60)	41/48/12%
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.6526 (.03)	.6565 (.17)	.5541 (.13)	.6486 (.08)	2.17 (1.39; 2.96)	100/0/0%	-0.20 (-0.57; 0.18)	4/47/49%
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.5435 (.03)	.5059 (.11)	.5282 (.17)	.5632 (.03)	0.26 (-0.71; 1.23)	64/17/4%	0.78 (0.48; 1.09)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.6534 (.03)	.6574 (.16)	.5670 (.13)	.6417 (.09)	1.99 (1.24; 2.73)	100/0/0%	-0.36 (-0.72; 0.0)	1/22/78%
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.5502 (.04)	.5320 (.11)	.5432 (.18)	.5582 (.04)	0.42 (-0.42; 1.26)	67/28/5%	-0.02 (-0.61; 0.57)	27/43/30%
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.6434 (.05)	.6723 (.17)	.5365 (.13)	.6440 (.08)	1.70 (1.12; 2.27)	100/0/0%	-0.42 (-0.83; -0.01)	1/17/82%
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.5478 (.03)	.5208 (.11)	.5337 (.18)	.5618 (.04)	0.26 (-0.72; 1.23)	59/35/5%	0.67 (0.24; 1.11)	96/4/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.6455 (.04)	.6907 (.16)	.5398 (.13)	.6487 (.08)	1.90 (1.34; 2.47)	100/0/0%	-0.74 (-1.16; -0.33)	0/2/98%
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.5431 (.03)	.5281 (.12)	.5475 (.15)	.5538 (.03)	0.24 (-0.71; 1.19)	64/32/5%	-0.02 (-0.49; 0.45)	22/53/25%
<b>Ratio<sub>H</sub>/Q<sub>MVC</sub></b>	.8770 (.09)	.8642 (.06)	.9851 (.28)	.9330 (.17)	1.12 (0.37; 1.87)	98/2/0%	0.77 (-0.18; 1.71)	84/11/5%

					1.87)			
<b>Ratio_H/Q<sub>50</sub></b>	.8253 (.05)	.7701 (.09)	1.0031 (.28)	.8440 (.39)	2,39 (1,76; 3,02)	100/0/0%	1.47 (0.64; 2.31)	99/0/1%
<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	.8446 (.08)	.8232 (.12)	.9714 (.31)	.7800 (.35)	2.07 (1.29; 2.84)	100/0/0%	0.50 (0.01; 0.99)	85/14/1%
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	.8583 (.10)	.7732 (.08)	.9714 (.31)	.8332 (.38)	1.30 (0.55; 2.05)	99/1/0%	1.68 (0.76; 2.60)	99/0/0%
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	.8459 (.09)	.7762 (.12)	.9852 (.29)	.8398 (.39)	1.82 (1.02; 2.61)	100/0/0%	1.32 (0.63; 2.01)	99/1/0%

Abreviaturas: LC: límite de confianza; QA: evaluación cualitativa.

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

Además de los cambios intragrupo se estudió el cambio intergrupo después del programa de entrenamiento durante el SC<sub>30</sub> (Tabla 36). Todas las activaciones en la musculatura anterior del muslo se redujeron *posible* (RMS<sub>150</sub>, -7.2% [90%LC: -17.9; 4.8) o *probablemente* (RMS<sub>MVC</sub>, -9.2% [90%LC: -20.1; 3.2, RMS<sub>50</sub>, -10.9% [90%LC: -21.4; 1.0; RMS<sub>100</sub>, -7.7% [90%LC: -15.6; 1.0; RMS<sub>200</sub>, -6.2% [90%LC: -15.3; 3.8) debido al programa de entrenamiento en el GE respecto al GC, reflejándose a su vez una diferencia significativa entre los grupos ( $p \leq 0.05$ ). Por su parte, la activación en la musculatura posterior del muslo también se redujo *posible* (RMS<sub>MVC</sub> (-5.2% [90%LC: -13.8; 4.2) o muy *probablemente* (RMS<sub>50</sub> (-9.5% [90%LC: -16.7; -1.6), RMS<sub>150</sub> (-10.9% [90%LC: -18.7; -2.4) debido al programa de entrenamiento, excepto para RMS<sub>200</sub>, que fue la única activación de esta musculatura que incrementó (4.9% [90%LC: -4.3; 14.9), aunque el efecto *no fue claro* y, además, no se observaron diferencias significativas entre ambos grupos para esta variable ( $p > 0.05$ ). Finalmente, el efecto del programa de entrenamiento sobre el ratio H/Q<sub>MVC</sub>, ratio H/Q<sub>50</sub>, ratio H/Q<sub>150</sub> (d=0.00) y ratio H/Q<sub>200</sub> (d=-0.08), aún *no fue claro*. Por su parte, el ratio H/Q<sub>100</sub> fue superior debido *probablemente* al programa de intervención (14.1% [90%LC: -1.2; 31.7). A pesar de ello, exclusivamente en el ratio H/Q<sub>50</sub> y H/Q<sub>200</sub> se encontraron diferencias significativas ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 36. Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC<sub>30</sub>, Media ±SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
RMS <sub>Q_MVC</sub> (mV)	.012*	-9.2 (-20.1; 3.2)	5/13/82%
RMS <sub>H_MVC</sub> (mV)	.988	-5.2 (-13.8; 4.2)	5/23/72%
RMS <sub>Q_50ms</sub> (mV)	.035*	-10.9 (-21.4; 1.0)	3/9/88%
RMS <sub>H_50ms</sub> (mV)	.472	-9.5 (-16.7; -1.6)	1/3/95%
RMS <sub>Q_100ms</sub> (mV)	.042*	-7.7 (-15.6; 1.0)	4/10/87%
RMS <sub>H_100ms</sub> (mV)	.818	-0.2 (-9.7; 10.2)	38/20/41%
RMS <sub>Q_150ms</sub> (mV)	.011*	-7.2 (-17.9; 4.8)	4/19/75%
RMS <sub>H_150ms</sub> (mV)	.460	-10.9 (-18.7; -2.4)	1/3/96%
RMS <sub>Q_200ms</sub> (mV)	.003*	-6.2 (-15.3; 3.8)	5/19/76%
RMS <sub>H_200ms</sub> (mV)	.622	4.9 (-4.3; 14.9)	70/19/11%
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	.103	-0.5 (-12.6; 13.3)	38/19/43%
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	.047*	5.3 (-10.8; 24.3)	61/17/22%
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	.248	14.1 (-1.2; 31.7)	89/8/4%
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	.193	0.0 (-18.3; 22.4)	41/19/41%
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	.046*	-1.2 (-17.7; 18.6)	35/22/43%

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

El tamaño del efecto del entrenamiento sobre los ratios de co-activación durante el SC<sub>30</sub> en el GE sobre el GC se muestra en la Figura 40, donde podemos observar cómo todos estos ratios mantienen una relativa *posibilidad* o *probabilidad* de cambio, excepto el ratio H/Q<sub>MVC</sub>.

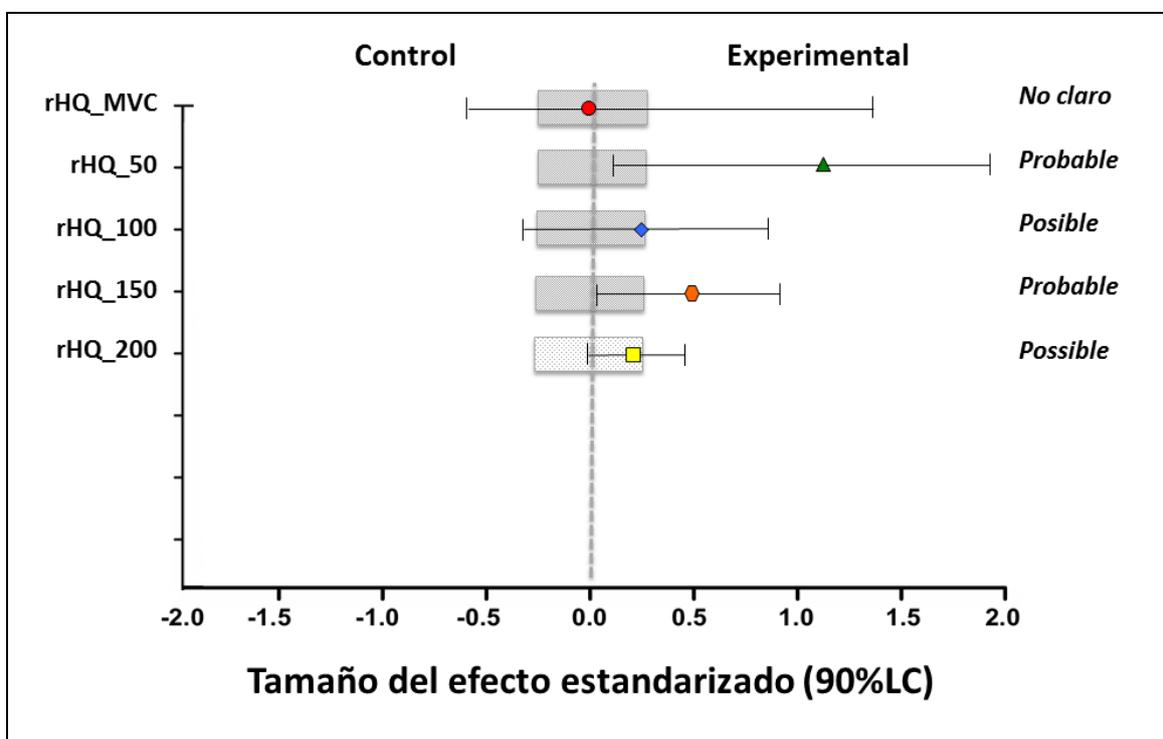


Figura 40. Efecto comparativo del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC<sub>30</sub>.

rHQ = ratio de co-activación de la musculatura posterior del muslo respecto a la anterior. MVC = contracción voluntaria máxima. 50, 100, 150, 200 = milisegundo de referencia de la co-activación.

Por otro lado, los parámetros de EMG fueron analizados en el GE y GC durante el SC<sub>45</sub> antes y después del programa de entrenamiento, por lo que se obtuvo los cambios intragrupal (Tabla 37). La activación de la musculatura anterior del muslo se redujo en todos los casos después del programa de intervención en el GE. Respecto a la activación de la musculatura posterior, RMS<sub>MVC</sub> se incrementó *probablemente* debido al programa de entrenamiento (5.2% [90%LC: -1.0; 11.8]). Sin embargo, a pesar de encontrar cambios en el resto de activaciones de esta musculatura, el efecto *no fue* claro. Respecto al ratio de co-activación, todos los ratios fueron superiores después del periodo de intervención y el efecto fue *muy probablemente* o *con total certeza* debido al programa (ratio H/Q<sub>MVC</sub>, 11.2% [90%LC: 3.5; 19.5; ratio H/Q<sub>50</sub>, 16.9% [90%LC: 9.8; 24.5; ratio H/Q<sub>100</sub>, 9.0 [90%LC: 2.8; 15.7; ratio H/Q<sub>150</sub>, 10.6% [90%LC: 4.6; 16.9; ratio

H/Q<sub>200</sub>, 14.1% [90%LC: 5.3; 23.5). *No fueron claro* los cambios producidos en el GC en los ratios de co-activación.

Tabla 37. Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC <sub>45</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media ±SD								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.6543 (.02)	.6708 (.06)	.5453 (.07)	.6161 (.14)	0.56 (-0.11; 1.23)	0/0/100%	-1.23 (-1.98; -0.47)	0/1/99%
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.5554 (.05)	.5422 (.05)	.5974 (.11)	.6287 (.12)	-3.30 (-4.19; -2.41)	82/15/3%	1.39 (0.71; 2.07)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.6553 (.02)	.6501 (.02)	.5285 (.15)	.5151 (.24)	0.33 (-0.27; 0.93)	0/0/100%	-2.21 (-3.96; 0.45)	1/2/97%
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.5602 (.05)	.5414 (.03)	.5477 (.18)	.5222 (.23)	-4.19 (-5.23; -3.15)	64/29/7%	1.66 (0.85; 2.48)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.6471 (.02)	.6524 (.02)	.5140 (.15)	.5051 (.24)	0.18 (-0.56; 0.92)	0/0/100%	-2.86 (-4.97; -0.75)	1/1/98%
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.5575 (.05)	.5413 (.04)	.5396 (.18)	.5107 (.23)	-5.58 (-6.80; -4.35)	48/32/19%	1.26 (0.37; 2.15)	97/2/1%
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.6544 (.02)	.6611 (.02)	.4954 (.15)	.5036 (.24)	-0.04 (-0.81; 0.74)	0/0/100%	-1.71 (-3.50; 0.08)	4/4/92%
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.5546 (.05)	.5491 (.04)	.5254 (.17)	.5212 (.23)	-5.57 (-6.48; -4.66)	30/34/36%	1.56 (0.65; 2.47)	99/1/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.6554 (.02)	.6589 (.02)	.4968 (.14)	.5137 (.24)	-0.34 (-0.88; 0.20)	0/0/100%	-2.19 (-3.95; -0.43)	1/2/97%
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.5610 (.05)	.5395 (.04)	.5154 (.17)	.5091 (.23)	1.67 (0.54; 2.80)	6/27/67%	1.17 (0.24; 2.09)	96/3/1%

					2.80)			
<b>Ratio_H/Q<sub>MVC</sub></b>	.8398 (.05)	.8143 (.10)	.9504 (.18)	.8512 (.10)	2.49 (1.49; 3.49)	98/1/0%	0.31 (-0.16; 0.78)	63/31/6%
<b>Ratio_H/Q<sub>50</sub></b>	.8432 (.05)	.8339 (.06)	.9958 (.15)	.8440 (.10)	1.41 (0.45; 2.37)	100/0/0%	0.12 (-0.66; 0.89)	43/33/24%
<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	.8493 (.05)	.8303 (.06)	.9382 (.14)	.8589 (.08)	1.48 (0.66; 2.30)	98/2/0%	0.30 (-0.27; 0.86)	61/31/7%
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	.8368 (.05)	.8318 (.07)	.9368 (.15)	.8501 (.11)	1.85 (0.73; 2.96)	99/1/0%	0.26 (-0.40; 0.92)	56/32/12%
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	.8459 (.05)	.8200 (.07)	.9774 (.17)	.8586 (.10)	-4.8 (-5.39; -2.97)	99/1/0%	0.31 (-0.21; 0.82)	63/31/6%
Abreviaturas: LC: límite de confidencia; QA: evaluación cualitativa.								
NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.								
RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.								

Al comparar los parámetros de EMG entre el GE y el GC durante el SC<sub>45</sub> (Tabla 38) se observa respecto a la activación de la musculatura anterior del muslo que el programa de entrenamiento hizo que, *posiblemente*, RMS<sub>50</sub> se redujera (-0.9% [90%LC: -7.0; 5.5) y, *probablemente* tanto RMS<sub>MVC</sub> (-6.8% [90%LC: -17.9; 5.8), RMS<sub>150</sub> (-7.4% [90%LC: -16.2; 2.3) y RMS<sub>200</sub> (-6.3% [90%LC: -12.5; 0.4) se redujeran del mismo modo en el GE respecto al GC. En relación con la activación de la musculatura posterior, *probablemente* el entrenamiento hizo que RMS<sub>MVC</sub> se incrementara (-10.4% [90%LC: -21.1; 1.6). En el resto de activaciones se redujo RMS después de la intervención en el GE en comparación al GC. Finalmente, debido al programa de entrenamiento fue *probable* que todos los ratios de co-activación fueran superiores tras las 12 semanas en el GE respecto al GC, encontrándose diferencias significativas entre ambos grupos ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 38. Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC<sub>45</sub>

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
RMS <sub>Q</sub> _MVC (mV)	.099	-6.8 (-17.9; 5.8)	5/7/88%
RMS <sub>H</sub> _MVC (mV)	.097	-10.4 (-21.1; 1.6)	5/6/89%
RMS <sub>Q</sub> _50ms (mV)	.708	-0.9 (-7.0; 5.5)	5/28/67%
RMS <sub>H</sub> _50ms (mV)	.910	-10.8 (-20.7; 0.4)	4/4/92%
RMS <sub>Q</sub> _100ms (mV)	.715	5.3 (-3.0; 14.4)	81/8/11%
RMS <sub>H</sub> _100ms (mV)	.850	-11.0 (-24.1; 4.3)	5/10/85%
RMS <sub>Q</sub> _150ms (mV)	.964	-7.4 (-16.2; 2.3)	5/8/88%
RMS <sub>H</sub> _150ms (mV)	.942	-7.6 (-20.8; 7.8)	4/20/76%
RMS <sub>Q</sub> _200ms (mV)	.890	-6.3 (-12.5; 0.4)	4/5/91%
RMS <sub>H</sub> _200ms (mV)	.746	-15.2 (-26.0; -3.0)	2/2/96%
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	.004*	15.9 (2.0; 31.6)	95/3/2%
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	.001*	13.3 (-0.5; 29.0)	92/4/4%
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	.009*	7.2 (-3.7; 19.3)	80/14/5%
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	.005*	8.2 (-4.7; 22.8)	79/15/4%
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	.005*	11.5 (-2.1; 26.9)	88/7/5%

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

A continuación se muestra el tamaño del efecto durante el SC<sub>45</sub> después del programa de entrenamiento y los cambios producidos en el ratio de co-activación en el GE respecto al GC (Figura 41). En este sentido, todos los ratios de co-activación resultaron *probablemente* modificables con el programa de entrenamiento, mejorando en el GE comparándose con el GC.

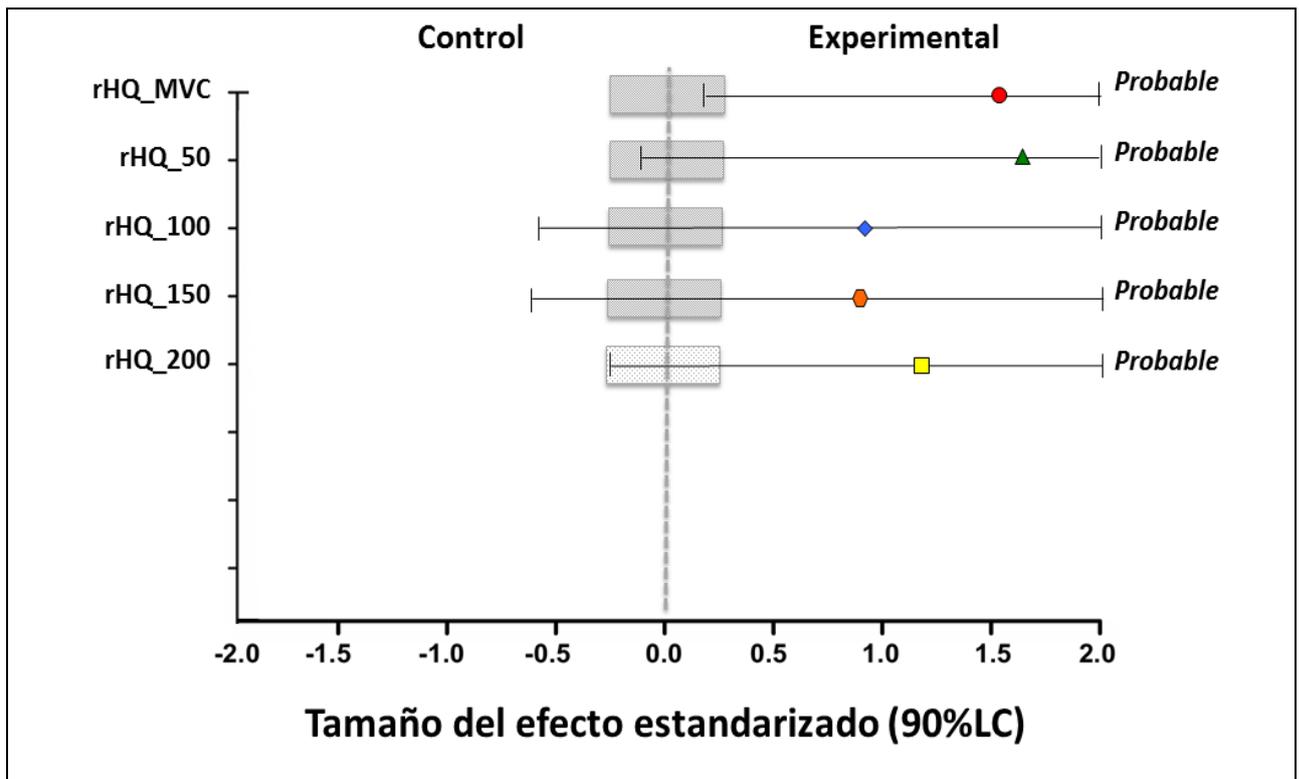


Figura 41. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC<sub>45</sub>.

rHQ = ratio de co-activación de la musculatura posterior del muslo respecto a la anterior. MVC = contracción voluntaria máxima. 50, 100, 150, 200 = milisegundo de referencia de la co-activación.

Al analizar los parámetros de EMG en el GE y el GC durante el SC<sub>45ml</sub> (Tabla 39) puede observarse que todas las activaciones de la musculatura del cuádriceps se disminuyeron *con total certeza* debido al programa de entrenamiento (RMS<sub>MVC</sub>, -128% [90%LC: -16.8; -8.6]; RMS<sub>50</sub>, -14.0% [90%LC: -17.6; -10.1]; RMS<sub>100</sub>, -13.9% [90%LC: -17.9; -9.6]; RMS<sub>150</sub>, -15.3% [90%LC: -19.5; -10.9]; RMS<sub>200</sub>, -14.0% [90%LC: -17.6; -10.3]). Sin embargo, respecto a la musculatura posterior del muslo, todas las activaciones resultaron superiores después del entrenamiento, aunque el efecto del programa sobre la activación RMS<sub>MVC</sub> *no fue claro* (4.9% [90%LC: -2.7; 13.2]). De

igual modo, el ratio de co-activación se incrementó después del programa de entrenamiento *con total certeza* debido al propio programa, siendo todos muy cercanos a 1.00 (ratio H/Q<sub>MVC</sub>, 27.2% [90%LC: 22.4; 32.3; ratio H/Q<sub>50</sub>, 26.7% [90%LC: 20.4; 33.4; ratio H/Q<sub>100</sub>, 11.7 [90%LC: 10.7; 12.7; ratio H/Q<sub>150</sub>, 27.0% [90%LC: 20.7; 33.7; ratio H/Q<sub>200</sub>, 24.2% [90%LC: 20.1; 28.4]).

Tabla 39. Cambios intragrupos en los parámetros EMG en SC <sub>45mi</sub> después del programa de entrenamiento en el GE y GC, Media ±SD								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.6721 (.03)	.6721 (.03)	.5762 (.08)	.6209 (.14)	-4.02 (-5.41; -2.64)	0/0/100%	-1.74 (-3.12; -0.37)	1/2/97%
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.5267 (.05)	.5267 (.05)	.5865 (.13)	.6357 (.12)	0.51 (-0.29; 1.30)	74/19/7%	1.89 (1.10; 2.69)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.6724 (.03)	.6724 (.03)	.5748 (.07)	.6008 (.18)	-4.10 (-5.29; -2.91)	0/0/100%	-1.41 (-2.80; -0.02)	3/4/93%
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.5225 (.05)	.5225 (.05)	.5855 (.12)	.6143 (.17)	0.69 (0.07; 1.30)	91/8/1%	1.61 (0.78; 2.43)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.6698 (.03)	.6698 (.03)	.5707 (.08)	.5855 (.18)	-3.51 (-4.64; -2.38)	0/0/100%	-1.90 (-3.42; -0.38)	1/2/97%
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.5206 (.05)	.5206 (.05)	.6054 (.11)	.6144 (.17)	0.90 (0.21; 1.59)	95/4/1%	1.73 (1.03; 2.43)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.6713 (.03)	.6713 (.03)	.5644 (.08)	.5819 (.18)	-4.14 (-5.40; -2.87)	0/0/100%	-2.63 (-3.74; -1.51)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.5297 (.04)	.5297 (.04)	.5901 (.12)	.6078 (.17)	0.71 (0.05; 1.37)	90/9/1%	1.90 (0.98; 2.82)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.6686 (.03)	.6686 (.03)	.5660 (.07)	.5939 (.18)	-3.58 (-4.59; -2.58)	0/0/100%	-1.55 (-3.02; -0.08)	3/4/94%
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.5229 (.05)	.5229 (.05)	.5989 (.11)	.6164 (.17)	0.91 (0.24; 1.58)	96/4/0%	1.72 (0.99; 2.46)	100/0/0%

					1.58)			
<b>Ratio_H/Q<sub>MVC</sub></b>	.7847 (.08)	.7847 (.08)	1.04 (.08)	.7869 (.03)	2.36 (1.98; 2.74)	100/0/0%	0.10 (-0.27; 0.48)	33/58/9%
<b>Ratio_H/Q<sub>50</sub></b>	.7862 (.08)	.7862 (.08)	1.02 (.11)	.7979 (.03)	2.06 (1.62; 2.51)	100/0/0%	0.17 (-0.21; 0.55)	44/50/6%
<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	.8712 (.01)	.8712 (.01)	.9607 (.01)	.8381 (.04)	4.81 (4.42; 5.20)	100/0/0%	-1.85 (-2.80; -0.89)	0/0/100%
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	.7911 (.07)	.7911 (.07)	1.02 (.14)	.8499 (.04)	2.31 (1.82; 2.80)	100/0/0%	0.70 (0.27; 1.13)	97/3/0%
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	.7839 (.09)	.7839 (.09)	1.01 (.08)	.8065 (.03)	2.05 (1.73; 2.37)	100/0/0%	0.29 (-0.05; 0.63)	68/31/1%
Abreviaturas: LC: límite de confidencia; QA: evaluación cualitativa.								
NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.								
RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.								

Las diferencias entre grupos antes y después de la intervención y los cambios producidos debido al programa de entrenamiento después de las 12 semanas durante el SC<sub>45ml</sub> se reflejan en la Tabla 40. A pesar de que la activación de la musculatura del cuádriceps disminuyó en todas las evaluaciones, el efecto del programa de entrenamiento sobre RMS<sub>MVC</sub>, RMS<sub>100</sub> y RMS<sub>200</sub> *no fue claro*. Por otro lado, la activación de la musculatura posterior del muslo se incrementó *probablemente* debido al programa de entrenamiento después de las 12 semanas tanto en RMS<sub>H\_MVC</sub> (-12.8% [90%LC: -23.1; -1.1]) como en RMS<sub>H\_200</sub> (-12.4% [90%LC: -23.2; -0.1]).

Respecto al ratio de co-activación fue mayor *con total certeza* debido al programa de entrenamiento en H/Q<sub>MVC</sub>, H/Q<sub>50</sub>, H/Q<sub>100</sub> y H/Q<sub>200</sub>. Además, en el ratio H/Q<sub>150</sub> el efecto fue *probablemente* debido al entrenamiento (9.4% [90%LC: 0.3; 19.3]). En todos ellos se hallaron diferencias significativas entre los grupos ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 40. Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al SC<sub>45ml</sub>, Media ±SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
RMS <sub>Q</sub> _MVC (mV)	.327	-3.3 (-13.4; 8.0)	25/11/64%
RMS <sub>H</sub> _MVC (mV)	.065	-12.8 (-23.1; -1.1)	2/4/94%
RMS <sub>Q</sub> _50ms (mV)	.592	-4.0 (-14.7; 8.0)	22/11/66%
RMS <sub>H</sub> _50ms (mV)	.507	-10.8 (-23.1; 3.4)	6/8/85%
RMS <sub>Q</sub> _100ms (mV)	.865	-2.9 (-14.5; 10.1)	29/11/60%
RMS <sub>H</sub> _100ms (mV)	.487	-10.6 (-22.0; 2.4)	5/8/87%
RMS <sub>Q</sub> _150ms (mV)	.860	-5.2 (-16.9; 8.1)	20/10/70%
RMS <sub>H</sub> _150ms (mV)	.590	-11.3 (-23.1; 2.4)	6/6/88%
RMS <sub>Q</sub> _200ms (mV)	.618	-2.6 (-14.0; 10.3)	30/11/58%
RMS <sub>H</sub> _200ms (mV)	.468	-12.4 (-23.2; -0.1)	3/5/92%
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	.001*	25.8 (17.4; 34.8)	100/0/0%
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	.001*	20.0 (10.0; 31.0)	100/0/0%
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	.002*	15.9 (12.2; 19.6)	100/0/0%
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	.001*	9.4 (0.3; 19.3)	91/7/2%
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	.003*	20.4 (11.2; 30.3)	100/0/0%

<sup>a</sup> diferencias de los cambios entre grupos. <sup>b</sup> Tamaño del efecto estandarizado

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

Por su parte, la figura 42 muestra gráficamente el tamaño del efecto del entrenamiento sobre el ratio de co-activación en GE respecto a GC durante el SC<sub>45ml</sub>. En todos los casos *probable* (ratio H/Q<sub>100</sub> y H/Q<sub>150</sub>) o *lo más probablemente* (ratio H/Q<sub>MVC</sub>, H/Q<sub>50</sub> y H/Q<sub>200</sub>) estos cambios se debieron al efecto de la intervención.

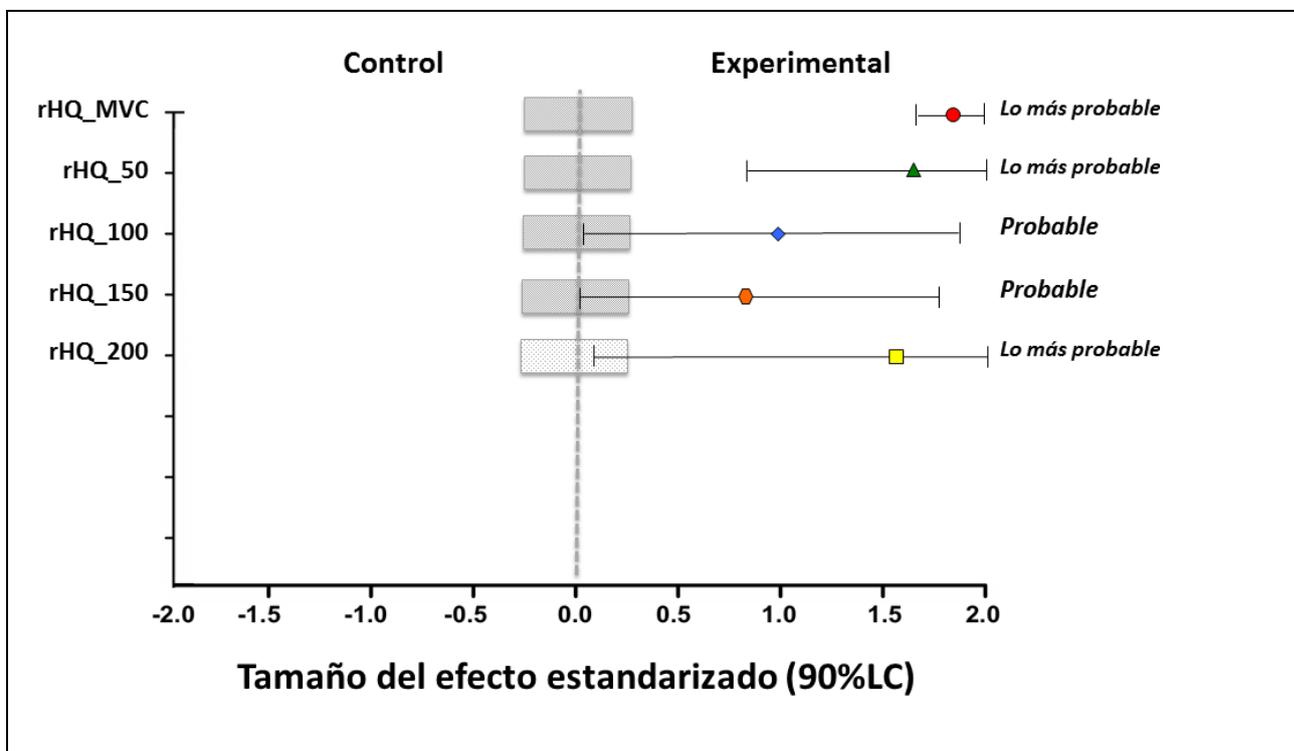


Figura 42. Efecto comparado del programa de entrenamiento en ambos grupos en relación a las variables EMG durante SC<sub>45</sub>.

rHQ = ratio de co-activación de la musculatura posterior del muslo respecto a la anterior. MVC = contracción voluntaria máxima. 50, 100, 150, 200 = milisegundo de referencia de la co-activación.

Igualmente, se llevó a cabo un análisis intragrupal en el GE y en el GC de los parámetros EMG durante los aterrizajes antes y después del periodo de entrenamiento (Tabla 41). En relación a la activación de la musculatura del cuádriceps, *con total certeza* debido al programa de entrenamiento todos los RMS analizados fueron superiores después de la intervención (RMS<sub>MVC</sub>, -13.5% [90%LC: -17.6; -9.1]; RMS<sub>50</sub>, -11.8% [90%LC: -16.0; -7.5]; RMS<sub>100</sub>, -9.8% [90%LC: -13.7; -5.7]; RMS<sub>150</sub>, -10.6% [90%LC: -14.3; -6.7]; RMS<sub>200</sub>, -15.0% [90%LC: 18.8; 10.9]). Por su parte, la activación de la musculatura posterior del muslo se incrementó después del entrenamiento en el GE respecto al GC (RMS<sub>MVC</sub>, 27.7% [90%LC: 18.1; 38.0]; RMS<sub>50</sub>, 27.2% [90%LC: 17.5; 37.7]; RMS<sub>100</sub>, 6.2% [90%LC: 1.3; 11.4]; RMS<sub>150</sub>, 27.9% [90%LC: 19.7; 36.6]; RMS<sub>200</sub>, 26.2% [90%LC: 16.6; 36.5]). Además, todos los ratios de co-activación fueron

superiores y cercanos a 1 *con total certeza* debido al programa de intervención (ratio H/Q<sub>MVC</sub>, 20.9% [90%LC: 17.7; 24.2; ratio H/Q<sub>50</sub>, 17.2% [90%LC: 11.1; 23.6; ratio H/Q<sub>100</sub>, 20.9 [90%LC: 14.2; 28.1; ratio H/Q<sub>150</sub>, 11.8% [90%LC: 6.9; 16.8; ratio H/Q<sub>200</sub>, 18.3% [90%LC: 11.4; 25.7]).

Tabla 41. Cambios intragrupos en los parámetros EMG en aterrizajes después del programa de entrenamiento en el GE y GC								
VARIABLES	Fase 1		Fase 2		GE		GC	
	GE	GC	GE	GC	Tamaño del efecto	Cambio	Tamaño del efecto	Cambio
<b>RMS<sub>Q</sub>_MVC (mV)</b>	.66 (.02)	.66 (.02)	.58 (.07)	.59 (.07)	-3.85 (-5.17; -2.54)	0/0/100%	-3.05 (-4.36; -1.75)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_MVC (mV)</b>	.55 (.02)	.54 (.05)	.71 (.16)	.69 (.13)	4.62 (3.15; 6.10)	100/0/0%	2.24 (1.50; 2.98)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_50ms (mV)</b>	.66 (.03)	.65 (.02)	.58 (.08)	.60 (.05)	-2.63 (-3.64; -1.63)	0/0/100%	-1.79 (-2.69; -0.88)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_50ms (mV)</b>	.55 (.02)	.54 (.03)	.71 (.16)	.67 (.14)	4.87 (3.26; 6.48)	100/0/0%	3.09 (1.90; 4.29)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_100ms (mV)</b>	.65 (.02)	.65 (.02)	.59 (.08)	.59 (.07)	-2.59 (-3.70; -1.47)	0/0/100%	-2.41 (-3.59; -1.22)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_100ms (mV)</b>	.55 (.03)	.54 (.02)	.71 (.13)	.67 (.13)	0.94 (0.20; 1.68)	95/4/1%	3.71 (2.33; 5.09)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_150ms (mV)</b>	.66 (.02)	.66 (.02)	.59 (.07)	.57 (.07)	-2.85 (-3.92; -1.77)	0/0/100%	-3.47 (-4.78; -2.17)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_150ms (mV)</b>	.55 (.03)	.54 (.03)	.71 (.13)	.67 (.14)	3.90 (2.86; 4.95)	100/0/0%	3.21 (1.89; 4.53)	100/0/0%
<b>RMS<sub>Q</sub>_200ms (mV)</b>	.65 (.02)	.67 (.03)	.57 (.07)	.57 (.06)	-3.91 (-5.04; -2.79)	0/0/100%	-3.26 (-4.18; -2.33)	0/0/100%
<b>RMS<sub>H</sub>_200ms (mV)</b>	.55 (.03)	.54 (.04)	.71 (.16)	.66 (.14)	3.77 (2.49; 5.05)	100/0/0%	2.06 (1.17; 2.96)	100/0/0%
<b>Ratio<sub>H</sub>/Q<sub>MVC</sub></b>	.83 (.05)	.82 (.09)	1.00 (.04)	.92 (.05)	3.02 (2.60; 3.45)	100/0/0%	1.08 (0.71; 1.44)	100/0/0%
<b>Ratio<sub>H</sub>/Q<sub>50</sub></b>	.84 (.04)	.83 (.04)	.99 (.15)	.88 (.06)	2.90 (1.93; 3.87)	100/0/0%	0.97 (0.34; 1.59)	98/2/0%

<b>Ratio_H/Q<sub>100</sub></b>	.85 (.05)	.83 (.05)	1.03 (.18)	.85 (.08)	3.10 (2.16; 4.04)	100/0/0%	0.26 (-0.43; 0.95)	56/31/13%
<b>Ratio_H/Q<sub>150</sub></b>	.84 (.85)	.83 (.06)	.95 (.11)	.88 (.09)	1.57 (0.95; 2.20)	100/0/0%	0.78 (0,12; 1,45)	93/6/1%
<b>Ratio_H/Q<sub>200</sub></b>	.83 (.04)	.82 (.07)	1.00 (.15)	.87 (.04)	2.77 (1.77; 3.77)	100/0/0%	0.70 (0,34; 1.06)	99/1/0%

Abreviaturas: LC: límite de confianza; QA: evaluación cualitativa.

NOTA: Todas las diferencias están presentadas como mejoras (positivas), de manera que las diferencias positivas y negativas están en la misma dirección.

RMS (mv) = root Means Square; Q = cuádriceps; H = isquiotibiales; MVC = máxima contracción voluntaria; 50/100/150/200 (ms) = respecto a los 50/100/150/200 primeros milisegundos; Ratio\_H/Q = ratio de co-activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps.

También se analizó el cambio producido en los parámetros de EMG entre los grupos durante los aterrizajes (Tabla 42). En relación a la activación de la musculatura anterior del muslo, *probablemente* debido al programa de entrenamiento se redujo  $RMS_{200}$  (13.5% [90%LC: -1.3; 30.4]). en el GE respecto al GC. En el resto de activación muscular del cuádriceps el efecto *no fue claro*. En relación a la activación de la musculatura posterior del muslo, en todos los casos excepto en  $RMS_{H\_200}$ , se incrementó la activación durante los aterrizajes, aunque el efecto del programa *no fue claro*. Precisamente en  $RMS_{H\_200}$  el efecto *probablemente* se debiera al entrenamiento (12.5% [90%LC: -1.4; 28.5]). Finalmente, debido al programa la co-activación evaluada a través de los ratios fue superior después de las 12 semanas de entrenamiento en el GE en comparación con el GC, encontrándose diferencias significativas entre ambos ( $p \leq 0.05$ ).

Tabla 42. Cambios intergrupos en los parámetros EMG después de las 12 semanas en GE vs GC respecto al aterrizaje, Media  $\pm$ SD

Variables	Intergrupos % (95%LC) p <sup>a</sup>	Diferencias	
		% (90% LC)	Cambios
RMS <sub>Q</sub> _MVC (mV)	.309	-1.0 (-8.8; 7.4)	36/11/52%
RMS <sub>H</sub> _MVC (mV)	..103	10.2 (-3.8; 26.2)	84/8/8%
RMS <sub>Q</sub> _50ms (mV)	.171	-4.5 (-11.6; 3.2)	12/10/78%
RMS <sub>H</sub> _50ms (mV)	.221	11.7 (-2.9; 28.4)	88/5/7%
RMS <sub>Q</sub> _100ms (mV)	.849	0.1 (-8.4; 9.4)	44/13/43%
RMS <sub>H</sub> _100ms (mV)	.101	9.0 (-4.8; 24.9)	82/7/11%
RMS <sub>Q</sub> _150ms (mV)	.558	2.8 (-7.9; 13.6)	63/10/28%
RMS <sub>H</sub> _150ms (mV)	.491	9.7 (-3.8; 25.1)	84/6/9%
RMS <sub>Q</sub> _200ms (mV)	.922	13.5 (-1.3; 30.4)	92/3/5%
RMS <sub>H</sub> _200ms (mV)	.092	12.5 (-1.4; 28.5)	90/6/5%
Ratio_H/Q <sub>MVC</sub>	.001*	10.6 (3.8; 17.8)	98/2/0%
Ratio_H/Q <sub>50</sub>	.007*	12.4 (3.5; 22.0)	98/1/1%
Ratio_H/Q <sub>100</sub>	.012*	18.8 (9.1; 29.4)	100/0/0%
Ratio_H/Q <sub>150</sub>	.000*	12.3 (2.2; 23.3)	96/3/1%
Ratio_H/Q <sub>200</sub>	.006*	10.8 (1.1; 21.4)	94/4/2%

Por último, en la Figura 43 se puede observar el tamaño del efecto del entrenamiento sobre los ratios de co-activación durante los aterrizajes. En este sentido, todos los cambios fueron *muy probablemente* debidos a la intervención. En el caso del ratio H/Q<sub>200</sub> el cambio fue *probablemente* debido al entrenamiento.

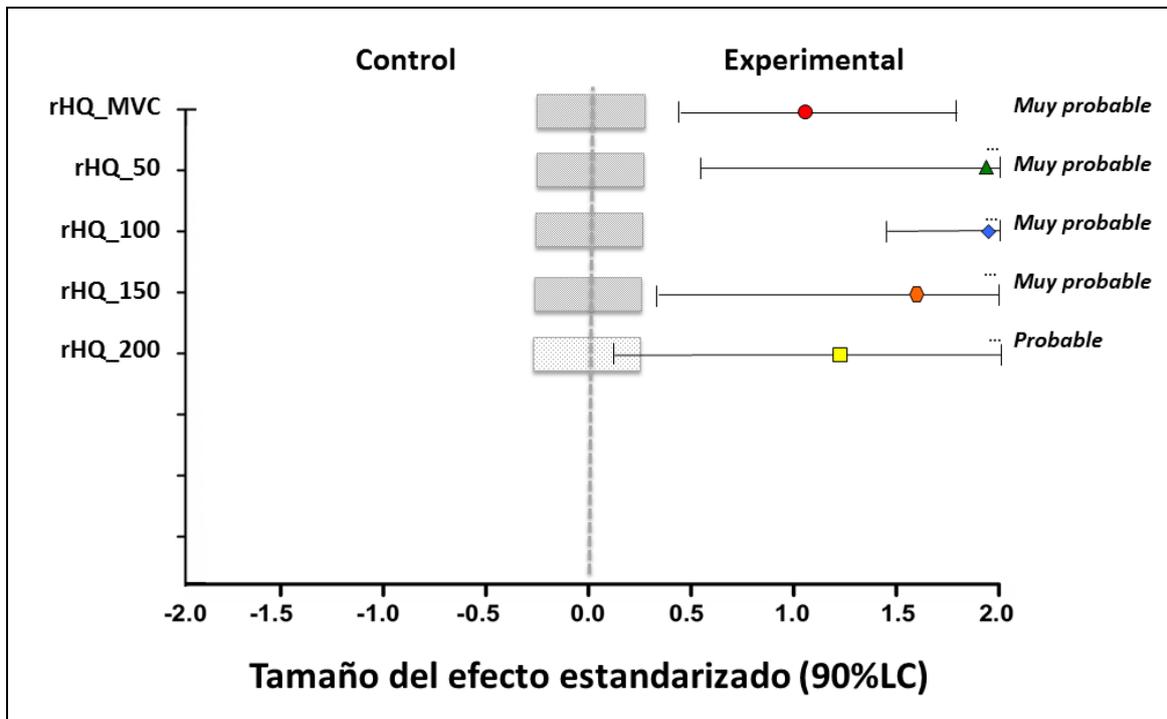


Figura 43. Efecto del programa de entrenamiento sobre el GE respecto al GC en las variables EMG durante aterrizajes.

rHQ = ratio de co-activación de la musculatura posterior del muslo respecto a la anterior. MVC = contracción voluntaria máxima. 50, 100, 150, 200 = milisegundo de referencia de la co-activación.

## 10.5 Análisis de las correlaciones entre factores cinéticos, cinemáticos y electromiográficos en el GE después del entrenamiento

En este apartado se llevó a cabo una correlación bivariada entre las variables cinéticas, cinemáticas y de EMG durante los cambios de dirección y aterrizajes en el GE. Estas variables fueron resultado de llevar a cabo la resta entre los valores de la variable en la Fase 3 menos los valores de la variable en la Fase 2. Seguidamente, se aplicó una regresión logística para consolidar distintos modelos predictores de lesión de rodilla durante los meses 1-9 y durante los meses 9-18.

En primer lugar, respecto al SC<sub>30</sub> se halló una asociación entre la VGRF y la ACC<sub>RODILLA</sub>Z ( $R^2=0.907$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 44). Además, una asociación significativa entre el TdC y la ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL ( $R^2=0.275$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 45).

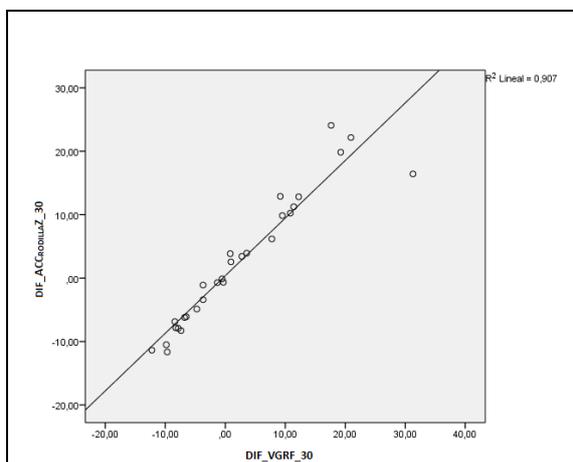


Figura 44. Correlación entre VGRF y aceleración parcial de rodilla en el eje vertical durante SC<sub>30</sub>

GE = grupo experimental. GC = grupo control. DIF\_ACC<sub>RODILLA</sub>Z\_30 = diferencia de aceleración parcial de rodilla en el eje vertical durante el cambio de dirección hacia 30°. DIF\_VGRF\_30 = diferencia de fuerza vertical durante el cambio de dirección hacia 30°.

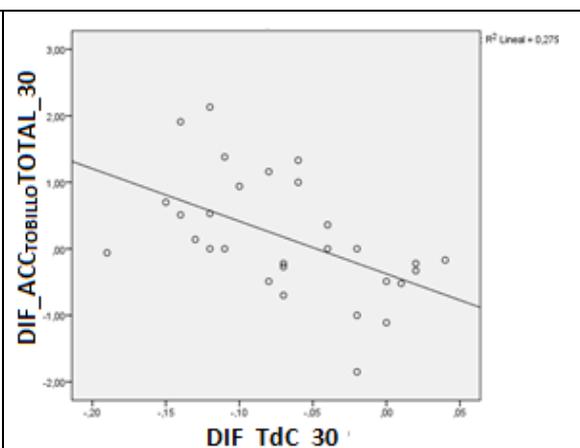


Figura 45. Correlación de Tiempo de contacto y aceleración total de tobillo durante SC<sub>30</sub>

GE = grupo experimental. GC = grupo control. DIF\_ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL\_30 = diferencia de aceleración total del tobillo durante cambio de dirección hacia 30°. DIF\_TdC\_30 = diferencia en el tiempo de contacto durante cambio de dirección de 30°.

A pesar de hallar estas correlaciones, se identificó un modelo multivariable compuesto por las variables VGRF, TdC, ACC<sub>RODILLA</sub>Z, ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL, Angulo<sub>in</sub>Rodilla, Angulo<sub>max</sub>Rodilla y ratios de co-activación que mediante regresión logística intentó explicar las lesiones producidas durante los meses 1-9 y los meses 9-18 (Tabla 43). En dicha tabla se muestran distintos estadísticos que dotarán a cada uno de los modelos descritos de un mayor o menor rigor en la predicción de la lesión. Por un lado, en el Modelo 1 el valor de R<sup>2</sup> de Cox y Snell estima la proporción de la varianza de la variable dependiente explicadas por las variables predictoras. Del mismo modo, el valor R<sup>2</sup> de Nagelkerke pretende dar la misma información que el anterior aunque de forma corregida. Como elemento de comprobación de la verosimilitud en la comparación de modelos, la tabla ofrece el estadístico chi-cuadrado, el cual se presenta para ofrecer información en cada modelo considerándose el más adecuado en función de las variables que lo componen. En este sentido, el Modelo 1 presenta un chi-cuadrado de 8.397 ( $p=0.677$ ), el cual está compuesto por las variables anteriormente mencionadas y precisamente esas variables son las que mejor explican el modelo. En el Modelo 2 se obtuvo un chi-cuadrado de 20.708 ( $p=0.037$ ), lo cual indicó de nuevo que esas variables explicaban de forma más adecuada el modelo. Finalmente, el porcentaje global indicó el número de casos predecibles según el modelo, siendo del 96% en el Modelo 1 y del 92.2% en el Modelo 2.

Tabla 43. Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante SC <sub>30</sub> en el GE					
Modelo	R <sup>2a</sup>	R <sup>2b</sup>	Chi-cuadrado	p	Porcentaje global (%)
<b>Modelo 1</b>	.281	.990	8.397	.677	96.0
<b>Modelo 2</b>	.563	.772	20.708	.037	92.2

Modelo 1 y 2 = variables de los modelos: VGRF, tiempo de contacto, aceleración vertical de la rodilla, aceleración total de tobillo, ángulo de flexión inicial de rodilla, ángulo de flexión máxima de rodilla y ratios de co-activación  
R<sup>2a</sup> R cuadrado de Cox y Snell  
R<sup>2b</sup> = R cuadrado de Nagelkerke  
p<0.05 = nivel de significación para la prueba de ómnibus para chi cuadrado

Por otro lado, se estudiaron las correlaciones entre las variables cinéticas, cinemáticas y de EMG para los SC<sub>45</sub>. Durante este cambio de dirección se encontró una correlación entre la VGRF y el I<sub>Z</sub> (R<sup>2</sup>=0.280;  $p=0.01$ ) (Figura 46). Además, VGRF también se correlacionó con el ratio H/Q<sub>150</sub> (R<sup>2</sup>=0.172;  $p=0.05$ ) (Figura 47). Por su parte, la

Fuerza<sub>ML</sub> y el Angulo<sub>inRodilla</sub> también se asociaron de forma significativa ( $R^2=0.140$ ;  $p=0.05$ ) (Figura 48), al igual que la Fuerza<sub>AP</sub> con el TdC ( $R^2=0.216$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 49). Por otra parte, el  $I_z$  y la ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL también reflejaron una asociación fuerte ( $R^2=0.280$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 50), al igual que el  $I_z$  y el Angulo<sub>inRodilla</sub> ( $R^2=0.193$ ;  $p=0.05$ ) (Figura 51).

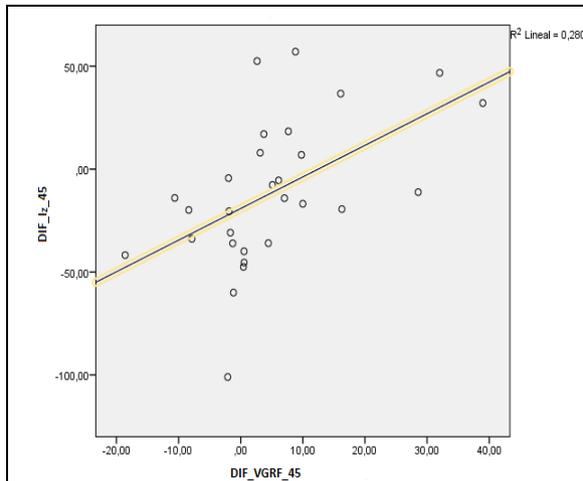


Figura 46. Correlación VGRF e impulso Z durante SC<sub>45</sub>

DIF\_I<sub>Z</sub>\_45 = diferencia en el impulso vertical durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_VGRF\_45 = diferencia en la fuerza vertical durante el cambio de dirección hacia 45°.

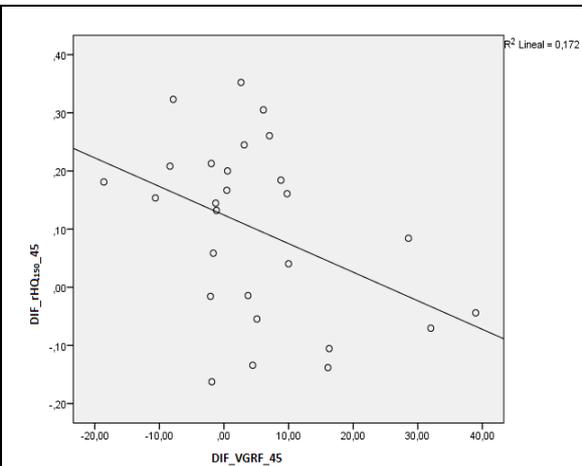


Figura 47. Correlación entre VGRF y ratio H/Q<sub>150</sub> durante SC<sub>45</sub>

DIF\_rHQ<sub>150</sub>\_45 = diferencia en ratio de co-activación en los priemros 15° ms durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_VGRF\_45 = diferencia en la fuerza vertical durante el cambio de dirección hacia 45°.

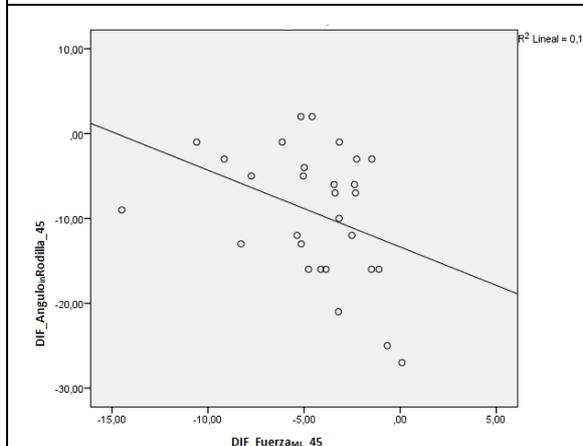


Figura 48. Correlación fuerza ML y ángulo de flexión inicial de rodilla durante SC<sub>45</sub>

DIF\_Angulo<sub>inRodilla</sub>\_45 = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_Fuerza<sub>ML</sub>\_45 = diferencia en la fuerza en eje medio-lateral durante el cambio de dirección 45°.

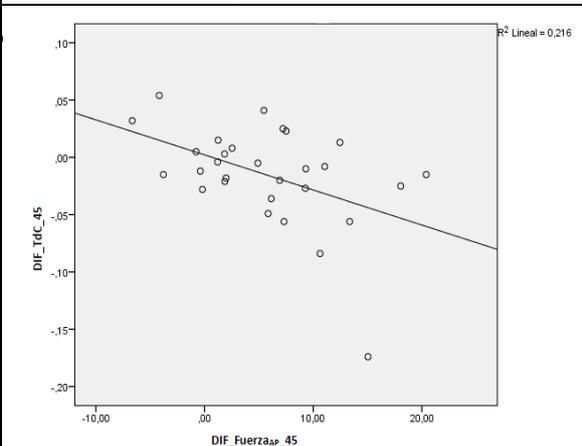


Figura 49. Correlación fuerza AP y tiempo de contacto durante SC<sub>45</sub>

DIF\_TdC\_45 = diferencia en el tiempo de contacto durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_Fuerza<sub>AP</sub>\_45 = diferencia en la fuerza en eje antero-posterior durante el cambio de dirección hacia 45°.

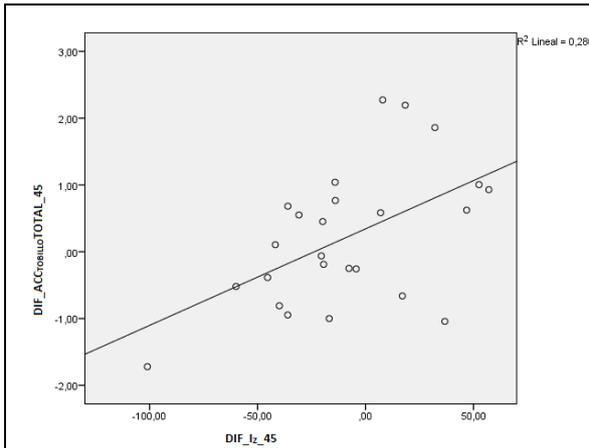


Figura 50. Correlación Impulso vertical y aceleración total de tobillo durante SC<sub>45</sub>

DIF\_ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL<sub>45</sub> = diferencia en la aceleración total de tobillo durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_I<sub>Z</sub><sub>45</sub> = diferencia en el impulso vertical durante el cambio de dirección hacia 45°.

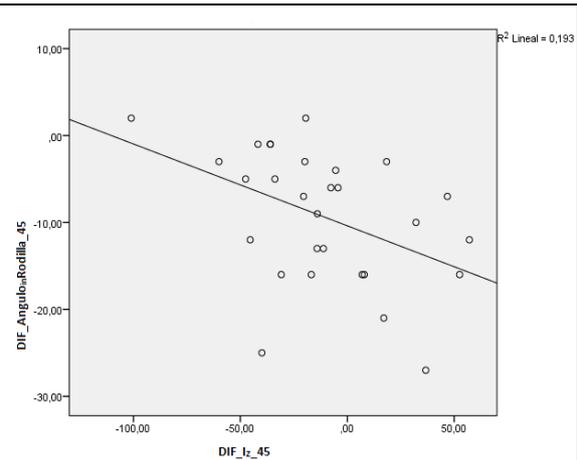


Figura 51. Correlación Impulso vertical y ángulo de flexión inicial de rodilla durante SC<sub>45</sub>

DIF\_Angulo<sub>in</sub>Rodilla<sub>45</sub> = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45°. DIF\_I<sub>Z</sub><sub>45</sub> = diferencia en el impulso vertical durante el cambio de dirección hacia 45°.

De nuevo volvieron a analizarse las regresiones logísticas planteándose un modelo ecuacional para predecir las lesiones durante los meses 1-9 y los meses 9-18 (Tabla 44) durante el SC<sub>45</sub>. Este modelo planteó que las variables VGRF, TdC, I<sub>Z</sub>, ACC<sub>RODILLA</sub>Z, ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL, Angulo<sub>in</sub>Rodilla y Angulo<sub>max</sub>Rodilla y todos los ratios de co-activación servirían para explicar el 30% de los casos en los primeros 9 meses, por lo que el modelo fue desechado. El mismo conjunto de variables demostró ser el más afín para explicar un menor número de lesiones en el GE respecto al GC en un 65.20%. En otras palabras, el entrenamiento sirvió para reducir un 65.20% la posibilidad de sufrir una lesión medida esta mediante el conjunto de variables del Modelo 2.

Tabla 44. Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante SC <sub>45</sub> en el GE					
Modelo	R <sup>2a</sup>	R <sup>2b</sup>	Chi-cuadrado	p	Porcentaje global (%)
Modelo 1	.259	1.00	8.70	.795	30.00
Modelo 2	.725	1.00	29.72	0.003	65.20

Modelo 1 y 2 = variables del modelo: VGRF, tiempo de contacto, impulso en el eje vertical, aceleración vertical de la rodilla, aceleración total de tobillo, ángulo de flexión inicial de rodilla, ángulo de flexión máxima de rodilla y ratios de co-activación  
R<sup>2a</sup> R cuadrado de Cox y Snell  
R<sup>2b</sup> = R cuadrado de Nagelkerke  
p<0.05 = nivel de significación para la prueba de ómnibus para chi cuadrado

Mediante la diferencia entre las variables de la Fase 2 y la Fase 1 también se analizaron las asociaciones entre los parámetros cinéticos, cinemáticos y de EMG para el SC<sub>45ml</sub>. En primer lugar, una asociación entre el I<sub>Z</sub> y el Angulo<sub>inRodilla</sub> fue hallada ( $R^2=0.159$ ;  $p=0.02$ ) (Figura 52). Además, se encontró correlaciones del Angulo<sub>inRodilla</sub> con el ratio H/Q<sub>MVC</sub> ( $R^2=0.242$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 53), con el ratio H/Q<sub>50</sub> ( $R^2=0.229$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 54), ratio H/Q<sub>100</sub> ( $R^2=0.183$ ;  $p=0.05$ ) (Figura 55) y ratio H/Q<sub>200</sub> ( $R^2=0.158$ ;  $p=0.03$ ) (Figura 56).

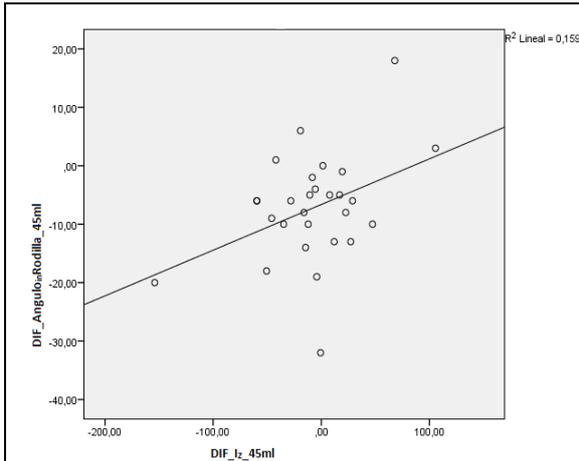


Figura 52. Correlación de impulso Z y ángulo inicial de flexión de rodilla durante SC<sub>45ml</sub>

DIF\_Angulo<sub>inRodilla\_45ml</sub> = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.  
DIF\_I<sub>Z\_45ml</sub> = diferencia en el impulso vertical durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado .

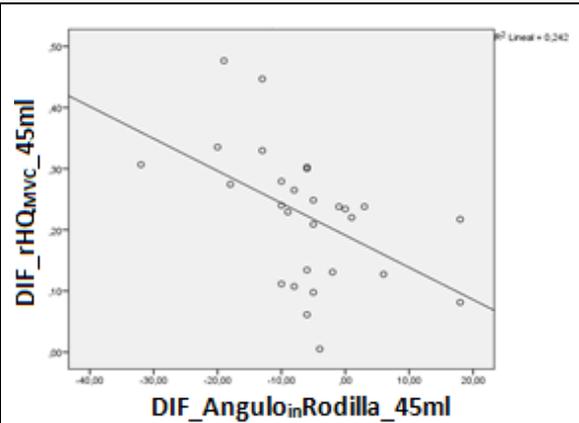


Figura 53. Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q<sub>MVC</sub> durante SC<sub>45ml</sub>

DIF\_rHQ<sub>MVC\_45ml</sub> = diferencia en el ratio de co-activación respecto a una contracción máxima voluntaria durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado. DIF\_Angulo<sub>inRodilla\_45ml</sub> = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.

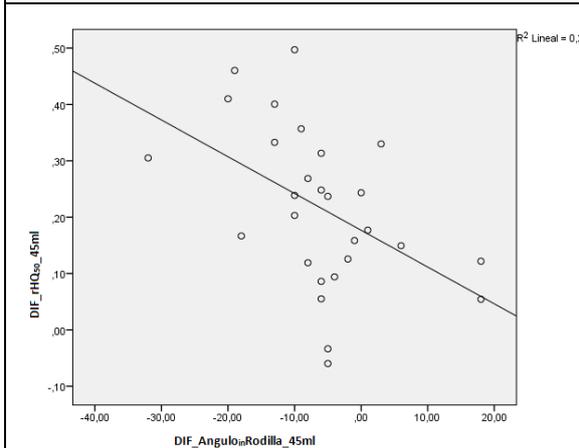


Figura 54. Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q<sub>50</sub> durante SC<sub>45ml</sub>

DIF\_rHQ<sub>50\_45ml</sub> = diferencia en el ratio de co-activación respecto a los 50 primeros ms durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.

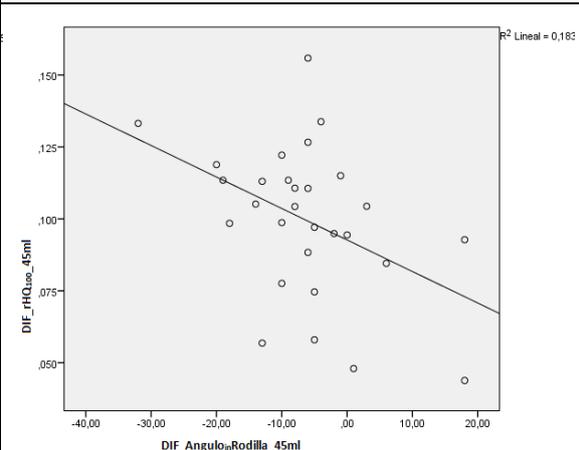


Figura 55. Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q<sub>100</sub> durante SC<sub>45ml</sub>

DIF\_rHQ<sub>100\_45ml</sub> = diferencia en el ratio de co-activación respecto a los 100 primeros ms durante

DIF\_Angulo<sub>in</sub>Rodilla\_45ml = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.

el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.  
DIF\_Angulo<sub>in</sub>Rodilla\_45ml = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.

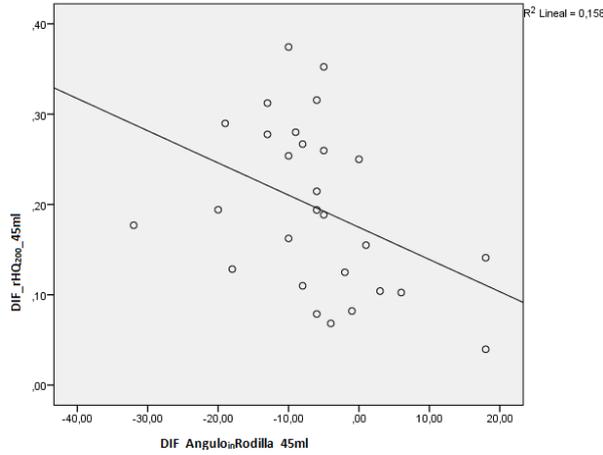


Figura 56. Correlación ángulo inicial de flexión de rodilla y ratio H/Q<sub>200</sub> durante SC45ml

DIF\_rHQ<sub>200</sub>\_45ml = diferencia en el ratio de co-activación respecto a los 50 primeros ms durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado. DIF\_Angulo<sub>in</sub>Rodilla\_45ml = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante el cambio de dirección de 45° hacia el mismo lado.

Finalmente, también se propuso un modelo de regresión logística donde se pretendía predecir las lesiones producidas durante los meses 1-9 y los meses 9-18 (Tabla 45) en relación a los SC<sub>45ml</sub>. En este caso, el Modelo 1 no fue aceptado por manifestar un pobre porcentaje global (13.40). Sin embargo, el Modelo 2 mediante el mismo conjunto de variables predijo que el 75.9% de sujetos reducirían la probabilidad de manifestar una lesión en los MMII evaluándose dichas variables durante cambios cerrados.

Tabla 45. Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante SC<sub>45ml</sub> en el GE

Modelo	R <sup>2a</sup>	R <sup>2b</sup>	Chi-cuadrado	p	Porcentaje global (%)
Modelo 1	.259	.978	8.70	.561	13.40
Modelo 2	.462	.622	17.957	0.05	75.9

Modelo 1 y 2 = variables del modelo: VGRF, tiempo de contacto, impulso en el eje vertical, aceleración vertical de la rodilla, aceleración total de tobillo, ángulo de flexión inicial de rodilla, ángulo de flexión máxima de rodilla y ratios de co-activación

R<sup>2a</sup> R cuadrado de Cox y Snell

R<sup>2b</sup> = R cuadrado de Nagelkerke

p<0.05 = nivel de significación para la prueba de ómnibus para chi cuadrado

Por último, las correlaciones durante los aterrizajes reflejaron una asociación entre PF1 y el ratio H/Q<sub>100</sub> ( $R^2=0.355$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 57), y también entre PF2 y el Angulo<sub>in</sub>Rodilla ( $R^2=0.07$ ;  $p=0.05$ ) (Figura 58). También se encontró una asociación entre la Fuerza<sub>ML+</sub> (tratada como fuerza en valgo) y el Angulo<sub>max</sub>Rodilla ( $R^2=0.183$ ;  $p=0.02$ ) (Figura 59) y con el Angulo<sub>in</sub>Cadera ( $R^2=0.261$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 60). Por su parte, existió una asociación entre la Fuerza<sub>ML-</sub> (entendida como fuerza en varo) y el ratio H/Q<sub>MVC</sub> ( $R^2=0.507$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 61). También se halló correlación entre la Fuerza<sub>AP</sub> y el Angulo<sub>in</sub>Cadera ( $R^2=0.162$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 62), el I<sub>Z</sub> y el TdE ( $R^2=0.154$ ;  $p=0.03$ ) (Figura 63) y sobre el ratio H/Q<sub>100</sub> y el Angulo<sub>max</sub>Cadera ( $R^2=0.150$ ;  $p=0.01$ ) (Figura 64).

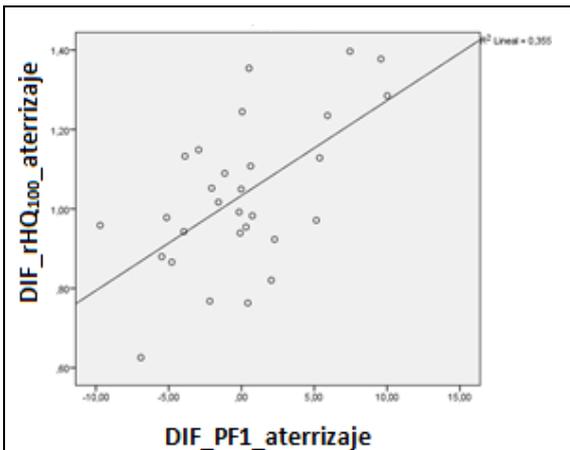


Figura 57. Correlación entre PF1 y ratio H/Q<sub>100</sub> durante aterrizajes

DIF\_rHQ<sub>100</sub>\_aterrizaje = diferencia en el ratio de co-activación respecto a los 100 primeros ms

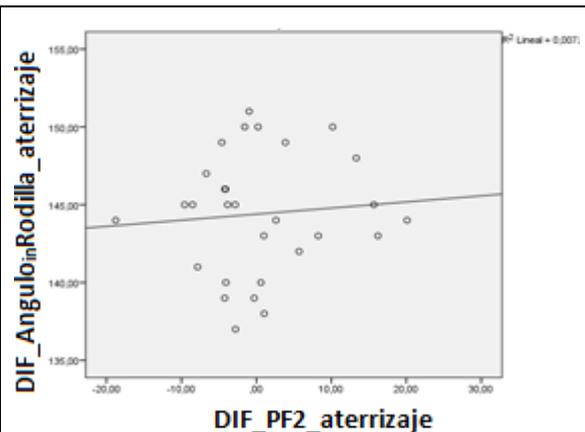


Figura 58. Correlación entre PF2 y ángulo de flexión inicial de rodilla durante aterrizajes

DIF\_Angulo<sub>in</sub>Rodilla\_45ml = diferencia en el ángulo de flexión inicial de rodilla durante

durante aterrizajes.  $DIF\_PF1\_aterrizaje =$  diferencia en pico de fuerza en el primer contacto durante aterrizajes.

aterrizajes.  $DIF\_PF2\_aterrizaje =$  diferencia en pico de fuerza máximo durante aterrizajes.

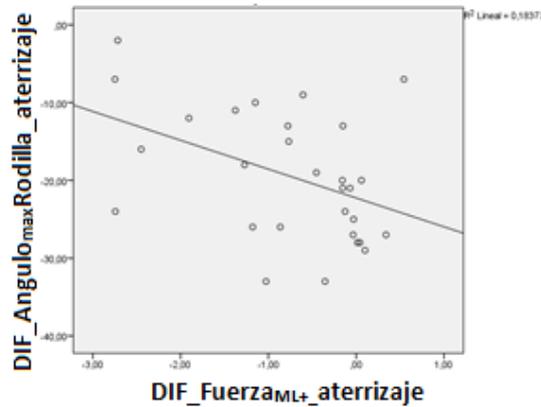


Figura 59. *Correlación entre uerza ML en valgo y ángulo de flexión de rodilla máximo durante aterrizajes*

$DIF\_Angulo_{max}Rodilla\_aterrizaje =$  diferencia en ángulo de flexión máxima de rodilla durante aterrizajes.  $DIF\_Fuerza_{ML+}aterriaje =$  diferencia en la fuerza medio-lateral en valgo durante aterrizajes.

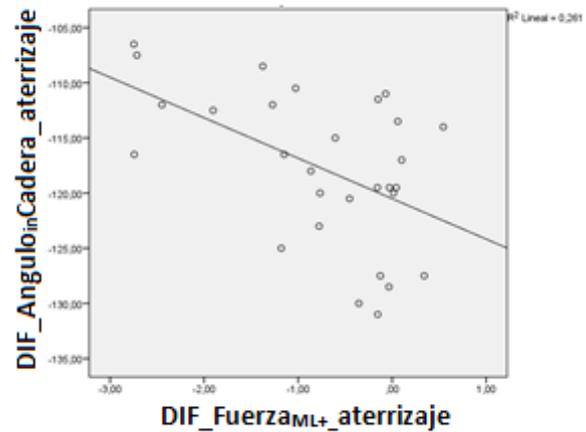


Figura 60. *Correlación entre fuerza ML en valgo y ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes*

$DIF\_Angulo_{in}Cadera\_aterrizaje =$  diferencia en ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes.  $DIF\_Fuerza_{ML+}aterriaje =$  diferencia en la fuerza medio-lateral en valgo durante aterrizajes.

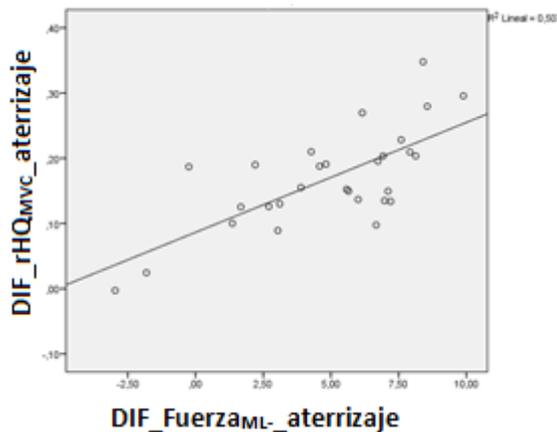


Figura 61. *Correlación entre fuerza ML en varo y ratio  $H/Q_{MVC}$  durante aterrizajes*

$DIF\_rHQ_{MVC} =$  diferencia en ratio de co-activación respecto a una contracción máxima voluntaria aterrizajes.  $DIF\_Fuerza_{ML+}aterriaje =$  diferencia en la fuerza medio-lateral en valgo durante aterrizajes.

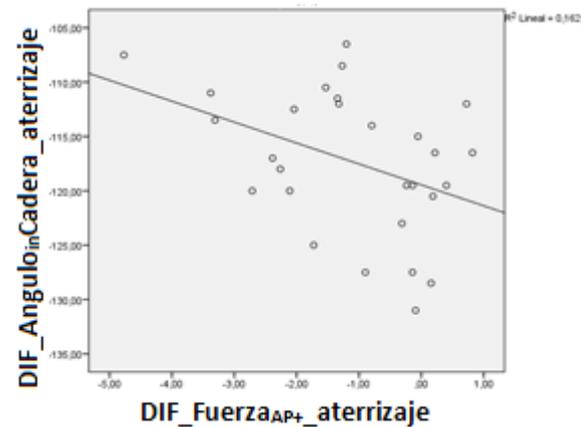


Figura 62. *Correlación entre fuerza AP y ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes*

$DIF\_Angulo_{in}Cadera\_aterrizaje =$  diferencia en ángulo de flexión inicial de cadera durante aterrizajes.  $DIF\_Fuerza_{AP+}aterriaje =$  diferencia en la fuerza anteroposterior adelantada durante aterrizajes.

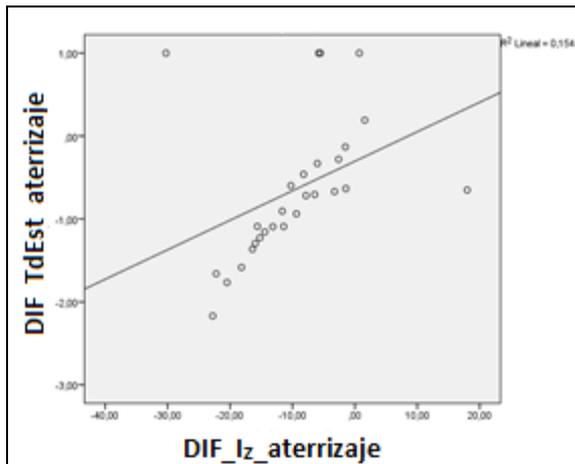


Figura 63. Correlación entre impulso vertical y tiempo de estabilización durante aterrizajes

DIF\_TdEst\_aterri-zaje = diferencia en el tiempo de estabilización durante aterrizajes.  
 DIF\_Iz\_aterri-zaje = diferencia en el impulso vertical durante aterrizajes.

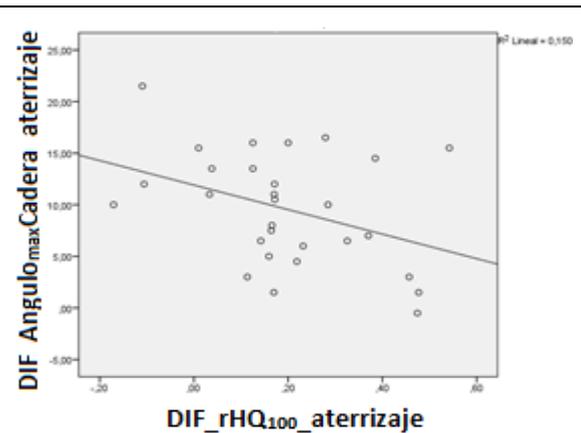


Figura 64. Correlación entre ángulo de flexión máxima de cadera y ratio H/Q<sub>100</sub> durante aterrizajes

DIF\_AngulomaxCadera\_aterri-zaje = diferencia en ángulo de flexión máxima de cadera durante aterrizajes.  
 DIF\_rHQ<sub>100</sub>\_aterri-zaje = diferencia en el ratio de co-activación respecto a los primeros 100 ms durante aterrizajes.

Finalmente, a pesar de encontrar asociaciones entre las variables se llevó a cabo un modelo ecuacional mediante regresión logística donde se efectuó una interrelación entre las variables que mejor explicaban el desencadenamiento de una lesión en rodilla o tobillo durante los meses 1-9 y los meses 9-18 (Tabla 46). En este sentido, el conjunto de variables explicaron el 96.20% del Modelo, es decir, que evaluando ese conjunto se predice una reducción significativa en las lesiones producidas durante a los aterrizajes.

Tabla 46. Modelo de regresión logística respecto al desarrollo de lesión de rodilla o tobillo en los meses 1 al 9 y 9 al 18 durante aterrizajes en el GE

Modelo	R <sup>2a</sup>	R <sup>2b</sup>	Chi-cuadrado	p	Porcentaje global (%)
<b>Modelo 1</b>	.278	1.00	8.477	.903	40.1
<b>Modelo 2</b>	.736	1.000	34.646	.003	96.20

Modelo 1 y 2 = variables del modelo: PF1, PF2, tiempo de estabilización, fuerza ML en valgo, fuerza AP, impulso en el eje vertical, aceleración vertical de la rodilla, aceleración total de tobillo, ángulo de flexión inicial de rodilla, ángulo de flexión máxima de rodilla y ratios de co-activación

R<sup>2a</sup> R cuadrado de Cox y Snell

R<sup>2b</sup> = R cuadrado de Nagelkerke

p<0.05 = nivel de significación para la prueba de ómnibus para chi cuadrado

## **10.6 Seguimiento (Follow up) de las lesiones en la población estudiada**

Una vez finalizada la fase de intervención y analizadas las variables cinéticas, cinemáticas y de EMG en el GC y GE, se llevó a cabo un seguimiento de la epidemiología de lesiones de la población perteneciente a la fase experimental del estudio durante un año y medio.

El contacto con la muestra solicitando la información se llevó a cabo por correo electrónico, registrándose el número de lesiones o problemas en la rodilla y tobillo y el tipo de lesión que los sujetos manifestaban. En la Figura 65 se muestra el tipo de lesión/problema en el miembro dominante que fue analizado durante la fase experimental del presente estudio. En los 3 primeros meses posteriores a la intervención, el GE no presentó ninguna molestia o lesión en ninguna estructura de los MMII. En cambio, en el GC el 61.54% de los que respondieron manifestaron haber tenido alguna lesión. Por otro lado, en el sexto mes un 7.40% de los sujetos del GE refirió haber tenido molestias en la rodilla, aunque no especificaron si esas molestias respondían a alguna lesión concreta. Por su parte, el 53.85% del GC registró algún tipo de lesión. Concretamente, 3 veces más que el GE en cuanto a molestias no específicas de rodilla, acompañado de 3 esguinces de tobillo y 2 esguinces de rodilla. Por su parte, 3 sujetos del GC padecieron dolor en la parte posterior del muslo.

Durante el noveno mes apareció la primera lesión específica en el GE. Ésta consistió en un esguince del LLI de la rodilla. Otros 4 sujetos manifestaron molestias en la rodilla. Por su parte, en el GC 9 sujetos refirieron molestias en la rodilla en este periodo ocurriendo 2 esguinces de tobillo y otros 2 de rodilla en el mismo grupo. A ello acompañaron 2 sujetos que habían padecido rotura del LCA de su rodilla y también aparecieron 2 roturas fibrilares de la musculatura posterior del muslo.

Transcurrido un año de la intervención el 18.52% de los participantes del GE manifestó tener alguna lesión (3 sujetos tuvieron molestias de rodilla no identificadas, 2 esguinces de tobillo y 1 esguince de rodilla no especificado). En el GC, el 40% de los encuestados tuvo alguna alteración en los MMII (4 sujetos reportaron molestias en la rodilla, 2 seguían teniendo la lesión el el LCA y 4 sujetos dolor posterior en el muslo). Durante el mes 15, un 33.33% del GE padeció alguna lesión (4 molestias en la rodilla, 2 esguinces de rodilla no identificados y dos roturas fibrilares en la musculatura posterior del muslo). Por su parte, el GC reportó un 48% de lesiones, donde 7 fueron molestias en la

rodilla, 3 esguinces de tobillo (no identificando el grado del esguince) y manteniendo las 2 roturas del LCA.

Finalmente, en el mes 18 incrementó el número de sujetos que reportaron molestias en la rodilla en el GE (n=5), además, se contabilizaron un esguince de tobillo y dos esguinces del LLI; mientras que dos sujetos más refirieron dolor en la parte posterior del muslo. En cuanto al GC, el 73.68% manifestó tener algún tipo de problema. Se redujo el número de molestias no específicas de rodilla a 5, mientras que el número de esguinces de tobillo aumentó a 4. Se sumaron las dos personas con el LCA roto, y 3 sujetos reportaron dolor en la parte posterior del muslo.

<b>GC</b>	<b>MES 3</b>	<b>GE</b>
<p>16/26 (61.54%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 6 molestias rodilla</li> <li>• 4 esguinces tobillo</li> <li>• 2 esguinces LLI rodilla</li> <li>• 2 problemas tendón rotuliano</li> <li>• 2 dolor rótula</li> </ul>		<p>10/28 (0%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ninguna</li> </ul>
	<b>MES 6</b>	
<p>14/26 (53.85%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 6 molestias rodilla</li> <li>• 3 esguinces tobillo</li> <li>• 2 esguinces LLI rodilla</li> <li>• 3 dolor posterior muslo</li> </ul>		<p>2/27 (7.40%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 2 molestias rodilla</li> </ul>
	<b>MES 9</b>	
<p>17/26 (63.39%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 9 molestias rodilla</li> <li>• 2 esguinces tobillo</li> <li>• 2 esguinces LLE rodilla</li> <li>• 2 rotura LCA</li> <li>• 2 rotura fibrilar H</li> </ul>		<p>5/28 (17.86%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 4 molestias rodilla</li> <li>• 1 esguince LLI</li> </ul>
	<b>MES 12</b>	
<p>10/25 (40%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 4 molestias rodilla</li> <li>• 2 rotura LCA</li> <li>• 4 dolor posterior muslo</li> </ul>		<p>5/27 (18.52%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 3 molestias rodilla</li> <li>• 2 esguinces tobillo</li> <li>• 1 esguince rodilla (no especificado)</li> </ul>
	<b>MES 15</b>	
<p>12/25 (48%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 7 molestias rodilla</li> <li>• 3 esguinces tobillo</li> <li>• 2 rotura LCA</li> </ul>		<p>8/24 (33.33%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 4 molestias rodilla</li> <li>• 2 esguinces rodilla (no especificado)</li> <li>• 2 rotura fibrilar H</li> </ul>
	<b>MES 18</b>	
<p>14/19 (73.68%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 5 molestias rodilla</li> <li>• 4 esguinces tobillo</li> <li>• 2 rotura LCA</li> <li>• 3 dolor posterior muslo</li> </ul>		<p>10/22 (45.45%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 5 molestias rodilla</li> <li>• 1 esguince tobillo</li> <li>• 2 esguinces LLI</li> <li>• 2 dolor posterior muslo</li> </ul>

Figura 65. Lesión o problema registrado en periodos comprendidos de 3 meses



# **DISCUSIÓN**

## 11. DISCUSIÓN

Tal y como se ha indicado en apartados anteriores, las lesiones en los MMII configuran el mayor porcentaje tanto en deportistas profesionales como no profesionales, siendo las lesiones de rodilla una de las más importantes (Powers, 2010). Los gestos deportivos que mayor relación tienen con las lesiones de rodilla son los cambios de dirección y los aterrizajes de salto (Kristianslund y Krosshaug, 2013), siendo fundamental la estabilización de la articulación en estas acciones (Di Stasi et al., 2013). Dicha estabilidad puede evaluarse a partir de diferentes parámetros, como son los factores cinéticos, cinemáticos y de EMG. Para este fin, el ejercicio físico juega un papel fundamental en el control y prevención de las lesiones de los MMII, y en concreto, de rodilla (Fort et al., 2008), si bien, los protocolos existentes hasta el momento adolecían de una buena concreción de los contenidos que se trabajaban, tenían duraciones demasiado cortas o se centraban casi exclusivamente en deportistas profesionales. En este sentido, los programas de ejercicio preventivo se consideran estancos y en escasas ocasiones se ha establecido un programa de actividad física donde confluyan todos los bloques de contenido que hayan sido reportados en la literatura específica como aporte positivo para la reducción del riesgo de lesiones de rodilla. Además, en la mayoría de ocasiones son pocas las veces que se evalúa cuáles son los efectos del programa de entrenamiento sobre la articulación de la rodilla manteniendo un seguimiento epidemiológico durante los meses posteriores al programa. Por todo esto, *el objetivo de este trabajo fue, por un lado, analizar los principales factores de riesgo de lesión de rodilla en una población físicamente activa no profesional y, por otro, valorar cómo un programa de actividad física permitía modular aquellas variables más relacionadas en la literatura con las lesiones de rodilla durante los principales mecanismos lesivos (cambios de dirección y aterrizajes de salto).*

Se analizaron en un primer momento los riesgos relativos de la muestra y, posteriormente, los factores implicados en el desencadenamiento de la posible lesión. Por ello, en primer lugar se han descrito los resultados más significativos de la muestra total y, posteriormente, se ha pasado a estratificar la muestra atendiendo al riesgo relativo que tenían de manifestar una lesión atendiendo al ratio tradicional de activación H/Q (variable que con más frecuencia se reporta en la literatura). De esta forma, aquellos sujetos con un mayor ratio H/Q fueron divididos aleatoriamente en dos grupos, uno experimental que fue sometido a un programa de ejercicios multicomponente

diseñado para modular los factores de riesgo de lesión, y un grupo control que continuaba con sus actividades cotidianas incluyendo la práctica de actividad física.

Varias son las novedades que han sido reflejadas en el presente estudio. En primer lugar, se ha empleado el gold estándar para la evaluación de las variables cinéticas y electromiográficas. De forma adicional, se ha incluido en el análisis a los participantes alguna medida novedosa como el TdC, el impulso mecánico o la aceleración de la articulación de la rodilla y tobillo, que podrían dotar de una mayor validez ecológica al estudio, permitiendo su implementación en futuros trabajos. El hecho de incorporar sensores de registro inalámbricos ha permitido el desarrollo de las valoraciones fuera de un marco de laboratorio (ej. En un pabellón deportivo), lo que sin duda favorece la percepción de los propios deportistas y les acerca más a su práctica cotidiana.

Profundizando en este análisis, quizás el mayor logro del presente estudio ha sido evaluar la co-activación muscular de la musculatura del miembro dominante a través del ratio H/Q de manera tradicional (respecto al MVC) y a través del ratio H/Q respecto a la capacidad de desarrollo de fuerza rápida o explosiva, es decir, respecto a los primeros 50, 100, 150 y 200 ms de contracción. Este nuevo medio de valoración ha sido recientemente sugerido en la literatura científica como medio más eficaz para la determinación de un incremento en el riesgo de lesiones en los MMII asociadas (Zebis et al., 2011; Hannah et al., 2014) ya que, como se referencia en la literatura, la diferencia principal es que cuando se analiza el ratio H/Q respecto al protocolo tradicional de MVC el valor máximo de fuerza se produce en torno a los 5 s (Farrell y Richards, 1986), mientras que si se hace respecto a los primeros 200 ms coincide con el periodo de tiempo en el que el riesgo de lesión es máximo (Behrens et al., 2013). En este sentido, el estudio es el primero que analiza el riesgo de lesión de rodilla a través del ratio tradicional  $H/Q_{MVC}$  y el  $H/Q_{EXPLOSIVO}$ , y la modulación a través del ejercicio físico de los factores asociados.

Por otro lado, este es el primer trabajo que evalúa el efecto de un programa específico de entrenamiento preventivo sobre los parámetros relacionados con las lesiones de rodilla en jóvenes físicamente activos y no en profesionales como tradicionalmente había sido la tónica general (Kocher, Sterett, Briggs, Zurakowski y Steadman, 2003; Visnes, Hoksrud, Cook y Bahr, 2005; Holcomb et al., 2007; Soligard et al., 2008; Daneshjoo, Rahnama, Mokhtar y Yusof, 2013; Riva, Bianchi, Rocca y Mamo, 2015;

Zalai, Panics, Bobak, Csáki y Hamar, 2015). Recientemente, Keenan (2014) estudió cuál era la relación entre la cinemática de la rodilla y las características neuromusculares del tronco en jóvenes físicamente activos. Sin embargo, este autor no llevó a cabo ningún programa de entrenamiento físico para ver su efecto. Precisamente en deporte amateur, varios autores han analizado los parámetros cinéticos, cinemáticos o de EMG relacionados con el incremento de lesiones de rodilla (Chapell et al., 2002; Chapell et al., 2005; Camarago et al., 2006). A pesar de ello, estos análisis han sido aislados y en pocas ocasiones se han llevado a cabo programas de entrenamiento preventivo en esta población. De hecho, Bogardus (2013) estableció como conclusión principal en su trabajo que era necesario ampliar estudios exhaustivos sobre la articulación de la rodilla, controlando los aspectos más determinantes que desencadenen una lesión y reduciendo ese riesgo mediante programas de entrenamiento específicos y este ha sido uno de los objetivos principales del presente estudio cuyos resultados serán discutidos en profundidad a continuación.

La realidad es que el programa de ejercicio físico que se ha presentado es el primero que combina los diferentes componentes descritos hasta el momento para modular los factores de riesgo de lesión en la articulación de la rodilla. Los estudios disponibles sobre esta materia se habían centrado en la mejora de la fuerza, con especial atención a las descompensaciones musculares (Casáis, 2008; Tagesson et al., 2008) y mediante sobrecarga excéntrica (de Hoyo et al., 2014), en la mejora del control neuromuscular (Cardinale y Bosco, 2003; Tahrebandi, 2007), centrándose en la coordinación y el equilibrio (Mandelaum et al., 2005; LaBella et al., 2011) y en la mejora de la amplitud de movimiento (Witvrouw et al., 2003; Henderson et al., 2009). Sin embargo, bajo nuestro conocimiento, este es el primer estudio que combina todos los contenidos que la literatura ha mostrado por separado que pueden tener alguna relación con la reducción del riesgo de lesiones de rodilla, integrándolos en un único programa con una duración 12 semanas.

Por último, y también como una aportación que podría considerarse bastante novedosa en nuestro estudio ha sido el análisis estadístico. No por el análisis en sí, ya que se basa en la valoración del tamaño del efecto que el programa de intervención ha tenido sobre nuestras variables, sino por su vertiente más cualitativa que permite observar de forma muy gráfica aquellos cambios que con más posibilidades podríamos esperar con este tipo de programas.

En cualquier caso, y a pesar de estos aspectos más globales, es necesario discutir los resultados obtenidos con los ya existentes con objeto de construir un marco de conocimiento más amplio. Por tanto, se valoran a continuación los resultados descriptivos de la primera fase transversal del estudio y, posteriormente, aquellos derivados del programa de intervención.

### **11.1 Análisis descriptivo intrínseco de la muestra**

La muestra inicial estaba compuesta por 200 sujetos, aunque debido a factores como el abandono voluntario del estudio y la no superación de los criterios de inclusión, finalmente se contó con una muestra total de 162 sujetos. Aunque a priori 38 sujetos no participantes suponen un peso del 19% sobre total inicial, resulta trascendental en metodología de la investigación aplicar criterios determinantes de inclusión y exclusión en cualquier estudio científico (Hernández, 2006), pues otorgará mayor rigor y fortaleza interna a la muestra final. Es importante resaltar que los participantes no podían haber padecido una lesión en los MMII en los 6 meses previos al estudio y debían ser físicamente activos y no profesionales, lo que sin duda puede haber condicionado los resultados. Sin embargo, y como se ha resaltado en varias ocasiones, el grupo objetivo del presente estudio eran aquellos sujetos que, si bien cumplían con los requerimientos de la ACSM para esta población (número de horas de actividad física al día y a la semana que practicaban), no eran profesionales. Precisamente se optó por esta muestra ya que según los últimos estudios de hábitos en jóvenes, este es el grupo de población que más ha incrementado su práctica. Además, el grupo analizado en concreto practicaba una media de 1.97 horas al día ( $\pm 1.66$ ) y 8.38 horas a la semana ( $\pm 4.01$ ), aspecto que añadido a lo descrito en el último Eurobarómetro sobre actividad física en jóvenes (European Commission, 2014), nos lleva a la idea de entender una enorme inercia en la exposición a la práctica física y por ende al riesgo de sufrir una lesión (Quatman, 2009; Borgardus, 2013).

Es importante resaltar que la composición corporal estimada por el IMC permitiría clasificar a la muestra como una población en normopeso ( $23.78 \pm 2.86 \text{ Kg/m}^2$ ) atendiendo a los criterios de las principales organizaciones internacionales (SEEDO, 2000). La edad media de los sujetos fue de 24 ( $\pm 3$ ) años, por lo que se garantizó que fueran adultos jóvenes, estipulando la edad entre 18 y 30 años (OMS, 2000).

## 11.2 Cinética

Analizar cuáles son las fuerzas que soporta la rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes de salto ofrece información sobre la carga que debe absorber la articulación. La cinética ha sido una de las claves en el análisis de las lesiones de rodilla, siendo las VGRF uno de los factores que con más frecuencia se ha relacionado con el desencadenamiento de lesiones de esta articulación (Zebis et al., 2008; Smith et al., 2010). Según Nigg (2001) la VGRF desencadenará una serie de circunstancias que favorecerá al proceso lesivo como la disminución en el control de la propia articulación en el momento de contacto con el suelo. Independientemente de la variable que la acompañe, la VGRF ha sido, sin lugar a dudas, la más reportada en la literatura como componente cinético relacionado con el desencadenamiento de una lesión en los MMII (Chapell et al., 2005; Camargo et al., 2006; Abián et al., 2008; Benke et al., 2013; Dai et al., 2014).

En el presente estudio esta fuerza ha sido valorada junto a la ejercida en el eje ML y AP. Son escasos los datos de los que se disponen para valorar el efecto de las fuerzas en estos ejes sobre el riesgo de lesión en los MMII; si bien parece ser que mayores valores de la Fuerza<sub>ML</sub> está relacionado con un incremento del valgo o varo de rodilla (Arampatzis et al., 2002), y mayores valores en la Fuerza<sub>AP</sub> podrían relacionarse con un incremento de la traslación tibial y, por tanto, mayor riesgo de lesión de LCA (Plumlee, 2011). A continuación se muestra la discusión detallada diferenciando las fases del presente estudio durante los cambios de dirección y aterrizajes de salto.

### *Estudio transversal (Fase 0)*

Durante los cambios de dirección, VGRF relativizada respecto al peso fue significativamente mayor en SC<sub>30</sub> (29.49 N/Kg  $\pm$ 7.75) en comparación a SC<sub>45</sub> (27.70 N/Kg  $\pm$ 7.81;  $p=0.004$ ) y SC<sub>45ml</sub> (25.13 N/Kg  $\pm$ 7.59;  $p<0.001$ ). Una posible respuesta a estas diferencias puede ser que para realizar cambios más forzados o de mayor amplitud (recordemos que 30° es sobre la horizontal), debe ejercerse mayor fuerza en este eje ML. A tenor de lo explicado por Nigg (2001) en su metaanálisis con una recopilación de estudios de más de 25 años, quedó patente que VGRF desempeña un rol de especial interés en las lesiones de personas que realizan actividad física como la carrera, sobre todo, en situaciones donde se acentúe la pronación, como son los cambios de dirección. Esta posibilidad se apoya también en el valor de la Fuerza<sub>ML</sub> encontrado en nuestro

estudio, pues los sujetos analizados reflejan valores significativamente mayores durante SC<sub>30</sub> (8.64 N/Kg  $\pm$ 2.08) en comparación a SC<sub>45</sub> (7.78 N/kg  $\pm$ 2.08,  $p < 0.001$ ) y SC<sub>45ml</sub> (7.17 N/Kg  $\pm$ 2.40,  $p < 0.001$ ). Por tanto, mayores niveles de fuerza, especialmente en el eje ML que deben ser atenuadas por el tren inferior, sugieren que se incrementen las estrategias preventivas en este tipo de acciones tan comunes en la práctica de numerosos deportes. Es importante resaltar que en estas salidas a 30° no solo se incrementa la Fuerza<sub>ML</sub>, sino también la evaluada mediante Fuerza<sub>AP</sub> (12.9 N/Kg  $\pm$ 5.32) si las comparamos con SC<sub>45</sub> (10.54 N/Kg  $\pm$ 5.39,  $p < 0.001$ ) o SC<sub>45ml</sub> (9.35 N/Kg  $\pm$ 5.09,  $p < 0.001$ ), lo que sugiere que se estarían produciendo modificaciones biomecánicas en las diferentes articulaciones implicadas para dar respuesta a estos incrementos como se discutirá posteriormente.

A pesar de que la literatura ha aportado numerosas investigaciones respecto a los factores biomecánicos y cinéticos que se manifiestan durante los cambios de dirección y aterrizajes, los resultados son contradictorios (Griffin et al., 2006). El aspecto que parece cobrar más relevancia para explicar esta disparidad de resultados puede ser la variedad de procedimientos llevados a cabo en los diferentes estudios. Brughelli et al. (2008) diferencian entre cambios de dirección anticipados y no anticipados, hacia el lado del pie dominante o hacia el no dominante, como elementos que influyen los resultados finales. Incluso, los diferentes aterrizajes pueden repercutir en esta discordancia (Plumlee et al., 2011). Independientemente de la variedad metodológica, es evidente que tanto las VGRF, como la Fuerza<sub>ML</sub> o la Fuerza<sub>AP</sub> son variables muy relacionadas con el desencadenamiento de los procesos lesivos (McLean et al., 2004; Plumlee, 2011) y que deberían ser controladas y, en la medida de lo posible, atenuadas.

Si bien ha quedado patente como a nivel general mayores fuerzas en ambos ejes se asocian a un mayor riesgo de lesión en este grupo de población, es importante hacer mención a las diferencias observadas en las diferentes variables en función del género. Sigward y Powers (2007) sugirieron que un incremento del riesgo de lesión de rodilla a través del aumento del valgo a causa de mayores fuerzas en cualquiera de los ejes en hombres y mujeres y, de hecho, en su trabajo reflejaron valores muy similares a los del presente estudio en cuanto a la VGRF durante cambios de dirección. Nuestros resultados ponen de manifiesto que durante el SC<sub>30</sub> hubo diferencias significativas en la fuerza ejercida en el eje ML, donde las mujeres soportaron cargas relativas superiores a los hombres ( $p = 0.045$ ). Este hecho ha sido ampliamente observado en estudios con

deportistas donde las mujeres han reflejado un valgo significativamente mayor al de los hombres (Sttofel et al., 2010). Las diferencias en el eje ML entre hombres y mujeres podrían relacionarse con un incremento del riesgo de lesión en el género femenino debido a la posición biomecánica de la rodilla en abducción o adducción durante el contacto con el suelo (Hewett et al., 2005; Wikstrom et al., 2006).

En cambio, durante el SC<sub>45</sub> las diferencias se obtuvieron en VGRF ( $p=0.025$ ) y Fuerza<sub>AP</sub> ( $p=0.020$ ), donde los hombres superaron significativamente a las mujeres. Nuestros resultados concuerdan con los de Plumlee (2011) quienes hallaron una VGRF y Fuerza<sub>AP</sub> superior en hombres respecto a mujeres durante cambios de dirección entre 45° y 90°. Sin embargo, autores como James et al. (2004) hallaron lo contrario durante cambios de dirección a máxima velocidad. Una posible explicación a estas diferencias podría encontrarse en la apertura del cambio de dirección a una velocidad que no sea máxima. El SC<sub>45</sub> podría conllevar menos exigencia que el SC<sub>30</sub> por lo que al ser un cambio más vertical y más cercano a correr en línea recta es posible que la Fuerza<sub>AP</sub> se vea incrementada al igual que la VGRF en hombres.

Otro hallazgo importante fue que las mujeres mostraron una Fuerza<sub>AP</sub> significativamente mayor durante SC<sub>45ml</sub> ( $p=0.020$ ) en comparación con los hombres. Nuestros resultados coinciden con los expuestos por McLean et al. (2004), quienes encontraron una Fuerza<sub>AP</sub> mayor en mujeres respecto a hombres durante un cambio de dirección manteniendo un ángulo de salida entre 35° y 55° (mujeres = 1.80BW [ $\pm 0.54$ ]; hombres 1.54BW [ $\pm 0.76$ ]). Por otra parte, aunque sin diferencias significativas, durante SC<sub>45ml</sub> fueron las mujeres del presente estudio las que superaron a los hombres en VGRF. Recientemente, de Hoyo et al. (2014) mostraron datos muy parejos en hombres deportistas que realizaron un cambio cerrado con una apertura de 60° (24.1N/Kg  $\pm 8.4$ ). Lamentablemente, estos autores llevaron a cabo su intervención sólo en el género masculino, por lo que resulta imposible su comparación. A pesar de todo, son escasas las aportaciones que existen en cuanto al papel que juega el género en VGRF durante cambios de dirección cerrados, por lo que hasta donde conocemos, este es el primer estudio que valora cuál es la fuerza vertical en hombres y mujeres en cambios cerrados.

Lo que parece evidente es el incremento del riesgo de lesión de rodilla mediante los valores de Fuerza<sub>ML</sub> durante cambios de dirección atendiendo al género (Hewett et al., 2005). Autores como Sigward y Powers (2007) reflejaron que las mujeres que ejercían

mayor Fuerza<sub>ML</sub> también manifestaban un mayor momento en valgo, lo cual incrementaba el riesgo de sufrir lesión de rodilla. Aunque nuestros resultados no aportan datos sobre el momento de fuerza en la Fase 0, una posible aportación puede venir de la mano de la aceleración parcial de rodilla y de tobillo. Como hemos descrito previamente, las mujeres han reportado una Fuerza<sub>ML</sub> significativamente mayor durante SC<sub>30</sub> en comparación con los hombres, y una tendencia también mayor en esta variable durante SC<sub>45ml</sub>. En este sentido, también puede observarse cómo las mujeres experimentan un 18.53% más de ACC<sub>RODILLA</sub>ML que los hombres durante SC<sub>30</sub>, un 19.93% durante SC<sub>45</sub>, no existiendo apenas diferencias (0.4%) durante SC<sub>45ml</sub>. Esta ACC<sub>RODILLA</sub>ML podría describir momentos de valgo, aunque este hecho debería corroborarse en futuros trabajos mediante un análisis cinemático en el plano frontal.

Por otra parte, la cinética durante los aterrizajes también ha sido estudiada en la literatura como factor de riesgo de lesión de rodilla. Se ha descrito que el mayor riesgo tras el aterrizaje de un salto o caída viene descrito mediante PF1 y PF2. De esta manera, Pifum et al. (2004) describieron que durante el primer 25% del tiempo de amortiguación es cuando se incrementa el riesgo de sufrir la lesión en la rodilla, y que durante este periodo tanto PF1 como PF2 aparecen. Este hecho hace indispensable conocer ambas variables para estudiar el comportamiento de la rodilla durante los aterrizajes. Como reflejaban Abián et al. (2008) cuando se relativiza VGRF por el peso corporal uno de los valores umbrales de riesgo de lesión de rodilla está comprendido en aquellos valores superiores a 10 veces el peso corporal (BW) durante los aterrizajes. Nuestros resultados no superan este valor referencial durante la fase descriptiva (4.67BW  $\pm$ 0.88). Sin embargo, estos valores pueden verse afectados dependiendo del tipo de aterrizaje que se describa, por lo que atendiendo a aterrizajes unipodales, nuestros resultados son similares a los hallados por Blackburn y Padua (2009), quienes encontraron valores de 5.1BW de media en aterrizajes monopodales desde 60 cm de altura. Las ligeras diferencias con respecto a nuestros resultados podrían deberse a diferencias entre los protocolos, posición de las manos o diferencias de altura desde donde iniciaban la caída.

Durante los aterrizajes, las diferencias entre hombres y mujeres en la fase experimental sugirieron que las mujeres manifestaron una Fuerza vertical mayor, aunque no significativa, tanto en PF1 (12.85%) como en PF2 (10.29%) después del aterrizaje. Estos datos concuerdan con lo aportado por Yi et al. (2003), Hewett et al. (2005) y Kerrozek et al. (2005). Estos autores reflejaron que la componente vertical de la fuerza

era superior en mujeres, lo que puede relacionarse con un incremento del riesgo de lesión en el género femenino. Una posible explicación de este fenómeno puede ser que las mujeres no describan una buena técnica de aterrizaje manteniendo una posición más erecta de caída (Blackburn y Padua, 2009) y un contacto directo de toda la superficie del pie en lugar de aterrizar primero con el antepié y después con el retropié (Abián et al., 2005). Durante este gesto, el momento más crítico para el LCA en el aterrizaje coincide con el PF2 y es en este periodo cuando el ligamento soporta la mayor carga (Pflum et al., 2004). Además, aunque no significativa nuestro estudio refleja que las mujeres reportan una extensión de rodilla mayor (y por lo tanto más recta) que los hombres durante los aterrizajes, lo que apoya la explicación anterior, pudiendo incidir en un mayor riesgo de lesión a las mujeres.

Una relación similar puede encontrarse a nivel AP ya que, de nuevo, estos valores han demostrado tener una importante relación con el riesgo de lesiones durante los aterrizajes al haberse relacionado fuertemente con la traslación tibial y, por tanto, con un incremento de la fuerza que soporta el LCA (Fong et al., 2009). En base a nuestros resultados pudo observarse que los hombres presentan unos valores mayores a los de las mujeres, aunque estas diferencias no fueron significativas ( $p=0.139$ ). Nuestros datos concuerdan con los resultados de Sell, Ferris, Abt, Tsai, Myers, Fu et al. (2007) quienes también reflejaron que los hombres manifestaban una Fuerza<sub>AP</sub> superior a las de las mujeres, a pesar de que en su estudio el aterrizaje venía precedido de un salto a dos pies. Estas diferencias en este eje podrían deberse precisamente a una mayor flexión de la rodilla por parte de los hombres que incrementa la fuerza en el eje sagital, lo cual se relaciona con una reducción del riesgo de lesión respecto a las mujeres (Vanmeerhaeghe et al., 2009). Aunque se discutirá posteriormente, nuestros resultados también mostraron que las mujeres aterrizaban con un ángulo de extensión mayor que el de los hombres, lo que concuerda con lo descrito por Vanmeerhaeghe et al. (2009), apoyando la teoría del incremento del riesgo de lesión en mujeres según estos parámetros evaluados.

Además, nuestros datos muestran que la Fuerza<sub>ML</sub> en mujeres fue significativamente mayor que en hombres ( $p=0.015$ ) durante los aterrizajes. A pesar que en trabajos como en los de van der Harst et al. (2007) se argumentara que es difícil encontrar estudios de relevancia donde se comparara la Fuerza<sub>ML</sub> ML entre hombres y mujeres tras el aterrizaje de salto, las diferencias encontradas podrían venir precedidas de una ausencia

en el control neuromuscular en el plano frontal, provocando un incremento en la Fuerza<sub>ML</sub> y el valgo de rodilla (Jacobs et al., 2007; Vanmeerhaeghe et al., 2009).

Si bien las variables de fuerza han sido estudiadas en la literatura como indicadores del incremento del riesgo de lesión de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes, un elemento innovador del presente estudio es facilitar datos sobre la variable aceleración parcial en los tres ejes del espacio tanto en la rodilla como en el tobillo. En los últimos años, la aceleración triaxial ha sido catalogada como un elemento innovador que podría dotar a los investigadores de una información relevante en el papel preventivo sobre las lesiones (Zaffagnini, Lopomo, Signorelli, Marcheggiani, Bonanzinga, Grassi et al. 2014). Probablemente los beneficios de esta tecnología radiquen, por un lado en su precio (son mucho más baratos que las propias plataformas de fuerza), pero también en su tamaño, que permite que puedan adherirse a tobillo y rodilla sin incomodar al deportista y garantizando así la validez ecológica del análisis.

Nuestros resultados describen que durante la fase transversal, existieron algunas diferencias significativas entre los distintos cambios de dirección. La ACC<sub>RODILLAAP</sub> fue significativamente mayor en SC<sub>45ml</sub> respecto al SC<sub>30</sub> ( $p=0.006$ ). Este hecho podría implicar una peligrosidad acentuada en los cambios cerrados respecto a los cambios abiertos, ya que la carga se moviliza más rápidamente en el eje sagital, lo cual podría estar relacionado con un incremento de la traslación tibial. Sin embargo, la Fuerza<sub>AP</sub> fue significativamente menor en SC<sub>45ml</sub> respecto a SC<sub>30</sub> ( $p<0.001$ ). Estas diferencias también existieron entre los cambios abiertos ya que la ACC<sub>RODILLAAP</sub> fue significativamente mayor en SC<sub>45</sub> respecto a SC<sub>30</sub> ( $p=0.023$ ). Una posible explicación a estas diferencias podría radicar de nuevo en que los SC<sub>45</sub> son menos exigentes biomecánicamente que los SC<sub>30</sub>, por lo que la estrategia utilizada durante cambios menos abiertos puede ser más rápida. Analizando la ACC<sub>RODILLA</sub>ML entre cambios de dirección, el SC<sub>30</sub> refleja una aceleración significativamente mayor que el SC<sub>45</sub> ( $p<0.001$ ) y que el SC<sub>45ml</sub> ( $p<0.001$ ). Como sugirieron Sigward y Powers (2007), es necesario un control en el plano frontal para reducir el riesgo relativo de sufrir una lesión de rodilla. Según nuestros datos, el SC<sub>30</sub> refleja un aumento del riesgo respecto a los otros cambios de dirección mediante un incremento tanto en la Fuerza<sub>ML</sub> como en la ACC<sub>RODILLA</sub>ML, hecho que se asocia al aumento del valgo de rodilla.

En lo referente a las diferencias de género durante los cambios de dirección, únicamente se encontraron diferencias significativas en el  $SC_{45}$  ( $p \leq 0.05$ ), siendo la  $ACC_{RODILLA Z}$  en las mujeres mayor que la de los hombres. Una posible respuesta puede ser la que apuntan Chapell et al. (2007), quienes aseguran que las mujeres poseen una mayor fuerza de cizallamiento en la tibia durante el contacto con el suelo. Esta estrategia negativa parece indicar que la absorción de energía por parte de las mujeres es menos eficiente que la de los hombres, o al menos, más rápida, lo que puede relacionarse con un incremento del riesgo de lesión de rodilla. Sorprende que esta tendencia no se repita en el  $SC_{30}$  que, a priori, debería ser más exigente a este nivel; sin embargo, la tendencia ascendente fue también a favor de las mujeres, quienes presentaron un 14.67% más durante  $SC_{30}$  y un 11.35% más durante  $SC_{45ml}$ .

Respecto a los aterrizajes, los resultados presentados en este estudio se asemejan a los reportados en un estudio previo de nuestro grupo (Sañudo et al., 2012a), donde se encontró una  $ACC_{RODILLA AP}$  de 1.5-1.7g. Sin embargo, mostraron una  $ACC_{RODILLA ML}$  menor a la del presente estudio (1.3-1.5g). Este hecho puede deberse a que en el estudio de Sañudo et al. (2012a) se les dio a los sujetos indicaciones sobre la técnica de aterrizaje, no siendo así en este protocolo. Como indican Tillman et al. (2004), dependiendo de la técnica de aterrizaje los valores biomecánicos serán distintos, por lo que estandarizar el protocolo de actuación al cien por cien debería ser tenido en cuenta en futuras intervenciones.

Recientemente, Setuain, González, Alfaro, Gorostiaga e Izquierdo (2015) han publicado un estudio donde evalúan la aceleración parcial de rodilla y comparan el pie dominante con el no dominante en sujetos con reconstrucción de LCA y otros lesionados en la misma estructura que no han sido operados. Estos autores sugieren que los sujetos que se lesionaron y fueron operados del LCA poseen una aceleración parcial de rodilla en el eje vertical mayor que aquellos que no llegaron a operarse durante el aterrizaje. Los autores indican que esto podría deberse a alteraciones funcionales y biomecánicas en el grupo que se operó en comparación con el que no, asociando estas alteraciones a asimetrías entre miembros. En nuestro estudio no se estudiaron las variables biomecánicas entre los dos miembros de cada sujeto. Sin embargo, en la comparativa entre género las mujeres manifestaron tener una  $ACC_{RODILLA Z}$  mayor aunque no significativa que los hombres durante el aterrizaje, siendo los valores similares a los del estudio anteriormente mencionado. Esto podría indicar que las mujeres del presente

estudio, con valores superiores a los de los hombres (17.39%), presenten alteraciones biomecánicas que las predisponen a sufrir lesiones de rodilla durante aterrizajes.

#### *Estudio experimental (Fase 1 y 2)*

Cuando comparamos el efecto producido por el entrenamiento en el GE en comparación con el GE los resultados demuestran que el 53% de los sujetos que entrenaron aumentaron VGRF durante SC<sub>30</sub>, hallando un 36% que ni mejoraron ni empeoraron. Debido a la estadística utilizada, el efecto del programa de entrenamiento *no fue claro* ya que se encontró un emporamiento del 11% ( $d=0.23$ ). Nuestros resultados concuerdan con los hallados por Zebis et al. (2008), quienes encontraron un aumento, aunque no significativo, de los Newtons totales registrados después del programa de entrenamiento. Si bien el tamaño del efecto obtenido en este estudio fue ligeramente inferior ( $d=-0.16$ ). De todos modos nuestro estudio difiere con el de Zebis et al. en que estos autores no relativizaron la fuerza total por el peso de cada sujeto.

Un incremento de VGRF junto con una reducción del TdC podría estar relacionado con una mejora en la coordinación neuromuscular durante cambios de dirección (Bencke et al., 2000). Según nuestros resultados, *posiblemente* ocurra una reducción significativa en el TdC debido al programa de entrenamiento mostrado en el presente estudio durante SC<sub>30</sub> ( $d=-0.65$ ) y *muy probablemente* durante SC<sub>45ml</sub> ( $d=-0.52$ ). Al igual que en el caso anterior, atendiendo al cálculo indirecto del tamaño del efecto del programa de entrenamiento sobre el TdC en el estudio ya mencionado de Zebis et al. (2008) mediante la media y la desviación estándar, se obtiene una  $d=0.49$ . Este hecho podría indicar un efecto mayor de nuestro programa sobre esta variable en comparación con el programa de entrenamiento desarrollado por estos autores.

Durante el SC<sub>45ml</sub> también la VGRF se vio incrementada debido *posiblemente* al entrenamiento ( $d=0.21$ ). Nuestros resultados concuerdan con los publicados recientemente por de Hoyo et al. (2015), quienes consideran que después de un entrenamiento excéntrico los sujetos evaluados reducen el riesgo de lesión de rodilla al incrementar VGRF durante cambios de dirección abiertos ( $d=0.38$ ) y cerrados ( $d=0.72$ ). La justificación que dan los autores radica en que una disminución de la VGRF podría proceder de una menor capacidad de generar fuerza debido a la fatiga (Kellis y Kouvelioti, 2009).

En relación al aterrizaje, la técnica de caída parece ser importante para reducir el riesgo de lesión (Tillman et al., 2004). Para controlar las diferencias entre técnicas de aterrizajes, se les pidió a todos los sujetos que debían aterrizar con un solo pie y con las manos apoyadas en la cadera, sin darles más información sobre la forma idónea de aterrizar. Esta restricción de la información se llevó a cabo para no contaminar las estrategias de caída. De acuerdo con Corss (2013), las instrucciones que se les da a un sujeto para realizar un aterrizaje son fundamentales en el resultado cinético y cinemático del propio gesto deportivo, incluso, podrían contribuir a reducir significativamente las GRF's. Sin embargo, en el presente estudio ni el PF1 ni el PF2 difirieron significativamente antes y después de realizar el programa de entrenamiento. Si bien, valores similares de PF1 y PF2 han sido reportados en la literatura como rasgo relacionado con el desencadenamiento de lesiones de rodilla (Abián et al., 2008). Curiosamente, los sujetos que no entrenaron (GC) experimentaron un incremento del PF1 debido *probablemente* al paso de las 12 semanas ( $d=0.49$ ). Este hecho parece relacionarse directamente con la probabilidad de desarrollar lesiones de rodilla durante aterrizajes para el GC, lo que podría sugerir que el programa de entrenamiento ha servido para salvaguardar el PF1 en el GE, pues lo mantuvo prácticamente estable antes y después de 12 semanas de entrenamiento ( $d=0.01$ ). Según Pflum et al. (2004) altos picos de fuerza durante los contactos después de un aterrizaje suponen que se incrementa la carga soportada por el LCA de la rodilla; por tanto, programas de ejercicio como el desarrollado en este estudio, quizás contribuyan a mantener estas cargas y estarían garantizados los valores descritos mediante los picos de fuerza que se relacionan con el desencadenamiento de lesiones durante los aterrizajes.

Por otra parte, durante el SC<sub>30</sub> la Fuerza<sub>ML</sub> y la Fuerza<sub>AP</sub> se vieron reducidas *probablemente* debido al programa de entrenamiento ( $d_{ML} = 1.24$ ;  $d_{AP} = 0.52$ ). Durante el SC<sub>45</sub> solo se redujo la Fuerza<sub>ML</sub> debido al entrenamiento, no viéndose disminuida *de manera clara* la Fuerza<sub>AP</sub>. Esta reducción de la Fuerza<sub>ML</sub> y la Fuerza<sub>AP</sub> en los cambios abiertos podría estar relacionada con la disminución del riesgo de lesión de rodilla, ya que atendiendo a lo sugerido por Arampatzis et al. (2002) y Sigward y Powers (2007), un incremento en la Fuerza<sub>ML</sub> podría indicar un aumento del valgo de rodilla. Este fenómeno ha sido descrito en la literatura como elemento clave para el desencadenamiento de lesiones durante cambios de dirección, afectando a la estabilización de la rodilla durante estos gestos deportivos (Hewett et al., 2005). En

relación a la Fuerza<sub>AP</sub>, la reducción en ambos casos de esta variable después del programa de intervención puede indicar una disminución de la carga soportada por la rodilla en estos cambios de dirección abiertos, lo que podría indicar una disminución del riesgo de lesión de rodilla, como recientemente han comprobado Liu, Wu, Yao y Jeffrey (2014).

Finalmente, durante el SC<sub>45ml</sub> también la Fuerza<sub>ML</sub> se redujo *posiblemente* debido al entrenamiento ( $d=0.43$ ), mientras que la reducción de la Fuerza<sub>AP</sub> debida a la intervención *no fue clara* ( $d=-0.16$ ). Estos resultados podrían indicar que el entrenamiento redujo el valgo de rodilla reflejado a través de la Fuerza<sub>ML</sub> como así se había sugerido en estudios previos como el de Dempsey et al. (2009). Estas reducciones de valgo que podrían relacionarse con la consiguiente disminución en la Fuerza<sub>ML</sub> fueron previamente reflejadas por Tahrebandi (2007), quien después de 8 semanas de entrenamiento observó disminuciones del valgo de rodilla en jóvenes jugadoras de baloncesto.

En relación a los aterrizajes estas Fuerza<sub>ML-</sub> (hacia fuera o varo) también se redujeron *probablemente* debido al entrenamiento ( $d=-0.51$ ). Como indicaron Zebis et al. (2008) el entrenamiento preventivo podría reducir el riesgo de lesión de rodilla debido a un mejor control neuromuscular durante el contacto con el suelo, incluido el plano frontal. Una aportación que apoya este hecho puede ser la reducción del TdEst tras el aterrizaje (disminución en 0.93 s) debido *con total certeza* al programa de entrenamiento ( $d=-2.15$ ). Un menor TdEst podría indicarnos un mejor control muscular durante los aterrizajes, lo cual se relaciona con una mayor estabilidad articular (Silvers y Mandelbaum, 2007).

Por otro lado, aunque se registraron datos precisos de VGRF. Fuerza<sub>ML</sub> y Fuerza<sub>AP</sub>, en los últimos años la literatura asocia las lesiones de rodilla con variaciones en el momento de fuerza durante los cambios de dirección y aterrizajes (Myer et al., 2007; Plumlee 2011). Este momento de fuerza ofrece información sobre la fuerza de cizallamiento que se produce en la rodilla durante este tipo de gestos, lo que resulta de gran importancia ya que se ha evidenciado una clara relación entre una rotación en varo o en valgo del miembro apoyado en el suelo con un incremento de lesiones en la rodilla (Chapell et al., 2005). Por otro lado, el impulso mecánico, que es el cambio que experimenta dicho momento de fuerza, también fue analizado como una de las

principales novedades del presente estudio. En la literatura encontramos algún ejemplo, como el de Sauret (2011), en el que se relaciona el momento y el impulso, dando importancia al momento neto de la articulación y al cambio durante la fase de contacto con el suelo a través del impulso. En el presente estudio se han reflejado impulsos muy similares a los reportados por Camargo et al. (2006) durante cambios de dirección abiertos y cerrados. Estos investigadores no llevaron a cabo un entrenamiento preventivo, sino que verificaron cómo variaba el Impulso en tres situaciones distintas: (I) con zapatillas deportivas, (II) con vendaje elástico y (III) con vendaje funcional. Respecto al impulso, no se encontraron diferencias significativas entre los tres casos, lo que sugería que el vendaje no era una buena medida preventiva, al menos para modificar el impulso durante cambios de dirección abiertos y cerrados. En cualquier caso, nuestros resultados no mostraron resultados claros en ninguno de los cambios abiertos (SC<sub>30</sub> y SC<sub>45</sub>) o cerrados (SC<sub>45ml</sub>) tras el programa de entrenamiento, lo que nos hace plantearnos la sensibilidad de esta variable para detectar cambios en la estabilidad de tobillo o rodilla en acciones comunes en la práctica deportiva, como son los cambios de dirección. A pesar de ello, nuestro estudio refleja cómo durante el SC<sub>45ml</sub> se obtuvo una reducción del I<sub>Z</sub>, aunque *no fue* claro si este efecto fue a causa del entrenamiento (d=0.12). Esta reducción podría estar en la línea aportada por de Hoyo et al. (2015), quienes vieron reducido el impulso *posiblemente* debido a un entrenamiento con carga excéntrica (-6.8 [-17.2; 4.8]). Sin embargo, esta reducción se produjo durante un SC<sub>45</sub> y no en uno cerrado como se ha hallado en el presente estudio. Debido a que la energía absorbida durante la amortiguación está relacionada directamente con el uso de la energía elástica en la carrera (Hunter et al., 2005), la reducción en el impulso podría estar asociada a una disminución del riesgo de lesión de rodilla.

Al analizar estas variables durante los aterrizajes se pudo observar que el programa de entrenamiento disminuyó *muy probablemente* el I<sub>Z</sub> (d=-1.56 [-2.42; -0.71]). Según Sauret (2011), una reducción del impulso en un aterrizaje supone un descenso muy importante en el riesgo de sufrir lesiones de rodilla. Esto podría estar relacionado con una reducción de la fuerza de cizallamiento o compresiva durante aterrizajes monopodales, ya que, según numerosos autores, las fuerzas verticales compresivas acompañadas de rotaciones durante los aterrizajes podrían ser las responsables del incremento del riesgo de lesión (Van deer Harst et al., 2007; Ford, 2009; Quatman, 2009; Sauret, 2011; Root, 2013). A pesar de todo y según la literatura consultada,

parece que este es el primer estudio que analiza el impulso antes y después de llevar a cabo un programa de entrenamiento y lo evalúa a través de aterrizajes monopodales en sujetos físicamente activos.

Si nos centramos en las posibles diferencias de género derivadas del programa de entrenamiento, se pudo observar cómo en los SC<sub>30</sub> hubo diferencias significativas en el impulso entre hombres y mujeres antes de las 12 semanas de entrenamiento ( $p < 0.05$ ). Estas diferencias también aparecieron en el SC<sub>45ml</sub>, donde los hombres volvieron a reflejar valores significativamente mayores que las mujeres respecto al impulso y se dispararon después de la intervención. Aunque existe poca evidencia que haya analizado directamente el impulso como parámetro relacionado con el riesgo de lesión, algunos estudios sí han reportado datos sobre el momento de fuerza con resultados similares. De esta forma, una posible respuesta a nuestros resultados puede ser la explicada por Pollard et al. (2006), quienes obtuvieron un momento de fuerza significativamente menor en mujeres durante cambios de dirección. Sin embargo, el cambio de dirección que experimentaron los sujetos de su estudio fue de 45°.

### **11.3 Cinemática**

Al igual que la cinética, la cinemática constituye un contenido determinante para el análisis del riesgo de lesión de rodilla durante los cambios de dirección y aterrizajes de salto. A través de ésta rama de la biomecánica se manifiesta el control de las articulaciones durante estos gestos, haciendo que los ángulos descritos por las diferentes articulaciones que intervienen en la estabilización de la rodilla se evalúen y se controlen para estudiar el comportamiento de la rodilla (Potter et al., 2014). Los parámetros cinemáticos fueron estudiados en el presente estudio a través de fotogrametría en 2D que permitieron valorar tanto el ángulo de tronco, cadera, rodilla y tobillo durante los cambios de dirección y los aterrizajes. Los instantes que se evaluaron fueron en el primer contacto con el suelo y donde se producía el VGRF. Como criterio de normalización, todos los ángulos fueron medidos de manera interna respecto a la articulación.

#### *Estudio transversal (Fase 0)*

Parece evidente señalar que un ángulo de rodilla cercano a la extensión incrementa el riesgo de padecer una lesión (Tillman et al., 2004; Chappel et al., 2005; Pappas et al.,

2007; Ford, 2009; Sauret, 2011). Nuestros resultados muestran un  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  superior durante el  $\text{SC}_{30}$  respecto al resto de cambios de dirección ( $144.63^\circ \pm 7.65$ ). Sin embargo, comparando el  $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$  alcanzado es durante el  $\text{SC}_{45}$  cuando se alcanza la cifra más alta ( $125.16^\circ \pm 8.91$ ). Respecto a los  $180^\circ$  que supone la extensión completa de la rodilla, durante el  $\text{SC}_{30}$  se obtuvo un  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  respecto a la vertical (extensión) de  $35.37^\circ$  de media. Según comentan Markolf et al. (2004) ante flexiones de rodilla de  $40^\circ$  o menos se incrementa la traslación tibial soportada por el LCA y, por tanto, la tensión mantenida por el complejo articular, incrementándose el riesgo de lesión. Una estrategia preventiva debe ser aumentar esa flexión para absorber el impacto. Autores como Cochrane et al. (2007) fueron más allá determinando ángulos por debajo de  $30^\circ$  de flexión durante el primer contacto como elemento clave para producirse lesiones del LCA durante cambios de dirección y aterrizajes. Siguiendo a Markolf et al. (2004), nuestros resultados mostraron que para todos los cambios de dirección la  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  superó los  $30^\circ$  ( $\text{SC}_{30} = 35.37^\circ$ ;  $\text{SC}_{45} = 36.55^\circ$ ;  $\text{SC}_{45\text{ml}} = 38.57^\circ$ ) y se mantuvo por debajo de  $40^\circ$ , por lo que podría sugerirse que durante estas acciones los participantes estaban sometiendo a una tensión excesiva a la articulación que, por otra parte, podría también explicar, al menos en parte, los incrementos en la fuerza reportados en el apartado anterior.

Durante los aterrizajes, el  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  obtenido fue de  $145.8^\circ \pm 6.2$ , con una extensión de rodilla por tanto de  $34.1^\circ$ . Nuestros datos reflejan que la extensión media manifestada por la población estudiada no está por debajo del umbral de los  $30^\circ$ , aunque se acerca notablemente. Ésto podría incrementar la carga soportada por la rodilla ya que, como indican Blackburn y Padua (2008), durante los aterrizajes una mayor flexión de rodilla contribuiría a reducir la traslación tibial por una distribución de las fuerzas sobre el tendón del cuádriceps y el tendón rotuliano. Por su parte, Kristianslund y Krosshaug (2013) recientemente estudiaron la cinemática en aterrizajes desde una altura similar a la del presente estudio, encontrando una  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  de  $31.5^\circ$  y una flexión máxima de  $82.2^\circ$ . Nuestros datos se asemejan al ángulo inicial descrito por estos autores pero no al de flexión máxima ya que en el presente estudio se refleja un  $\text{Angulo}_{\text{maxRodilla}}$  de  $63.3^\circ$ , es decir,  $18.9^\circ$  menos. Una posible respuesta puede ser la diferencia de aterrizaje entre ambos estudios ya que en el de Kristianslund y Krosshaug (2013) los aterrizajes eran a dos pies. Este hecho puede indicar que durante el primer contacto la estrategia de aterrizaje no depende del tipo de apoyo (monopodal o bipodal)

y sí lo hace en la flexión máxima de rodilla. Un mayor rango de movimiento durante el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Rodilla}$  hasta el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Rodilla}$  puede indicar una estrategia protectora sobre la rodilla ya que, como indican Blackburn y Padua (2008), la carga se distribuye mejor mediante la movilización de la articulación a través de la flexión de rodilla.

Por otro lado, a pesar de existir una relación entre el ángulo de flexión de rodilla y el riesgo relativo de sufrir una lesión en la articulación, parece evidente manifestar que la estrategia biomecánica llevada a cabo durante cambios de dirección y aterrizajes no es exclusiva de la rodilla. Numerosos estudios han otorgado a otras articulaciones un papel determinante para reflejar una flexión de rodilla mayor o menor. En un estudio muy interesante de Imwalle et al. (2009) se corroboró que existía una influencia directa de la cadera sobre la rodilla durante cambios de direcciones. Según Potter et al. (2014) los cambios de dirección abiertos y cerrados condicionarán las estrategias biomecánicas manifestadas por los sujetos, ejerciéndose una mayor flexión de cadera en cambios abiertos respecto a los cambios cerrados de forma significativa. Nuestros resultados no se corresponden con los manifestados por estos autores, pues la flexión de cadera fue prácticamente la misma independientemente del tipo de cambio de dirección. Una posible respuesta puede ser que los aspectos cinemáticos se evaluaron en un circuito de agilidad con cambios de dirección abiertos y cerrados donde los deportistas hacían cambios de dirección distintos, dependiendo de su propia técnica. En relación a los aterrizajes, nuestros datos mostraron valores del  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  cercanos a  $10^\circ$  y del  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Cadera}$  cercanos a  $21^\circ$ . Estos valores fueron similares aunque ligeramente inferiores a los de van der Harst et al. (2007), quienes encontraron un  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  de  $12.4^\circ$  y máximo de  $29.6^\circ$  durante aterrizajes. El aterrizaje descrito en su estudio radicaba en hacerlo con una pierna pero después de realizar un salto horizontal máximo. En ambos casos, la flexión de cadera se alejó de la extensión lo que podría servir de efecto protector para la rodilla mediante la amortiguación y absorción de la carga. Una explicación es la que aportan McLean et al. (2005), quienes reflejan que mediante un control de la cadera y un rango de movimiento adecuado, podría ayudar a reducir el valgo de rodilla y, en consecuencia, reducir el riesgo de lesión.

Por su parte, el tronco también juega un rol importante sobre el ángulo de cadera y de rodilla. A pesar de la escasez de estudios que incluyan el tronco como elemento clave en el desencadenamiento de lesiones de rodilla, las aportaciones existentes son determinantes. Blackburn y Padua (2008) encontraron que ante una mayor flexión de

tronco la flexión de cadera y de rodilla se veían afectadas. En nuestro estudio, durante el SC<sub>45ml</sub> se produjo el menor Angulo<sub>in</sub>Tronco ( $98.9^\circ \pm 4.7$ ), acompañado también del menor Angulo<sub>in</sub>Rodilla (en extensión) ( $38.5^\circ$ ) y menor Angulo<sub>in</sub>Cadera ( $40.9^\circ \pm 4.5$ ). En el caso del aterrizaje, el Angulo<sub>in</sub>Tronco fue cercano a  $103^\circ$ , describiendo realmente una leve extensión de tronco (hacia atrás). En esa línea, mantener el tronco erguido o lo más próximo a posición recta durante maniobras de cambios de dirección o aterrizajes supone un incremento en el riesgo de lesiones de rodilla (Decker et al., 2003; Huston et al., 2001; Malinzak et al., 2001), ya que se incrementa la activación de la musculatura extensora de rodilla y disminuye la activación de la musculatura extensora de cadera (Powers, 2010). Sin embargo, según Keenan (2014), disponer de un rango de movimiento que acompañe a la flexión de tronco disminuye la posibilidad de influir negativamente sobre el valgo de rodilla. Este hecho hace que tanto en los cambios de dirección como en el aterrizaje mostrados en el presente estudio, el tronco intervenga sobre la activación de la musculatura pero no lo haga negativamente sobre el valgo de rodilla.

Por último, a pesar de que Hurd et al. (2004) manifestaran que los movimientos que ejerce el tobillo durante las maniobras deportivas son determinantes para el desencadenamiento de lesiones de rodilla, una reciente revisión de Weiss y Whatman (2015) ha mostrado que solo un estudio ha identificado una asociación entre un descenso de la flexión plantar de tobillo y lesiones de rodilla, en concreto, del LCA. Independientemente de la incidencia, el papel que juega el pie durante el contacto con el suelo está íntimamente relacionado con el ángulo desarrollado ya que éste contribuirá a la absorción de las GRF's y contribuirá a que no se transferirá la carga del mismo modo a la rodilla (Chaudhari y Andriacchi, 2006). Nuestros datos reflejan que durante el aterrizaje el Rango\_Dorsiflexion de tobillo fue de  $41.5^\circ$ . Este rango se asoció a una óptima flexión de rodilla en estudios previos (Fong et al., 2011), lo que podría indicar que, en la muestra de nuestro estudio, este parámetro no es determinante en el riesgo de lesión de la articulación.

Por otro lado, la literatura ha ofrecido una visión diferenciadora por género en la cinemática de rodilla, manifestándose estrategias biomecánicas distintas en relación con el incremento del riesgo de lesión de rodilla entre hombres y mujeres (Ford, 2009). En el presente trabajo, durante el SC<sub>30</sub> las mujeres reflejaron la Angulo<sub>max</sub>Rodilla (en extensión) ( $33.4^\circ$ ), aunque sin diferencias significativas respecto a los hombres ( $p=.080$ )

que reflejaron un ángulo cercano a 36°. Donde sí hubo diferencias significativas fue durante el SC<sub>45ml</sub>, donde las mujeres tuvieron un Angulo<sub>in</sub>Rodilla cercano a 146° y los hombres a 140°. Además, en el Angulo<sub>max</sub>Rodilla también encontramos diferencias significativas por género ( $p=0.006$ ), existiendo una mayor extensión en mujeres respecto a los hombres (indicativo de mayor riesgo lesivo). Estos resultados concuerdan con los mostrados por James et al. (2004) quienes llevaron a cabo un estudio comparativo por género durante cambios de dirección cerrados hacia 60° y reflejaron una Angulo<sub>in</sub>Rodilla en las mujeres 5.8° menor que en los hombres. En nuestro estudio, durante el SC<sub>45ml</sub> las mujeres flexionaron 6.4° menos que los hombres, observándose diferencias significativas respecto a éstos. Este hecho indica que la técnica de cambio de dirección que llevaron a cabo las mujeres podría estar relacionada con un incremento del riesgo de lesión de rodilla durante cambios de dirección cerrados. Además, en el estudio anteriormente indicado los investigadores hallaron que durante el Angulo<sub>max</sub>Rodilla las mujeres también superaron significativamente a los hombres en la extensión (64.1° y 61.4° respectivamente). Nuestros resultados son muy similares ya que los hombres manifestaron 61.8° de media y las mujeres 54.4°.

En relación con los cambios de dirección abiertos, durante el SC<sub>30</sub> se puede comprobar una tendencia mayor aunque no significativa en la extensión en mujeres respecto a hombres. Además, durante el SC<sub>45</sub> los valores de Angulo<sub>in</sub>Rodilla son prácticamente los mismos en hombres y mujeres, incrementándose la extensión de rodilla en mujeres en el momento de VGRF. En un reciente estudio Dai et al. (2015) evaluaron la cinemática de la rodilla de hombres y mujeres durante SC<sub>45</sub>. Los autores también hallaron una extensión superior en mujeres respecto a hombres en el momento donde aparecía VGRF. Un rango de flexión de rodilla mayor durante el aterrizaje podría servir como estrategia biomecánica para amortiguar el impacto y, por tanto, absorber la carga. En este sentido, las mujeres presentan un riesgo relativo de lesión de rodilla mayor que los hombres ya que reflejan una extensión mayor de rodilla durante el cambio de dirección, soportando el LCA mayor carga durante el gesto (Plum et al., 2004).

Respecto a los aterrizajes, en un estudio previo (Feria, 2011) se reportaron resultados de flexión de rodilla en hombres y mujeres muy parecidos a los que se muestran en el presente estudio, aunque en este trabajo no se han encontrado diferencias significativas de género. En esta línea, en el estudio previo las mujeres manifestaron tener una extensión significativamente superior a la de los hombres tanto en el Angulo<sub>in</sub>Rodilla

como en el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Rodilla}$ . Esta aportación está en consonancia con el estudio de Dai et al. (2015) donde las mujeres reflejaban mayor extensión de rodilla durante aterrizajes bipodales (hombres = 38.6°; mujeres = 32.3°). En todos los casos, las mujeres superaron a los hombres en extensión de rodilla durante los aterrizajes, lo que podría explicarse a través de la utilización distinta en la estrategia biomecánica entre género mediante una alteración en el control motor por parte del género femenino (Chapell et al., 2005). Aunque se discutirá en el punto siguiente, nuestros datos apoyan esta explicación pues durante los aterrizajes, los hombres y las mujeres reflejan diferencias significativas en la activación muscular tanto en cambios de dirección como en aterrizajes ( $p \leq 0.05$ ), como así habían sugerido previamente Sell et al. (2007).

En definitiva, parece ser que independientemente de la estrategia de aterrizaje utilizada, son las mujeres las que presentan un incremento en el riesgo de sufrir lesiones de rodilla al mostrar un mayor en el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Rodilla}$  y en el  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Rodilla}$ . Como está quedando patente a lo largo de este trabajo, el género supone un componente diferenciador en la cinemática de la rodilla y también en otras articulaciones vinculadas a ésta. A pesar de ello, nuestros resultados difieren con los aportados por Pollard et al. (2007) quienes estudiaron la cinemática de cadera en hombres y mujeres en  $\text{SC}_{45}$ , hallando diferencias significativas por género en la  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  (Hombres = 54.0°; Mujeres = 49.3°). En nuestro caso, no existieron diferencias significativas por género en esta ángulo durante el  $\text{SC}_{45}$  ( $p=0.623$ ), aunque la tendencia fue mayor en hombres que en mujeres en otros cambios abiertos como el  $\text{SC}_{30}$  (2.62% superior). También McLean et al. (2005) hallaron un  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  menor en mujeres respecto a hombres durante cambios de dirección. Este  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  menor podría estar muy relacionado con el valgo de cadera, lo cual provocaría una rotación interna de rodilla, incrementándose el riesgo.

Respecto al aterrizaje, Benjaminse et al. (2007) no encontraron diferencias significativas en el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  durante este gesto. Estos resultados concuerdan con los aportados en el presente estudio, pues hombres y mujeres no mostraron valores diferentes de  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Cadera}$  durante el aterrizaje ( $p=0.111$ ). En un estudio más reciente, Yamazaki et al. (2010) valoraron las diferencias cinemáticas de rodilla y cadera en hombres y mujeres durante una media sentadilla monopodal, comparándose dos grupos: un grupo de personas con lesión previa del LCA y otro de personas sanas. El grupo de mujeres lesionadas mostró una menor flexión de cadera respecto a las mujeres sanas, lo que se

relacionó con una estrategia que provoca un incremento de la carga soportada por la rodilla. Según nuestros resultados, las mujeres mostraron una tendencia menor respecto a los hombres en flexión de cadera durante el aterrizaje, lo que podría indicar que éstas ven incrementado su riesgo de lesión de rodilla respecto a los hombres. Si nos centramos en el tronco, Salci et al. (2004) indicaron que las mujeres mostraban una menor flexión de tronco que los hombres, contribuyendo a un mayor ratio de lesiones del LCA en mujeres respecto a los hombres. Nuestros resultados no aportan diferencias significativas entre hombres y mujeres para confirmar este fenómeno. En cualquier caso, serían necesarios nuevos estudios que permitiesen profundizar en el papel de esta articulación sobre el desencadenamiento de procesos lesivos en la rodilla.

Finalmente, en relación al tobillo, según nuestros resultados las mujeres mostraron un Rango\_Dorsiflexion mayor que los hombres durante los tres cambios de dirección. Concretamente, durante el SC<sub>30</sub> las mujeres superaron a los hombres de manera significativa en el ángulo de tobillo mantenido en el primer contacto, mientras que en el SC<sub>45</sub> lo hicieron en el ángulo de máxima flexión de tobillo. Según Backman y Danielson (2011) un rango de dorsiflexión inferior a 36.5° se relaciona con problemas de tendinopatías rotulianas. En este sentido, nuestros resultados muestran cómo todos los sujetos desarrollaron rangos superiores a este umbral, por lo que siguiendo a los mismos autores, la probabilidad de sufrir tendinopatía rotuliana se reduciría hasta un 1.8-2.1%, a diferencia de aquellos sujetos con valores superiores a 36.5° quienes tendrían casi un 30% de probabilidad de sufrir una tendinopatía rotuliana (Backman y Danielson, 2011).

#### *Estudio experimental (Fase 1 y 2)*

Como principales resultados en la cinemática de los participantes tras el programa de entrenamiento destaca una mejora en los ángulos de rodilla, cadera y tronco durante los cambios de dirección y aterrizajes. La modificación de estos patrones podría contribuir según numerosos autores a la reducción del riesgo de lesión de rodilla. Si bien una elevada extensión de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes de saltos ha sido considerada como parámetro determinante en las lesiones de la articulación (Hewett et al., 2005; Pollard et al., 2010; Kristianslund y Krosshaug, 2013), la relación cinemática de rodilla, cadera y tronco ha sido menos reportada por la literatura.

Autores como Blackburn et al. (2008) analizaron la relación de la flexión del tronco sobre la articulación de la cadera y la rodilla, demostrando la influencia del grado de flexión del tronco sobre la posibilidad de desarrollar lesiones de rodilla. Por su parte, Powers (2010) también describe el incremento en el riesgo de lesión de rodilla a través del ángulo del tronco, y afirma que una mayor flexión de tronco durante aterrizajes provoca un aumento de EMG en los extensores de cadera, por lo que un aterrizaje con el tronco erguido podría contribuir al aumento de la actividad muscular en la región posterior del muslo. Aunque el ángulo de flexión del tronco parece ser un importante elemento relacionado con las lesiones de rodilla, son escasas las aportaciones que hayan analizado el ángulo del tronco durante cambios de dirección. Este es el primer estudio que realiza este análisis durante diferentes cambios de dirección (SC<sub>30</sub>, SC<sub>45</sub>, SC<sub>45ml</sub>) y aterrizajes en sujetos físicamente activos no profesionales.

Según nuestros resultados, el Angulo<sub>inRodilla</sub>, Angulo<sub>maRodilla</sub> y el Angulo<sub>maxCadera</sub> se redujeron en el GE después del programa de entrenamiento durante todos los cambios de dirección. Sin embargo, *no está clara* la respuesta del ángulo del tronco durante el SC<sub>30</sub>. Una posible explicación podría ser que la estrategia para conseguir una mejor co-activación muscular dependa fundamentalmente de la rodilla y de la cadera como así habían sugerido previamente algunos autores (Wong y Van Heselen, 2010; Yamazaki, 2010) y en menor medida del tronco. Esto no ocurrió durante el SC<sub>45</sub> y SC<sub>45ml</sub>, donde todos los ángulos en el GE mejoraron *con casi total seguridad* debido al programa de intervención. Aunque la influencia del tronco sea menor que la de la cadera sobre la rodilla, parece oportuno establecer el momento en el cuál evaluar la flexión resulta más peligrosa. Siguiendo a Krosshaug et al. (2007), las lesiones de rodilla suelen producirse entre 17 y 50ms después del contacto inicial durante aterrizajes. Una posible aportación a este hecho es que todos los sujetos tardaron más de 50ms en estabilizarse, por lo que incidir en el ángulo de flexión de tronco, cadera y rodilla durante aterrizajes podría contribuir a la reducción de lesiones de rodilla. Como se ha mencionado en párrafos anteriores, la co-activación de la musculatura anterior y posterior depende de la cinemática que acompañe al gesto. A pesar de que se comprobará en el punto siguiente, el ratio de co-activación durante el aterrizaje mejoró significativamente después del programa de intervención, lo que ayuda a reducir el riesgo de lesión de rodilla precisamente por una mejor activación y disposición articular (variaciones del ángulo de flexión de rodilla y cadera).

Como detallaron Cochrane et al. (2007), un ángulo de flexión de rodilla crítico podría describirse en un umbral de extensión de rodilla de 30° o menos. Recientemente Powers (2010) anunció que los mayores problemas de rodilla se producen cuando la articulación soporta cargas en relativa extensión, es decir, con flexiones de rodilla menores a 40° respecto la vertical. Según estas informaciones, el programa de entrenamiento parece reducir el riesgo de lesión de rodilla ya que reduce significativamente el ángulo de extensión (flexiones mayores a 40°) en todos los cambios de dirección en comparación con el GC (43.4° versus 28.6° en SC<sub>30</sub> -d=0.70-; 41.4° versus 28.9° en SC<sub>45</sub> -d=0.92; 43.7° versus 28.29° en SC<sub>45ml</sub> d=0.70-) y durante el aterrizaje (35.6° versus 24.7° - d=1.77). Como se puede observar, el GE superó los 30° en todos los cambios de dirección y en el aterrizaje, siendo inferior a 30° los ángulos reflejados por el GC. Este hecho podría sugerir que el programa de entrenamiento reduce el riesgo de sufrir una lesión de rodilla en función del Angulo<sub>in</sub>Rodilla debido a una estrategia más eficaz para amortiguar el impacto, lo que deriva en una mejor absorción de la energía soportada por los elementos articulares.

Aunque no se hayan reportado los datos por la extensión del documento y el elevado número de variables analizadas, es interesante resaltar que en SC<sub>45</sub> hubo diferencias antes de realizar el entrenamiento entre hombres y mujeres del GE en el Angulo<sub>max</sub>Rodilla y Angulo<sub>max</sub>Cadera ( $p \leq 0.05$ ). Estos datos concuerdan con los reportados por Pollard et al. (2005), quienes analizaron las diferencias entre género durante cambios de dirección hacia 45° y mostraron un aumento de la extensión de rodilla en mujeres respecto a hombres. Sin embargo, en nuestro estudio, después del entrenamiento estas diferencias desaparecieron, mejorando las mujeres en casi 11° respecto al inicio del programa en el Angulo<sub>max</sub>Rodilla, lo que puede tener importantes implicaciones prácticas. Estos resultados también se dan en el Angulo<sub>max</sub>Cadera, donde el ángulo era menor en mujeres que el hombres y, de nuevo, coinciden con estudios previos como el de Pollard et al. (2007), quienes encontraron ángulos de cadera de 49.3° para las mujeres y 54.0° para los hombres, mientras que nuestros datos hablan de 50.7° para mujeres y 60.5° para hombres en la Fase 1. Después del programa de entrenamiento (Fase 2), tanto hombres como mujeres mejoraron estos ángulos, pasando a ser 62.8° en mujeres y 69.5° en hombres. Algo parecido ocurre en SC<sub>45ml</sub> donde existen de nuevo diferencias significativas entre género antes del periodo de entrenamiento (52.2° en mujeres versus 61.8° en hombres). También el entrenamiento

consiguió mejorar esas diferencias, consiguiendo 66.5° en mujeres y 68.1° en hombres. Si tenemos en cuenta que el ángulo de cadera parece ser una variable directamente relacionada con el momento de fuerza pico (Pollard et al., 2007) y con el incremento del valgo de rodilla (Cram, 2011). La modificación del ángulo de cadera podría contribuir a una reducción del riesgo de lesión de rodilla considerándose esta reducción como un importante efecto protector.

Tanto las mejoras durante cambios abiertos como cerrados parecen indicar que el programa de entrenamiento ayudó a modificar la cinemática de los participantes, mejorando el  $\text{Angulo}_{\max}\text{Rodilla}$  y el  $\text{Angulo}_{\max}\text{Cadera}$ , lo que, sin duda, podría tener una incidencia en la disminución del riesgo de lesión durante estos cambios de dirección, sobre todo en mujeres.

#### **11.4 Factores electromiográficos**

##### *Estudio transversal (Fase 0)*

Para analizar la respuesta EMG de los participantes, se valoró los RMS del músculo RF como músculo representativo del cuádriceps y la línea media del semimembranoso-bíceps femoral como músculo representativo de los isquiotibiales, siguiendo el mismo protocolo que Lim et al. (2009). Se obtuvo el ratio de co-activación dividiendo la activación de H/Q (Zebis et al., 2008). Como indican Dallinga et al. (2012) el ratio H/Q es uno de los mejores indicadores de una posible lesión de rodilla. Normalmente, una descompensación sobre la activación de la musculatura posterior respecto a la anterior supone un factor determinante para el desencadenamiento de la lesión (Powers, 2010). En virtud de un análisis detallado de la activación de la musculatura anterior y posterior, nuestros resultados describen que  $\text{RMS}_Q$  fue en la mayoría de los casos superior a  $\text{RMS}_H$  en todos los cambios de dirección, a excepción de  $\text{RMS}_{50}$  y  $\text{RMS}_{100}$  donde la activación de la musculatura posterior fue ligeramente superior a la anterior durante  $\text{SC}_{30}$ . Una mayor activación de la musculatura anterior podría describir mayores problemas del LCA, sobre todo cuando el ángulo de flexión de rodilla transcurre desde la total extensión hasta 30-45° (Li et al., 1999; Beaulieu, Lamontagne y Xu, 2008). Nuestros resultados cinemáticos mostraron que en todos los cambios de dirección la flexión de rodilla estuvo comprendida desde 0° (total extensión) hasta los 45°, por lo que esta activación de la musculatura anterior acompañada con estos ángulos de flexión de rodilla responderían *persé* a un incremento notable del riesgo de sufrir una lesión en la

articulación de la rodilla. Sin embargo, una activación superior de la musculatura anterior respecto a la posterior parece no ser suficiente. La activación de la musculatura posterior podría actuar como elemento protector en la traslación tibial y por tanto en la carga soportada por la rodilla (White, Lee, Cutuk, Harguens y Pedowitz, 2003). Sin lugar a dudas, el fenómeno que mejor describe el riesgo de lesión será el *timing* de activación muscular, pues hará corresponder cómo se relacionan las activaciones de la musculatura posterior respecto a la anterior (Malinzak et al., 2001; Sell et al., 2006; Palmieri-Smith, McLean, Ashton-Miller y Wojtys, 2009).

Nuestros resultados muestran un ratio de co-activación muy cercano a 1 en todos los cambios de dirección. Este hecho es clave para hablar de un efecto protector en referencia al control muscular que los participantes mostraron durante los cambios de dirección. Sin embargo, un 40% de los sujetos mostró durante estos gestos ratios de 0.8 o inferiores (sujetos que posteriormente pasarían a formar parte de la fase experimental), describiendo una co-activación peor de la musculatura posterior respecto a la anterior y por tanto incrementándose el riesgo de lesión (Cameron et al., 2003).

En relación a los aterrizajes, a pesar de que no se hayan reportado los datos resulta de gran interés mencionar que la activación de la musculatura anterior es significativamente mayor en  $RMS_{MVC}$  durante el aterrizaje en comparación con los cambios de dirección. Este hecho podría indicar que el aterrizaje supone un gesto técnico que incrementa la traslación tibial en mayor medida que los cambios de dirección debido a esta mayor activación. Este hecho es apoyado por Dai et al. (2014) quienes reportaron mayores picos de fuerza mantenidos durante aterrizajes respecto a cambios de dirección, estimando una mayor carga soportada por la rodilla. En esta línea, nuestros resultados de fuerza en el eje AP relatan una menor fuerza durante aterrizajes que en los cambios de dirección y en referencia a la aceleración parcial de la rodilla en el eje AP los datos del presente estudio muestran una aceleración menor durante aterrizajes que durante  $SC_{45}$  y  $SC_{45ml}$ . El  $SC_{30}$  sí muestra una aceleración parcial menor que en los aterrizajes. Por ello, lo reportado por Dai et al. (2014) no se ve reflejado en nuestro estudio con totalidad. Si bien, podría indicarse que el aterrizaje podría ser más peligroso para la articulación de la rodilla que el  $SC_{30}$  ya que la traslación tibial evaluada a partir de la activación de la musculatura anterior del muslo y la aceleración parcial en el eje AP son superiores en el aterrizaje. En cambio, un efecto protector

puede verse tanto en la flexión de rodilla descrita en el apartado anterior como en una co-activación cercana a 1 durante el aterrizaje.

Por otro lado, según nuestros resultados durante el SC<sub>30</sub> no existieron diferencias significativas entre hombres y mujeres en ninguna de las activaciones tanto la musculatura anterior como posterior del muslo, lo cual concuerda con los resultados obtenidos por Cowan y Crossley (2009), quienes demostraron que no hubo diferencias significativas entre género en el inicio de la actividad EMG en los principales músculos del muslo. Sin embargo, al analizar con detalle los ratios explosivos, es interesante observar como en el ratio H/Q<sub>50</sub> las mujeres superaron significativamente a los hombres, pasando la barrera del ratio H/Q = 1.1. Una posible respuesta podría ser la sobre-activación de la musculatura posterior del muslo debido a un reclutamiento de las unidades motoras descontrolado en la musculatura posterior del muslo que suele caracterizar a las mujeres (Beaulieu, Lamontagne y Xu, 2008). Esto puede significar un elemento negativo para el incremento del riesgo de lesiones ya que, como indican Ghering et al. (2009), la activación simultánea de la musculatura anterior y posterior del muslo conlleva un mejor control de la articulación de la rodilla. Durante el SC<sub>45</sub> no solo las mujeres presentan un ratio H/Q<sub>50</sub> significativamente mayor que los hombres, sino que este fenómeno también ocurrió en el ratio H/Q<sub>100</sub>.

Durante los aterrizajes los hombres del presente estudio manifestaron una activación del cuádriceps significativamente mayor que la de las mujeres ( $p \leq .05$ ). Este hecho podría explicar un incremento del riesgo relativo de sufrir una lesión de rodilla debido a que activaciones superiores de la musculatura anterior del muslo están relacionadas con traslaciones tibiales más fuertes, por lo que la carga soportada por el LCA en movimientos de frenada en el aterrizaje se incrementa (Powers, 2010). Pero atendiendo al ratio H/Q, curiosamente los hombres manifiestan un ratio de co-activación más cercano a 1 que las mujeres, incluso, existiendo diferencias significativas para el ratio H/Q<sub>50</sub> y el H/Q<sub>150</sub>. Este hecho se explica mediante la pobre activación de la musculatura posterior del muslo respecto a la anterior en las mujeres, quienes lejos de mantener un control positivo en la articulación definido a través del ratio, podrían incrementar el riesgo de sufrir una lesión por la fuerza ejercida por el cuádriceps respecto a la de los isquiotibiales (Sell et al., 2007).

### *Estudio experimental (Fases 1 y 2)*

Uno de los factores más determinantes en el desarrollo de una lesión de los MMII y concretamente de rodilla ha sido explicada en la literatura mediante factores electromiográficos (Croiser et al., 2008; Andersson, 2012). En deportistas profesionales parece claro que la activación de la musculatura anterior y posterior del muslo es sumamente importante para determinar el riesgo de sufrir lesiones de rodilla, habiendo sido utilizado el ratio H/Q respecto al MVC en numerosos estudios (Soderman et al., 2001; Cameron et al., 2003; Zebis et al., 2008). Sin embargo, bajo nuestro conocimiento, este es el primer estudio que aplica un programa de entrenamiento específico a una población no profesional y físicamente activa y con alto riesgo de lesión de rodilla, para analizar la evolución en los parámetros relacionados, dotando como novedad el análisis del ratio  $H/Q_{\text{EXPLOSIVO}}$ .

Es comúnmente aceptado que un ratio H/Q cercano a 0.8 podría considerarse como punto de inflexión en el desarrollo de una lesión en los MMII (Cameron et al., 2003). Aunque el área descrita por debajo de este ratio incrementa la posibilidad de sufrir una lesión, la metodología de cálculo de ratio ha sido muy discutida en los últimos años. Hasta la fecha, el ratio H/Q se ha determinado con la referencia normalizada de la activación en un MVC. En 2011, Zebis et al. (2011) sugieren que en acciones dinámicas deportivas, el ratio H/Q respecto al MVC no es un parámetro que explique la realidad de los sujetos que practican actividad física. La justificación es que durante las acciones motrices, nunca se desarrollará una acción parecida a la de un MVC. Las acciones de cambios de dirección y aterrizajes de salto son acciones explosivas, y atendiendo a Krosshaug et al. (2007), las lesiones de rodilla se acentúan en los primeros milisegundos del contacto con el suelo cuando el nivel de activación no ha permitido aún alcanzar porcentajes cercanos al 100% del máximo; por este motivo, resulta determinante estudiar el ratio  $H/Q_{\text{EXPLISVO}}$  que se centra en los primeros instantes de la acción.

A pesar de ello, nuestro trabajo ha estudiado el ratio H/Q de una forma tradicional y también explosiva, mediante la referencia del MVC y del primer segundo en acción de contracción máxima explosiva. Como ha podido observarse anteriormente en la Fase 0, todos los ratios se acercan a 1, donde podría sugerirse una co-contracción de la musculatura anterior y posterior adecuada; sin embargo, de la muestra inicial se

escogieron a aquellos con peores ratios de activación (mayor riesgo relativo) y pasaron a integrar la muestra que participaría en el programa específico de entrenamiento.

Respecto a la activación de la musculatura anterior, durante el SC<sub>30</sub> el GE experimentó una disminución significativa debido con *la mayor certeza posible* al programa de entrenamiento (RMS<sub>MVC</sub>, d=-0.73; RMS<sub>50</sub>, d=-0.86; RMS<sub>100</sub>, d=-0.82; RMS<sub>150</sub>, d=-0.54; RMS<sub>200</sub>, d=-0.62). Sin embargo, la activación de la musculatura posterior del muslo *no fue clara* en ninguno de los casos, manteniéndose prácticamente igual en la Fase 1 y Fase 2. Esta reducción de la activación de la musculatura del cuádriceps en el GE podría deberse a un mejor *timing* de co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo; este descenso de la activación del cuádriceps además podría explicar una menor traslación tibial en los momentos críticos del gesto deportivo y, por tanto, se reduzca la tensión soportada por el LCA (Sigward y Powers, 2006). Una circunstancia muy similar la encontramos durante el SC<sub>45</sub> en el que GE disminuyó la activación de la musculatura anterior y manteniendo la posterior al menos, durante los 200 primeros ms, siendo ambas muy parejas. Sin embargo, el GC con el paso de las 12 semanas disminuyó tanto la activación del cuádriceps como de los isquiotibiales. Una posible respuesta puede ser que el programa de entrenamiento había enfocado las últimas semanas hacia la mejora del control neuromuscular sobre gestos deportivos de cambios de dirección y aterrizajes de salto mediante superficies inestables, trabajo de coordinación y combinación de estímulos que otorgan, sugerentemente, un mejor control neuromuscular al GE.

También la activación durante el aterrizaje fue estudiada. En este caso, la activación de la musculatura anterior fue muy parecida a lo ocurrido anteriormente. Sin embargo, la activación de la musculatura posterior del muslo aumentó en el GE en todas las mediciones *muy probablemente o con total seguridad* debido al programa de entrenamiento. Este fenómeno puede ser explicado por una protección de la musculatura isquiritibial sobre el LCA (Simonsen et al., 2000), pues la activación durante el contacto con el suelo de la musculatura posterior podría estar muy relacionada con seguir una estrategia biomecánica que absorba el impacto y el LCA disminuya la tensión soportada.

A pesar de controlar la activación independiente de la musculatura anterior y posterior del muslo, parece evidente que su interrelación evaluada a través del ratio H/Q dotará de una información más útil en los procesos de lesión de la articulación. Analizando el

ratio  $H/Q_{MVC}$  durante el  $SC_{30}$ , no existen diferencias significativas antes y después de realizar el programa de entrenamiento en ambos grupos, por lo que el efecto del programa de entrenamiento es *poco claro* ( $d=0.06$ ). Aunque resultados similares fueron encontrados por Brown (2011), quien en su tesis doctoral, diferenció varios tipos de entrenamientos y su incidencia sobre los factores asociados a la lesión de rodilla. Brown reflejó que un entrenamiento neuromuscular modificaba, aunque no significativamente, el ratio  $H/Q$ . En nuestro caso, preferimos inclinarnos más por una falta de especificidad de la estrategia de análisis empleada ya que, como se indicó previamente, el ratio tradicional podría no ser demasiado sensible en acciones explosivas. Este hecho se ve reforzado al observar las mejoras obtenidas en  $H/Q_{50}$  (0.43 [-0.95; 1.81]) y  $H/Q_{100}$  (1.00 [-0.09; 2.08]) en el GE tras el programa de entrenamiento. Además, en el resto de ratios el GC manifestaron valores cercanos al 0.8, por lo que el riesgo de lesión en este grupo se veía incrementado. Una posible respuesta a nuestros resultados es la reportada por Greco et al. (2012), quienes otorgan al ratio explosivo de una mayor implicación e idoneidad respecto al ratio tradicional, encontrando diferencias significativas entre ambos. Respecto al  $SC_{45}$  y al  $SC_{45ml}$  todos los ratios mejoraron significativamente en el GE y fueron muy cercanos a 0.8 en el GC después de las 12 semanas *probable* o *muy probablemente* debido al programa de entrenamiento. Según Zebis et al. (2011), una mejora en estos ratios podrían describir una protección sobre las lesiones de rodilla durante cambios de dirección. En definitiva, parece ser que en los primeros instantes (50 y 100 ms) de la acción, que es la más comprometida para la articulación, son necesarias estrategias de co-activación que deberían ser entrenadas; por este motivo, el GE entrenó los gestos técnicos de los que posteriormente sería evaluado mediante un protocolo específico de mejora de la propiocepción y coordinación neuromuscular lo que, como hemos podido observar, revirtió en una mejora de la co-activación durante los gestos técnicos analizados. De hecho, la co-activación puede ser explicada debido a una mejora en el mecanismo neuromuscular durante la acción dinámica de la rodilla, suponiendo una adaptación en la estrategia de control neuromuscular por parte de los sujetos del GE (Wilderman et al., 2009). Según Zebis et al. (2008), la activación de la musculatura posterior describe un rol elemental en la reducción del riesgo de lesión, pues es esta musculatura la que normalmente tarda en activarse respecto a la musculatura del cuádriceps. En los primeros 50, 100, 150 y 200 ms fue significativamente mayor el ratio (más cercano a 1) después de las 12 semanas de entrenamiento en el GE.

En el presente estudio, los mecanismos de control neuromuscular han sido abordados desde diferentes perspectivas; por un lado, con un trabajo específico de la fuerza en el que se progresó desde un mayor componente isométrico hacia un mayor componente concéntrico y excéntrico. Al igual que Coppack et al. (2011) nuestro programa de entrenamiento también integraba ejercicios isométricos que, según estos autores, incidía en una reducción del dolor y de las molestias en la rodilla. En nuestro caso, según el Follow-up hasta el sexto mes no se reportaron molestias en la rodilla en los sujetos del GE. Como ya hicieran Killgallon et al. (2007) el trabajo concéntrico y excéntrico jugó un papel fundamental en nuestro programa. En su caso, después de 7 semanas se redujo el momento de fuerza de la rodilla y se mejoró la co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo. En nuestro caso, tanto el  $I_z$  como la co-activación mejoraron después del programa de entrenamiento. Una posible explicación puede ser la que Asklig et al. (2003) hallaron mediante el trabajo de la componente excéntrica de la fuerza. En sus resultados indicaron que el número de lesiones en los MMII se redujo gracias a una mejor activación de la musculatura isquiotibial. Nuestros resultados apoyan este fenómeno no solo mediante la activación de los isquiotibiales en gestos como los aterrizajes, sino también a través de un mejor control neuromuscular con una co-activación cercana a 1 en el GE.

Por otro lado, para continuar con la mejora neuromuscular el programa de entrenamiento se basó también en el componente propioceptivo. Al igual que Vanmeerhaeghe et al. (2008) nuestro programa de intervención estableció 12 semanas de intervención y, en todas ellas, existió este contenido. En su estudio, los autores también describieron criterios de progresión mediante secuenciación de dificultad, repeticiones y acotación del sistema visual. En su trabajo encontraron una reducción de entre el 64% y el 76% debido a una mejora del control neuromuscular. Desde un prisma más novedoso, coincidiendo con trabajos anteriores (Sañudo et al., 2012a; Sañudo et al., 2012b), nuestro programa integró el entrenamiento mediante WBV. En ambos casos se reportó un aumento de la estabilización de la rodilla atribuible a una posible mejora neuromuscular. Una de las diferencias que radica entre ambas intervenciones es que en el presente estudio el trabajo vibratorio duró las primeras 7 semanas, y los casos anteriores, la intervención fue aguda (6 intentos en un solo día).

Por último, el componente de equilibrio y coordinación también fueron tratados en el programa de entrenamiento para incidir sobre otro de los componentes clave del control

neuromuscular. Como señalan Tous y Romero (2011), el trabajo de coordinación y equilibrio suponen un elemento clave para la mejora neuromuscular. Mandelbaum et al. (2005) añadieron ejercicios de equilibrio y coordinación en su programa preventivo en 1041 sujetos pertenecientes a 52 equipos de fútbol. Como resultado principal encontraron una reducción del 88% de los problemas de rodilla en relación a los 1905 que no entrenaron. Este entrenamiento tuvo una incidencia positiva sobre el sistema sensoriomotor, por lo que los problemas de rodilla se vieron reducidos a través de un mejor control neuromuscular. Nuestros resultados apoyan este fenómeno ya que tanto el contenido de equilibrio como de coordinación estuvieron presentes en el programa de entrenamiento, y como se ha podido comprobar, el GE mejoró la co-activación tanto en los cambios de dirección como en los aterrizajes.

Precisamente durante los aterrizajes monopodales, todos los ratios mejoraron significativamente en el GE después de las 12 semanas de entrenamiento. Según nuestros resultados, el programa de entrenamiento reduce el riesgo de lesión a través del factor EMG asociado, al menos, incide positivamente en la co-activación mediante el ratio H/Q que ha sido sugerido como un factor protector de la articulación. Nuestros resultados concuerdan con lo descrito por Griffin et al. (2006), quienes también describen la co-activación como un elemento protector de la articulación de la rodilla; si bien, como ha quedado patente a lo largo de este trabajo, la posible incidencia preventiva frente a lesiones de rodilla que puede tener nuestro programa de intervención no solo se debería a la incidencia sobre la co-activación de la musculatura anterior y posterior del miembro dominante, sino también a través de una disminución *muy* probablemente o *con total* certeza del impulso mecánico ( $d=-1.56$ ) y del TdEst ( $d=-2.15$ ) respectivamente. Esto puede explicar que la conjunción de estos tres factores (óptima co-activación de la musculatura anterior y posterior del miembro dominante, junto con un menor impulso y tiempo de estabilización) obligue a la articulación a amortiguar una menor fuerza de cizallamiento en el momento de giro interno durante un menor tiempo. En el siguiente punto se analizarán las principales correlaciones encontradas entre las distintas variables, hallando relaciones que podrían dar explicación a muchas de las incógnitas que nos surgen en cuanto a los efectos preventivos de intervenciones de este tipo.

### 11.5 Relación de los factores cinéticos, cinemáticos y EMG

Como ha podido comprobarse en apartados anteriores el riesgo relativo de sufrir una lesión de rodilla es, en esencia, dependiente de numerosos factores que interactúan entre sí y que vienen determinados por la interacción de factores cinéticos, cinemáticos y de EMG. Sin embargo, en el presente estudio ha podido observarse cómo esos parámetros relacionados con las lesiones de rodilla han sufrido modificaciones mediante un programa de ejercicio físico diseñado para tal fin. Por ello, las relaciones entre las distintas variables pueden dotar de una visión esclarecedora sobre el riesgo definitivo de sufrir una lesión de rodilla.

En primer lugar, atendiendo a los parámetros cinéticos y cinemáticos que afectan a la EMG, son numerosos los estudios que han establecido correlaciones entre ellos. Aunque se ha descrito el incremento del riesgo de lesión de rodilla a través de las variables cinéticas de forma independientemente durante la discusión de este trabajo, Beaulieu et al. (2008) comprobaron que existía una relación directa entre la abducción de rodilla y la actividad muscular durante cambios de dirección. Según nuestros resultados, las mejores co-activaciones después del programa de intervención se produjeron en el GE donde además pudo observarse una disminución de la Fuerza<sub>ML</sub> en cambios abiertos ( $SC_{30} = 1.24 [0.07; 2.41]$ ;  $SC_{45} = 1.63 [0.02; 3.23]$ ) y en cambios cerrados ( $0.43 [-0.94; 1.80]$ ). En el presente estudio se observó una tendencia hacia una asociación entre la Fuerza<sub>ML</sub> y el ratio  $H/Q_{MVC}$  durante los cambios de dirección. Esta tendencia se confirmó durante los aterrizajes, donde se halló una correlación fuerte entre ambas variables confirmada mediante regresión lineal ( $R^2=0.507$ ). Este hecho implica que una mayor Fuerza<sub>ML</sub> respondería a un incremento del varo o el valgo del miembro que contacta con el suelo, haciendo que el ratio de co-activación se desvirtúe. Podemos intuir un incremento del riesgo de lesión no solo por el aumento del varo/valgo, sino que este fenómeno acontecerá una peor activación de la musculatura anterior y posterior la cual no proteja a la articulación de la rodilla.

Sin embargo, no podría entenderse la Fuerza<sub>ML</sub> independientemente del complejo GRF en todas las direcciones. En este sentido, Plumlee (2011) definió las GRF en el eje ML y en el eje AP como elemento clave para el desencadenamiento de una lesión de rodilla. Incluso, Smith et al. (2010) relacionaron la VGRF con la variación de la actividad EMG. Según nuestros resultados, el incremento de VGRF después del programa de

entrenamiento podría responder a una co-activación mejor de la musculatura, protegiendo a la articulación de la rodilla y ejerciendo una VGRF mayor, lejos de estar fatigado el miembro durante los cambios de dirección y aterrizajes (Benjaminse et al., 2008). Estos autores también determinaron como variable clave la flexión de rodilla, relacionando por tanto un menor flexión como elemento crucial para aumentar el riesgo de lesión de la articulación. Según nuestros datos, VGRF se asoció muy fuertemente con la  $ACC_{RODILLA Z}$  durante  $SC_{30}$  ( $R^2=0.907$ ). Durante el  $SC_{45}$  también se encontró una correlación entre VGRF y el  $I_z$  soportado por la estructura de la rodilla ( $R^2=0.280$ ) y el ratio  $H/Q_{150}$  ( $R^2=0.172$ ). Estas asociaciones entre la VGRF, el impulso y el ratio de co-activación podrían explicar un acontecimiento de lesión o, al menos, una carga mayor soportada por la rodilla, incrementándose el riesgo de sufrir cualquier problema articular. Estas implicaciones biomecánicas a su vez se corresponden con el incremento de la aceleración de rodilla, lo cual podría ofrecernos información sobre el papel que juega el acelerómetro en la evaluación del riesgo de lesión en la práctica de actividad física durante los cambios de dirección. En definitiva, este hecho podría suponer que en el futuro se prescindiera de aparatos de gran tamaño y coste como son las plataformas de fuerza en favor del uso de elementos más pequeños y económicos que doten de una validez ecológica a la prueba y suponga una aportación más ajustada a la realidad deportiva de la población.

En lo que respecta a la fuerza vertical durante los aterrizajes, autores como Yi et al. (2003) relacionaron un mayor VGRF con una actividad EMG asociada al riesgo de lesión en sujetos que aterrizaban desde alturas de 40cm. Según nuestros resultados y a pesar de que la altura del aterrizaje del actual experimento fuera de 30cm, se halló una correlación entre PF1 y el ratio  $H/Q_{100}$  ( $R^2=0.385$ ). Esta asociación podría indicarnos el riesgo relativo que produce una técnica de amortiguación inadecuada sobre la co-activación muscular en los aterrizajes, y podría estar relacionada con el desencadenamiento de lesiones.

Por otro lado, Pascual-Huerta (2010) identificó en su tesis doctoral los determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla durante la marcha. Según este autor, el impulso es resultado del incremento de VGRF,  $Fuerza_{ML}$  y  $Fuerza_{AP}$ . En esta línea, nuestros resultados han mostrado que antes del programa de entrenamiento el GE reflejó una  $Fuerza_{AP}$  significativamente mayor respecto al GC durante  $SC_{30}$ . Aunque se vio reducida después del entrenamiento, durante el mismo cambio de dirección el GE

continuó manifestando un valor significativamente mayor de Fuerza<sub>AP</sub> que el GC. En el resto de cambios de dirección, no hubo diferencias significativas entre los grupos. Este valor de Fuerza<sub>AP</sub> superior en el GE podría indicar un riesgo de lesión en sí mismo. Sin embargo, nuestros resultados han mostrado una correlación muy fuerte entre la Fuerza<sub>AP</sub> y VGRF ( $R^2=0.618$ ). Como se ha mencionado anteriormente, en el SC<sub>30</sub> encontramos una correlación entre VGRF y la ACC<sub>RODILLA Z</sub> ( $R^2=0.907$ ). Probablemente, este hecho suponga una reducción de la energía soportada por la rodilla en los sujetos que entrenaron y, por tanto, signifique una reducción del riesgo de lesión. En esta misma línea, durante el SC<sub>45</sub> se encontró una correlación entre el I<sub>Z</sub> y VGRF ( $R^2=0.280$ ), por un lado, y del I<sub>Z</sub> y el Angulo<sub>inRodilla</sub> ( $R^2=0.193$ ), por otro. De nuevo, la disminución del I<sub>Z</sub> podría asociarse a una reducción del riesgo de lesión de rodilla ya que a mayor impulso menor es Angulo<sub>inRodilla</sub> durante el cambio de dirección (mayor extensión), coincidiendo con lo mencionado por Ford (2009), quien asocia un incremento en el riesgo de lesión de rodilla con una mayor extensión de la misma durante el gesto deportivo.

A pesar de las asociaciones descritas entre VGRF, Fuerza<sub>ML</sub> y Fuerza<sub>AP</sub>, es inevitable reconocer la existencia de una fuerza mayor soportada por la articulación en un eje AP, lo que podría relacionarse con un incremento del riesgo de lesión de rodilla, ya que como indican Trimble et al (2002), una mayor Fuerza<sub>AP</sub> podría ser el reflejo de soportar mayor carga en el LCA, respondiendo así a una excesiva traslación tibial relacionada con la lesión de rodilla. Nuestro estudio no ha evaluado en exclusividad la Fuerza<sub>AP</sub>, y como estrategia metodológica para evaluar el riesgo relativo a través de la traslación tibial, la activación muscular y la ACC<sub>RODILLA AP</sub> también fueron evaluadas. Una aportación de nuestros resultados radica en la correlación encontrada durante el SC<sub>45</sub> entre la Fuerza<sub>AP</sub> y el TdC ( $R^2=0.216$ ) y entre la ACC<sub>RODILLA AP</sub> y el ratio H/Q<sub>150</sub> ( $R^2=0.194$ ). Este hecho podría indicar que es necesario incrementar la Fuerza<sub>AP</sub> para describir una mejor co-activación en un menor TdC durante el cambio de dirección. En lo que respecta al aterrizaje, esta mayor Fuerza<sub>AP</sub> se asocia con el Angulo<sub>inCadera</sub> ( $R^2=0.162$ ). Este hecho podría responder a que es necesario un control antero-posterior del miembro dominante soportando una carga determinada por la rodilla para que, a la vez que se produzca una mejor co-activación, el ángulo de flexión de cadera contribuya a un óptimo ángulo de flexión de rodilla y así absorba mejor la energía.

Markolf et al. (2004) informaron que la fuerza del cuádriceps puede aumentar la traslación tibial anterior e incrementar la tensión soportada por el LCA, sobre todo en flexiones de rodilla de 40 grados o menos. En el presente estudio, no existieron diferencias entre la activación del cuádriceps entre GE y GC después del entrenamiento. Sin embargo, al analizar las correlaciones entre las mejoras en la cinemática y las variaciones en la respuesta EMG, puede apreciarse cómo durante los SC<sub>45ml</sub> existe una asociación entre el Angulo<sub>inRodilla</sub> y el ratio H/Q<sub>MVC</sub> ( $R^2=0.249$ ). Esto podría indicar que el ángulo descrito por el GE en la flexión de rodilla durante estos cambios de dirección podría contribuir a una mejor co-activación relacionada con la prevención de lesiones de rodilla ya que, después del entrenamiento, este ángulo fue como indican Markolf et al. (2004) menor de 40° (35.59°), por lo que el programa de entrenamiento parece haber contribuido a la reducción de lesiones debido a una mejora EMG en los momentos donde se describen ángulos de flexión de rodilla previsiblemente peligrosos para la articulación.

Otros autores también han relacionado la activación de la musculatura anterior del muslo con el incremento de tensión del LCA debido a una mayor traslación tibial durante cambios de dirección (Bencke y Zebis, 2011). Autores como Melnyk et al. (2009) sugirieron que activaciones de la musculatura posterior del músculo podrían reducir la carga soportada por el LCA. Nuestros resultados apoyan esta teoría durante los aterrizajes ya que la activación de los isquiotibiales se incrementó en el GE obteniendo además un ratio H/Q mejor que antes del entrenamiento. Un aspecto interesante a resaltar es que además, estos cambios estaban inversamente relacionados con la aceleración que soportaba la rodilla en cambios de dirección, ya que durante el SC<sub>45</sub> se halló una correlación entre la ACC<sub>RODILLAAP</sub> con el ratio H/Q<sub>150</sub> ( $R^2=0.194$ ). Nuestros resultados concuerdan con lo descrito por Bencke y Zebis (2011), añadiendo además que la traslación tibial podría evaluarse mediante acelerometría, lo cual reduciría la complejidad del proceso.

Según nuestros datos, aunque la Fuerza<sub>AP</sub> sea mayor en el GE respecto al GC después del entrenamiento, el ratio H/Q durante todos los cambios de dirección mejoró significativamente tras el programa para el GE, lo que parece responder al factor más importante en la prevención de lesiones durante cambios de dirección (Dallinga et al, 2012; Jordan et al., 2014). Esto concuerda con los resultados mostrados por Gehring et al. (2009), quienes indican que la activación simultánea de todos los responsables de la

musculatura de la rodilla probablemente conlleve hacia un mejor control del movimiento de la propia articulación. En definitiva un importante logro del presente estudio es que, a pesar de que el GE manifieste una Fuerza<sub>AP</sub> significativamente mayor, el ratio H/Q y la aceleración de la rodilla se modifican después del programa de entrenamiento, pudiendo contribuir a que la traslación tibial que aparece en cambios de dirección se mitigue, y el programa de entrenamiento sea el responsable de mejorar el ratio H/Q y la aceleración de la rodilla. La implicación de una menor traslación tibial y una protección mayor de esta traslación hace que se reduzca la carga soportada sobre el LCA. Este hecho es apoyado por Lim et al. (2009), quienes aseguran que después de un programa de entrenamiento preventivo, se reduce el riesgo de lesiones del LCA.

Como se ha podido comprobar en apartados anteriores el carácter de activación de la musculatura anterior y posterior del muslo supone una estrategia de protección de lesiones de rodilla ante cambios de dirección y aterrizajes de salto. No se puede obviar que respecto a esta activación, evaluada en el presente trabajo mediante RMS y ratio H/Q, son numerosas las variables de las que depende, estableciéndose un complejo sistema de interrelaciones entre sí que harán que exista un efecto protector ante la posibilidad de desarrollar una lesión en la rodilla.

En cuanto a la Fuerza<sub>ML</sub>, los sujetos del GE redujeron significativamente estos valores después del programa de entrenamiento en todos los cambios de dirección. En este caso, tanto la fuerza ejercida en varo (cambios abiertos) como en valgo (cerrados), fue menor en el GE. A diferencia de numerosos autores (Borotikar, 2009; Ashley, 2009; Yamazaki y Muneta, 2010), en el presente estudio no se ha definido el varo y el valgo de rodilla durante los cambios de dirección de manera goniométrica, sino que nuestra aportación incluye elementos innovadores para tratar de dar respuesta mediante variables cinéticas y de acelerometría. En esta línea, se ha analizado la Fuerza<sub>ML</sub> y tanto la ACC<sub>TOBILLOML</sub> como la ACC<sub>RODILLAML</sub>. De acuerdo con Arampatzis et al. (2002) un incremento de la Fuerza<sub>ML</sub> se relaciona con el valgo y el varo de rodilla, lo que podría representar un factor determinante en el desencadenamiento de lesiones de rodilla. Bajo nuestro conocimiento este es el primer estudio que aporta una visión del varo y valgo de rodilla mediante la Fuerza<sub>ML</sub>, la ACC<sub>RODILLAML</sub> y la ACC<sub>TOBILLOML</sub>, y cuál es su respuesta ante un programa de intervención. Por ello, nuestro programa de entrenamiento podría reducir el riesgo de lesión de rodilla mediante las asociaciones encontradas entre la Fuerza<sub>ML</sub> en valgo y el Angulo<sub>maxRodilla</sub> ( $R^2=0.183$ ), y con el Angulo<sub>inCadera</sub>

( $R^2=0.261$ ) durante los aterrizajes. En el mismo gesto también se encontró una asociación entre la Fuerza<sub>ML</sub> en varo y el ratio H/Q<sub>MVC</sub> ( $R^2=0.507$ ).

Recientemente, Nilstad et al. (2014) han aceptado la posibilidad de identificar el varo y el valgo de rodilla a través de observación real del gesto deportivo por parte de los profesionales mediante grabaciones de los propios gestos. Aunque nuestro análisis por fotogrametría apoya este hecho, una de las novedades del presente estudio es aportar los valores de Fuerza<sub>ML</sub>, I<sub>ML</sub> y la ACC<sub>RODILLA</sub>ML antes y después de llevar a cabo el programa de entrenamiento. En este sentido, la Fuerza<sub>ML</sub> fue reducida significativamente después del programa de entrenamiento y estas mejoras fueron fuertemente asociadas con un ángulo de rodilla y cadera mejor y también con una óptima co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo. De la misma forma, el I<sub>ML</sub> fue mejor en el GE durante SC<sub>45</sub> y SC<sub>45ml</sub>. Nuestros resultados están en consonancia con Ford (2009), quienes relacionan un menor riesgo de lesiones de rodilla con una reducción del momento de fuerza en valgo y varo durante las fases de contacto del pie con el suelo. A pesar de ello, según el análisis por correlaciones bivariadas, no se halló ninguna asociación del I<sub>ML</sub> con ninguna de las variables estudiadas.

Además, la ACC<sub>RODILLA</sub>ML se vio reducida significativamente en todos los cambios de dirección después del entrenamiento, lo que podría responder a una reducción del valgo y el varo acentuado. Bogardus (2013) propone la aplicación de programas de entrenamiento preventivos que reduzcan las lesiones de rodilla, sobre todo en deportes de equipo donde los cambios de dirección y aterrizajes aparecen continuamente. Como Aagaard et al. (2000) afirman, una buena co-activación muscular podría contribuir a un mayor control de altas abducciones de rodilla o varo mantenido. Nuestros resultados confirman este hecho a través de un mejor ratio H/Q después del programa de entrenamiento junto con la reducción significativa de la aceleración de la rodilla.

Como se ha podido comprobar, la relación entre cinética, cinemática y activación EMG es muy estrecha. No solo el ángulo de rodilla afecta a la activación EMG sino que el ángulo del tronco parece ser decisivo para modificar el ratio H/Q (Powers, 2010). Según este autor, cuando el Angulo<sub>in</sub>Tronco es mayor, menor es la EMG del cuádriceps. Por otro lado, si el aterrizaje se hace con el tronco recto incrementaría la actividad del cuádriceps. Según nuestros resultados una flexión de tronco en torno a los 100-127° podría estar relacionado con una mejor co-activación durante cambios de dirección y

aterrizajes. Sin embargo, no se encontró ninguna correlación en el presente trabajo que confirme que el ángulo del tronco se asocia con un mejor o peor ratio de co-activación durante los cambios de dirección o aterrizajes, por lo que la relación entre tronco y co-activación no se ha podido contrastar en el presente estudio.

Dependiente del ángulo del tronco se encuentra el ángulo de cadera y rodilla (Blackburn et al., 2008). Parece evidente señalar que el  $\text{Angulo}_{\text{inCadera}}$  y el  $\text{Angulo}_{\text{inTronco}}$  están claramente relacionados con el aumento del riesgo de lesión de rodilla (Wong y van Heselen, 2010). En el presente estudio se ha encontrado una asociación entre el  $\text{Angulo}_{\text{inCadera}}$  y el  $\text{Angulo}_{\text{inTronco}}$  durante  $\text{SC}_{45}$  ( $R^2=0.198$ ), aunque no sobre el de rodilla de manera directa. De acuerdo con Brown (2011) un programa de entrenamiento preventivo podría mejorar los valores de flexión/extensión de tronco, cadera y rodilla durante cambios de dirección. Si bien el tronco parece ser importante, la cadera ha sido considerada clave para mantener una mayor o menor flexión de rodilla y por tanto incrementar el riesgo de lesión (Imwalle et al., 2009; Yamazaki et al., 2010). El programa de entrenamiento trató de incidir sobre la mejora de estrategias cinemáticas focalizadas en el tronco, cadera y rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes. Nuestros resultados muestran cómo la cinemática de tronco, cadera y rodilla mejoró después de las 12 semanas de entrenamiento, datos que apoyan lo descrito por Soderman et al. (2001), quienes demostraron que sujetos que manifestaban mayor extensión de rodilla reflejaban un ratio H/Q menor, provocando un incremento en el riesgo de sufrir lesiones de rodilla. En el presente estudio, el GE mostró valores mejores del ratio H/Q y de extensión de rodilla después de las doce semanas de entrenamiento reflejados en el  $\text{SC}_{45\text{ml}}$  y aterrizajes. Durante el cambio de dirección se encontraron correlaciones entre el  $\text{Angulo}_{\text{inRodilla}}$  y el ratio  $\text{H/Q}_{\text{MVC}}$  ( $R^2=0.249$ ), el ratio  $\text{H/Q}_{50}$  ( $R^2=0.225$ ), el ratio  $\text{H/Q}_{100}$  ( $R^2=0.183$ ) y el ratio  $\text{H/Q}_{200}$  (0.158). Además, durante los aterrizajes también se encontraron correlaciones entre el  $\text{Angulo}_{\text{maxCadera}}$  y el ratio  $\text{H/Q}_{100}$  ( $R^2=0.150$ ). Precisamente las mejoras EMG se vieron afectadas directamente por la cinemática descrita durante el gesto deportivo, por lo que el programa de entrenamiento incidió positivamente en ambos aspectos.

A pesar de que la literatura aporta interesantes visiones sobre la prevención de lesiones de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes de salto, las variables cinéticas y cinemáticas se han centrado sobre todo en evaluar la fuerza (en la mayoría de los casos exclusivamente VGRF) y en el ángulo de rodilla. Otros autores han dado prioridad no

solo a la relación que la VGRF tiene sobre la actividad EMG o el ángulo de rodilla y de cadera, sino que como elemento innovador, en 2008 Zebis et al. (2008) plantearon el TdC como una variable a tener en cuenta en cambios de dirección y que podría ofrecer información sobre el tiempo durante el cual el pie estaba en contacto con el suelo y por tanto la rodilla soportaba la carga. Según nuestros resultados uno de los logros significativos conseguidos ha sido una reducción del TdC en el GE durante el SC<sub>45ml</sub> después de las doce semanas de entrenamiento, además de encontrar asociaciones entre el TdC y la ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL en SC<sub>30</sub> ( $R^2=0.275$ ;  $p=0.01$ ) y con la Fuerza<sub>AP</sub> en SC<sub>45</sub> ( $R^2=0.216$ ;  $p=0.01$ ).

Hasta el momento, dos estudios relevantes habían analizado el TdC durante cambios de dirección en deportistas que reciben un programa de entrenamiento. Por una parte, Zebis et al. (2008) fueron los investigadores que evaluaron cuánto duraba el contacto de deportistas durante un cambio de dirección antes y después de un programa de ejercicio neuromuscular. Según sus resultados, después del entrenamiento los deportistas redujeron significativamente el TdC en cambios de dirección hacia 45°, lo que parecía ser un elemento significativo en la posibilidad de desarrollar lesiones de rodilla, pues es menor el tiempo durante el cual las VGRF actúan sobre la propia articulación y por tanto el momento de fuerza es menos intenso. Por otro lado, de Hoyo et al. (2014) evaluaron el TdC en cambios abiertos y cerrados en deportistas después de haber ejercitado media sentadilla con tecnología isoinercial. Los resultados encontrados por los autores describieron una reducción *probablemente* debida a la intervención en el TdC durante los cambios de dirección. Este es el primer estudio que evalúa el TdC en personas físicamente activas no profesionales durante cambios de dirección antes y después de un programa de entrenamiento preventivo, lo que podría abrir la posibilidad a estudios posteriores sobre la implicación del TdC en las lesiones de rodilla durante cambios de dirección. Además, nuestros resultados muestran una correlación entre el TdC y la ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL durante SC<sub>30</sub> ( $R^2=0.275$ ) y entre el TdC y la Fuerza<sub>AP</sub> durante SC<sub>45</sub> (0.216). Esto podría deberse a que durante los cambios muy abiertos (SC<sub>30</sub>) se debe acelerar de forma potente para preparar la salida. Las relaciones entre TdC y Fuerza<sub>AP</sub> podrían explicarse ya que el SC<sub>45</sub> no es tan pronunciado, por lo que una Fuerza<sub>AP</sub> se acerca a VGRF explicando un movimiento rectilíneo.

En relación a los aterrizajes, el TdC no fue evaluado, pues la prueba consistía en estabilizar la articulación tras la caída monopodal. Los resultados que mostramos son

respecto al TdEst, definido como el tiempo de contacto excéntrico en segundos durante un aterrizaje. Los datos presentados concuerdan con los de estudios anteriores (Sañudo et al., 2012a; Sañudo et al., 2012b). En estas investigaciones, se demostró que el entrenamiento WBV mejoraba la estabilidad de la rodilla y el tiempo de estabilización. En nuestro estudio también se ha incorporado esta metodología, realizando un trabajo de equilibrio mediante los ejercicios del programa de entrenamiento después de ejercitar aterrizajes en plataformas inestables o el propio suelo (Figura 27). Nuestros resultados describen una correlación entre el  $I_z$  y el TdEst ( $R^2=0.154$ ), donde a mayor TdEst, mayor es el impulso soportado por la articulación. Esto podría indicar que un elemento protector para la articulación radica en el aumento de la estabilización de rodilla, relacionándose con una menor fuerza de cizallamiento que perjudique a la articulación.

Tras haber llevado a cabo una discusión exhaustiva sobre los elementos cinéticos, cinemáticos y EMG que se relacionan con problemas en la rodilla, parece evidente la existencia de un componente multifactorial que pudiese explicar el desencadenamiento de lesiones en los MMII. En este apartado se ha intentado dar valor a correlaciones positivas o negativas que se centraran en variables de distinta configuración, ya fueran cinéticas, cinemáticas o de carácter EMG. Después de ello, parece lógico llevar a cabo un análisis más complejo, ya que son numerosas las variables que en definitiva interactúan para dar respuesta al proceso lesivo. En este sentido, en el presente trabajo se propone un modelo ecuacional mediante regresión logística donde se puede prever la posibilidad de desarrollar una lesión de rodilla o tobillo durante cambios de dirección y aterrizajes de salto en los 18 meses posteriores al programa de intervención.

Respecto al  $SC_{30}$  las variables que compusieron el modelo y que mejor predecían las lesiones en rodilla y tobillo durante los meses 1-9 fueron: VGRF, TdC,  $ACC_{RODILLA_Z}$ ,  $ACC_{TOBILLO\_TOTAL}$ ,  $Angulo_{inRodilla}$ ,  $Angulo_{maxRodilla}$  y todos los ratios de co-activación. A pesar de describir un porcentaje global del modelo del 96% mediante la prueba de Hosmer-Lemeshow (Hosmer y Lebeshow, 1989), tanto los estadísticos de Cox y Snell ( $R^2=.281$ ) como de Nagelkerke ( $R^2=1.00$ ) y Chi cuadrado (8.397,  $p=0.677$ ) no dieron fiabilidad al modelo. Sin embargo, en el mismo cambio de dirección el modelo descrito para los meses 9-18 determinó que las mismas variables predecían el 92.2% de los casos con una fiabilidad fuerte según Cox y Snell ( $R^2=.563$ ) y según Nagelkerke ( $R^2=.772$ ) que definían el modelo. Por su parte, un Chi cuadrado de 20.708 ( $p=0.037$ ) dio fortaleza al modelo. Esto parece indicar que el conjunto de variables

explica de una manera clara la evaluación del riesgo de lesión, por lo que una importante implicación práctica radica en el análisis de esas variables como medio preventivo mediante la reducción de sus valores a través del entrenamiento.

En relación al SC<sub>45</sub> se desechó el modelo predictivo respecto a los primeros 9 meses debido al porcentaje global menor al 50% (30.00%). En relación a los meses 9-18, las variables que compusieron el modelo fueron: VGRF, TdC, I<sub>Z</sub>, ACC<sub>RODILLA</sub>Z, ACC<sub>TOBILLO</sub>TOTAL, Angulo<sub>in</sub>Rodilla, Angulo<sub>max</sub>Rodilla y ratios de co-activación. El modelo explicó el 65.2% de los casos mediante una fortaleza importante en el estadístico de Cox y Snell ( $R^2=0.725$ ) y Nagelkerke ( $R^2=1.00$ ), además de Chi cuadrado (29.720;  $p=0.003$ ). Esta aportación es de gran relevancia, pues considera el conjunto de variables cinéticas, cinemáticas y de EMG con más importancia para explicar un modelo que reduzca en gran medida la posibilidad de sufrir una lesión. Además, supone un avance en lo encontrado en Beaulieu et al. (2008) y Hanson et al. (2008), quienes analizando cambios de dirección abiertos encontraron una reducción del riesgo de lesión en los MMII a través de la modificación de VGRF y la activación muscular del muslo.

En el último cambio de dirección, el modelo que mejor explicaba las lesiones relacionadas con el SC<sub>45ml</sub> en los meses 1-9 no fue suficiente para ser aceptado (porcentaje global = 13.40%). Sin embargo, respecto a los meses 9-18 se aceptó el modelo que explicaba el 75.9% de los casos mediante las mismas variables del modelo del SC<sub>45</sub> para los meses 9-18. En este caso los estadísticos de Cox y Snell y Nagelkerke se comprendían entre  $R^2 = 0.462$  y  $0.622$  respectivamente. Chi cuadrado fue de 17.957 ( $p=0.05$ ). De nuevo, una aportación interesante es que a través del entrenamiento podría reducirse el riesgo de lesión de rodilla respecto a cambios de dirección cerrados evaluados mediante este conjunto de variables. Este modelo amplía lo hallado por Dempsey et al. (2007) y Cochrane et al. (2010), quienes después de un programa preventivo vieron reducidos los valores de extensión de rodilla, el momento de fuerza y la carga soportada.

Finalmente, en el caso de los aterrizajes tampoco se aceptó ningún modelo que explicara las lesiones durante los primeros 9 meses (porcentaje global = 40.1%). Sin embargo, para los meses 9-18 el modelo que mejor predijo el 96.2% de los casos fue el compuesto por: PF1, PF2, TdEst, Fuerza<sub>ML+</sub>, Fuerza<sub>AP</sub>, I<sub>Z</sub>, ACC<sub>RODILLA</sub>Z, ACC<sub>TOBILLO</sub>Z, Angulo<sub>in</sub>Rodilla, Angulo<sub>max</sub>Rodilla y ratios de co-activación. Los estadísticos de  $R^2$  de

Cox y Snell y Nagelkerke estuvieron comprendidos entre 0.736 y 1.00 respectivamente, con un Chi cuadrado de 34.646 ( $p=0.003$ ), lo que supuso un alto grado de explicación de la variable dependiente a través de las variables que integraron el modelo.



# **CONCLUSIONES**

## 12. CONCLUSIONES

Si recordamos, el objetivo general de este estudio fue, por un lado analizar los principales mecanismos responsables de las lesiones de rodilla en una población joven y físicamente activa en situaciones de aterrizajes y cambios de dirección. Por otro lado, aplicar a aquellos con un mayor riesgo un programa de ejercicio físico de carácter preventivo con objeto de modular los factores de riesgo de lesión de rodilla en dichas acciones. Tras el estudio, se han analizado con detalle los principales indicadores de lesión en situaciones muy comunes en la práctica deportiva y tras aplicar un programa de entrenamiento multicomponente a aquellos con un mayor riesgo relativo se ha podido observar que un programa que integre el trabajo basado en la fuerza en todas sus dimensiones (isométrica, concéntrica y excéntrica), el componente neuromuscular y propioceptivo, junto con un trabajo de equilibrio y coordinación permite modular los parámetros asociados a las lesiones de rodilla en jóvenes físicamente activos no profesionales.

De forma concreta el presente estudio ha permitido profundizar en la literatura existente y aportar datos relativos a los factores cinéticos, cinemáticos y de EMG responsables de las lesiones de rodilla lo que ha permitido dar respuesta a los objetivos específicos planteados en base a las siguientes conclusiones:

**CONCLUSIÓN 1. Las mujeres presentan patrones cinéticos, cinemáticos y EMG que entrañan mayores amenazas o proximidad a la lesión de rodilla en comparación con los hombres (se acepta la hipótesis 1).**

Concretamente, respecto al factor cinético, las mujeres mostraron una mayor Fuerza<sub>ML</sub> durante cambios de dirección, acompañadas de una mayor ACC<sub>RODILLA</sub>ML, lo que se relacionó con el incremento del valgo de rodilla. Además, durante el SC<sub>45ml</sub> las mujeres reflejaron mayor Fuerza<sub>AP</sub> que los hombres. Durante los aterrizajes, las mujeres reflejaron un incremento del PF1 y PF2 respecto a los hombres, lo cual también se relacionó con el incremento del riesgo de lesión. La ACC<sub>RODILLA</sub>Z, también fue mayor en mujeres respecto a los hombres, lo que puede explicarse mediante una mayor fuerza de cizallamiento soportada por parte de las mujeres. Respecto a la cinemática, también las mujeres presentan valores asociados al riesgo de lesión cuando se comparan con los hombres, ya que en todos los cambios de dirección y durante el aterrizaje mostraron un mayor Angulo<sub>in</sub>Rodilla y una menor flexión o rango de amortiguación durante el gesto

técnico. Además, las mujeres también mostraron una menor flexión de cadera, lo cual se relacionó con el riesgo de lesión. Finalmente, a pesar de que hombres y mujeres no mostraron diferencias en la activación de la musculatura anterior y posterior del muslo durante los cambios de dirección, sí lo hicieron en el ratio de co-activación, donde las mujeres superaron significativamente a los hombres. Estos datos sugieren que las mujeres presentan una disfunción en el reclutamiento de las unidades motoras en la musculatura posterior del muslo; es decir, una sobre-activación de la musculatura posterior respecto a la anterior.

**CONCLUSIÓN 2. Existen relaciones entre factores cinéticos, cinemáticos y EMG en cambios de dirección y aterrizajes que afectan al incremento del riesgo de lesión de rodilla en jóvenes físicamente activos (se acepta la hipótesis 2).**

Se encontraron numerosas correlaciones entre variables cinéticas, cinemáticas y de EMG tanto en  $SC_{30}$ ,  $SC_{45}$ ,  $SC_{45ml}$  como en aterrizajes. Estas asociaciones han sido relacionadas con los mecanismos desencadenadores de lesión de rodilla y, por tanto, con un mayor riesgo lesivo.

**CONCLUSIÓN 3. Un programa de entrenamiento multicomponente modifica los patrones cinéticos de sujetos jóvenes y físicamente activos en situaciones de aterrizaje y cambio de dirección disminuyendo la carga que debe soportar la rodilla en estas acciones (se acepta la hipótesis 3).**

Nuestros resultados describen que después del programa de intervención el GE experimentó modificaciones en los parámetros cinéticos durante los cambios de dirección y aterrizajes de salto. En primer lugar, los cambios se produjeron en VGRF (que aumentó), y TdC (que disminuyó) durante los cambios de dirección que, según la literatura, contribuyen a disminuir el riesgo de lesión de rodilla. También se redujo la Fuerza<sub>ML</sub> y la Fuerza<sub>AP</sub> o el  $I_z$ , lo que podría estar relacionado con soportar una menor fuerza de cizallamiento y por ende una reducción en el riesgo de sufrir una lesión de rodilla.

**CONCLUSIÓN 4. El programa de entrenamiento preventivo modifica las estrategias cinemáticas de la rodilla, cadera y tronco, amortiguando las cargas durante el contacto con el suelo en cambios de dirección y aterrizajes en jóvenes físicamente activos no profesionales (se acepta la hipótesis 4).**

Uno de los hallazgos principales que se refleja en este trabajo es que después del programa de entrenamiento el  $\text{Angulo}_{\text{in}}\text{Rodilla}$ ,  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Rodilla}$  y  $\text{Angulo}_{\text{max}}\text{Cadera}$  se redujeron en todos los cambios de dirección. Estos ángulos parecen estar muy relacionados con el desencadenamiento de lesiones de rodilla.

**CONCLUSIÓN 5. El programa de entrenamiento multicomponente permite mejorar la co-activación de la musculatura anterior y posterior del muslo permitiendo un efecto protector sobre la articulación de la rodilla (se acepta la hipótesis 5).**

Según nuestros resultados, los ratios de co-activación mejoraron después del entrenamiento tanto en cambios de dirección como en aterrizajes, acercándose a 1 y describiendo una óptima co-activación que ayuda a describir un elemento protector del miembro evaluado durante los gestos deportivos. Por ello, se determina que el programa de entrenamiento ha sido capaz de modular los parámetros EMG contribuyendo a una mejora en la coordinación neuromuscular y por ende favoreciendo una reducción del riesgo de lesión de rodilla durante cambios de dirección y aterrizajes.

**CONCLUSIÓN 6. Se ha diseñado un modelo predictivo dependiente de factores cinéticos, cinemáticos y de EMG aplicable mediante la ejecución del programa de entrenamiento para la modulación de los factores de riesgo tanto en situaciones de aterrizaje, como de cambio de dirección en sujetos jóvenes y físicamente activos (se acepta la hipótesis 6).**

Finalmente, el presente estudio ha podido realizar una propuesta independiente por cada prueba evaluada para definir qué variables deben ser modificadas/moduladas con el objetivo de reducir el riesgo de lesión de rodilla. Durante los primeros 9 meses tras la intervención no pudo encontrarse un modelo aceptado que explicara el episodio lesivo excepto para los SC<sub>30</sub>, donde sí fue efectivo dicho modelo. Por su parte, en las lesiones desde los 9 a los 18 meses tras la intervención, las lesiones fueron explicadas con prácticamente las mismas variables para cada cambio de dirección y aterrizaje.



# **LIMITACIONES**

### 13. LIMITACIONES

A pesar de haber hallado un modelo independiente que explique las variables asociadas al desencadenamiento de una lesión y haber demostrado cómo un programa de entrenamiento puede ayudar a aminorar ese riesgo en un porcentaje elevado, el presente estudio presenta ciertas limitaciones que deben ser tenidas en cuenta. En primer lugar, aunque la fotogrametría en 2D está validada como metodología alterna al análisis 3D, resulta una importante limitación en el presente trabajo, pues los estudios biomecánicos más actuales abandonan paulatinamente esta técnica, consiguiendo un registro más exacto a través del análisis de movimiento 3D mediante luz infrarroja. En cualquier caso, estudios previos como el de Myer et al. (2002) evaluaron la cinemática de rodilla en jugadores de baloncesto mediante un análisis bidimensional que es considerado por la comunidad científica como válido para valorar la cinemática articular durante acciones deportivas.

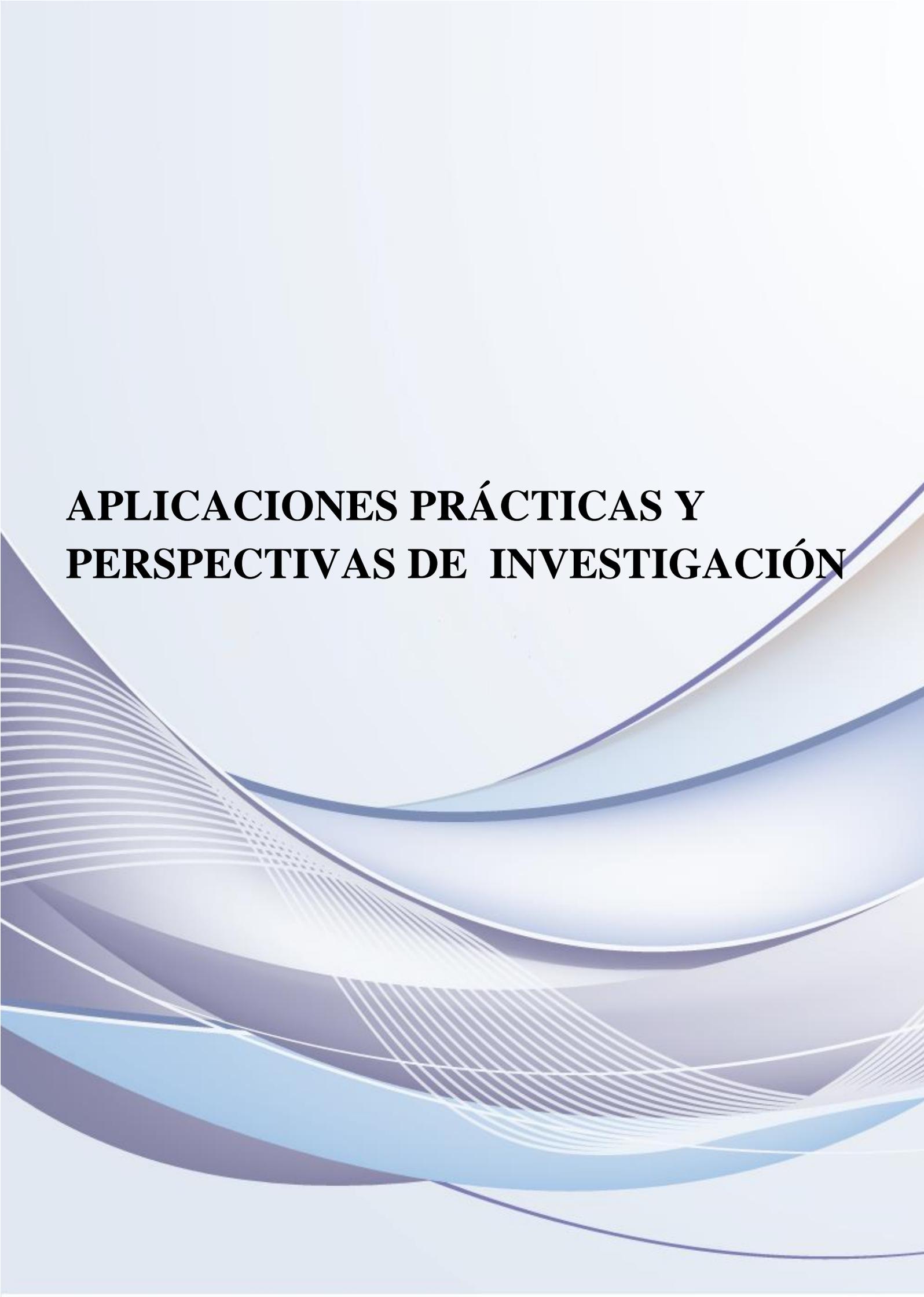
En la línea del análisis cinemático, una de las más importantes limitaciones ha sido no evaluar el valgo y varo de rodilla mediante goniometría y haber tenido que estimarlo mediante variables cinemáticas como la  $Fuerza_{ML}$  y la  $ACC_{RODILLA_{ML}}$ . Una posible mejora podría ser incluir un análisis goniométrico hallando correlaciones con una evaluación de la fuerza y la aceleración de la rodilla durante los cambios de dirección y aterrizajes.

Por otro lado y según Bencke et al. (2008), el glúteo medio podría jugar un papel determinante durante los aterrizajes monopodales. De hecho, una rotación interna de cadera podría explicar un incremento de la carga soportada por el LCA a partir del aumento de valgo de rodilla. Una de nuestras limitaciones es no haber evaluado la activación del glúteo medio, debido a las dificultades técnicas para abordar dicha evaluación. De hecho, la limitación mayor del presente estudio respecto a la activación EMG radica en no haber evaluado la activación de toda la musculatura anterior y posterior dependiente de la rodilla. Futuras intervenciones podrían replicar la metodología presentada en este trabajo añadiendo músculos tan importantes como el glúteo medio, vasto interno y externo, semimembranoso y semitendinoso, pero también gastrocnémios y sóleo y tibial anterior, para saber el papel real que desempeñan estos músculos en el complejo que protege a la articulación de la rodilla.

Además, la muestra del estudio fue de 200 personas. Siguiendo a Cardona (2002), para poblaciones de más de 5000 sujetos el tamaño de la muestra representativa se cifra en 400 sujetos. Según García-Ferrando y Llopis (2011) en 2010 el 54% de la población española analizada en su estudio (de un total de 8925 encuestados) eran jóvenes que practicaban actividad física de manera regular; este 54% supuso un total de 4819 personas. En este caso, el número representativo fue menor de 5000 sujetos, por lo que la cifra representativa debería ser más bajo de 400 personas. A pesar de que nuestra muestra se cifró en 200 sujetos, todavía es poco representativa ya que como indica el último Eurobarómetro (European Commission, 2014), el número total de personas que practica actividad física ha aumentado en los últimos años, por lo que la muestra representativa debería ser el doble a la que ha sido utilizada en el presente trabajo.

Otra limitación a reseñar es la tasa de respuesta en el follow-up, ya que el cien por cien de la muestra no respondía al completo en cada secuenciación de este seguimiento. Esto puede deberse a la forma de comunicación con los sujetos (correo electrónico). Aunque autores como Hupperets et al. (2010) han considerado el auto-registro como una herramienta válida para procesar un seguimiento, una posible solución a los problemas encontrados podría haber sido llevar a cabo el seguimiento mediante llamadas telefónicas, como así ha sido descrito en numerosos estudios (Stevenson, Hamer, Finch, Eliot y Kresnow, 2000; Mendelbaum et al., 2005; Verhagen et al., 2005).

Finalmente y según nuestros resultados, en la mayoría de relaciones individuales entre variables cinéticas, cinemáticas y EMG explicadas mediante correlaciones bivariadas se pierde fortaleza mediante regresiones lineales que aplican un  $R^2$  demasiado bajo. Este hecho es salvaguardado en la medida que las variables referenciales incluidas en cada modelo explicativo han servido para garantizar que a través del programa de entrenamiento los parámetros asociados al riesgo de lesión de rodilla pueden ser modulados. A pesar de que durante los meses 1-9 no se encontraran modelos explicativos de fortaleza (excepto en  $SC_{30}$ ), durante los cambios de dirección y en los aterrizajes el riesgo de lesión respecto a los meses 9-18 puede aminorarse a través del programa específico de entrenamiento propuesto en el presente trabajo.



**APLICACIONES PRÁCTICAS Y  
PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN**

## **14. APLICACIONES PRÁCTICAS Y PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN**

Este trabajo ha demostrado que la población joven que practica actividad física de manera no profesional presenta indicadores de riesgo de lesión de rodilla, especialmente en el caso de las chicas, y que un programa de entrenamiento específico es capaz de modular esos indicadores reduciendo este riesgo. Por tanto, la aplicación práctica principal del presente estudio radica precisamente en el desarrollo y puesta en marcha del programa de entrenamiento para hacerlo extensible al mayor número de beneficiarios posible. Aunque el programa no está dirigido a deportistas profesionales, una posibilidad podría ir enfocada hacia la modificación y cuantificación de las cargas de los ejercicios, centrándose en un complemento perfecto en la reducción del riesgo de lesiones de rodilla, y que permita integrar esta intervención en sus entrenamientos diarios.

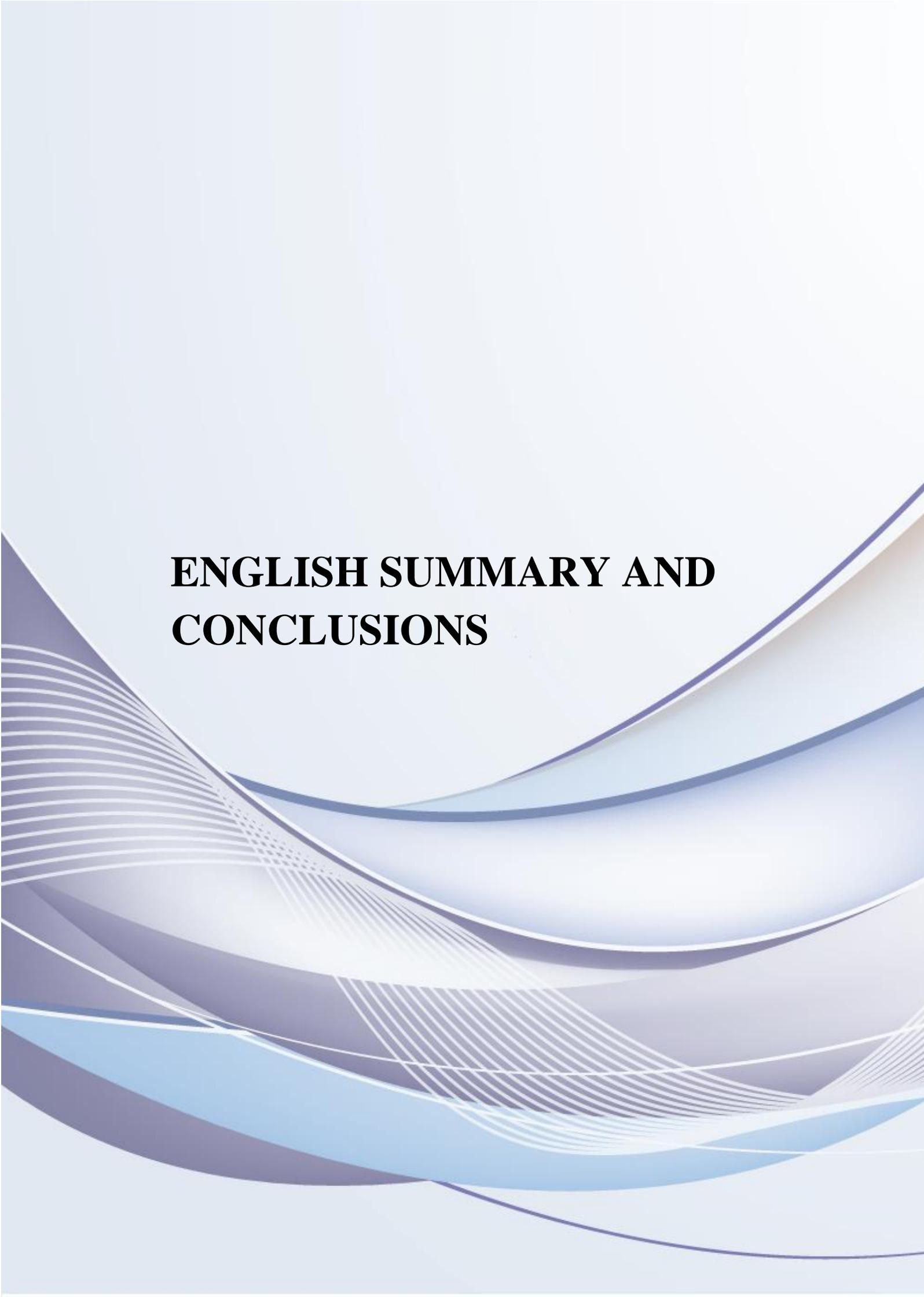
Aunque sin duda la aplicación práctica que tendría un mayor calado sería la de ejecutar un planteamiento a los poderes públicos y asociaciones privadas responsables de la promoción de la práctica deportiva para que desarrollen el presente programa en sus acciones referentes a la actividad física deportiva como mejora, prevención y en definitiva reducción del riesgo de sufrir lesiones de rodilla. Iniciativas similares podemos encontrarlas en el ámbito profesional con el conocido programa 11+ o F-MARC, creado por expertos internacionales del Centro de Evaluación e Investigación Médica de la FIFA, el Centro de Investigación de Traumatismos de Oslo y la Fundación de Investigación de Medicina Ortopédica y Deportiva de Santa Mónica, y con la colaboración de la Real Federación Española de Fútbol. Este programa sugiere que mediante la ejecución de los ejercicios que lo componen (calentamiento previo a la competición) al menos dos días por semana, se puede reducir la posibilidad de sufrir una lesión entre un 30 y un 50% no solo en futbolistas profesionales (Soligard et al., 2008), sino también en otros deportes como el baloncesto (Longo et al., 2012).

Por otro lado, y como se ha podido comprobar en apartados anteriores, las lesiones de rodilla son unas de las más frecuentes en las personas que practican actividad física. Además, el coste económico que supone una lesión de rodilla ha sido también reflejado y supone un gran esfuerzo que podría verse reducido mediante planteamientos preventivos a través del ejercicio. Este es el motivo fundamental por lo que, una vez

comprobado que el programa de entrenamiento es la causa principal de reducción del riesgo de lesión, la aplicación de este programa sobre la población analizada debería promoverse. Es por ello que si se prescribiera el programa de entrenamiento con un sentido preventivo no solo el coste económico que supone la intervención y tratamiento de la lesión se vería reducido, sino que también las visitas asiduas a las consultas médicas y el colapso del sistema sanitario podrían verse influenciados, beneficiando así a la sanidad pública.

En otro orden y como perspectiva de investigación, futuros estudios deberían analizar si el presente programa de entrenamiento puede reducir el riesgo de lesiones de rodilla sobre otro tipo de población de mayor edad y/u otro tipo de condición deportiva, como puedan ser deportistas de alta competición. Además, estas intervenciones podrían establecer una metodología que minimice las limitaciones reflejadas y así incrementar el valor del estudio. Finalmente, el seguimiento de las lesiones podría ampliarse a un número mayor de meses, incluso, podría establecerse cuál es el efecto del programa de entrenamiento sobre determinados tipos de lesión en la rodilla diferenciándolas por el tipo de estructura lesionada.

Sería interesante clasificar los tipos de lesiones sufridas posteriormente al desarrollo del programa y establecer un modelo que explique aquellas variables relacionadas con un tipo de lesión concreta. En ese caso, podríamos saber si el programa de ejercicio actúa indistintamente sobre todas las estructuras responsables de la dinámica y estabilización de la rodilla o si por el contrario dicha intervención pudiera tener un efecto positivo en la reducción del riesgo de lesión en determinados elementos de la articulación.



**ENGLISH SUMMARY AND  
CONCLUSIONS**

## 15. ENGLISH SUMMARY AND CONCLUSIONS

Nowadays, sport injuries are considered a phenomenon of great importance in relation to the economic impact that they carry. Some authors explain losses of millions of euros due to injuries and the medical interventions that they entail, as well as rehabilitation actions, use of materials and the rest of human staff that is involved in such process. Knowing what are the most common injuries produced during the practice of physical exercise is necessary to be able to execute an intervention strategy. In particular, the injuries produced in the lower limbs have been reported in literature as the most incidental ones both in professionals and non-professional athletes. Specifically, the joint that represents the biggest percentage of injuries in the lower limbs is the knee. This topic has been deeply assessed in professional athletes. However, the analysis on knee injuries in physically-active but non-professional subjects is limited, and currently there are not many contributions on the matter. Nevertheless, people involved in non-professional physical activity are not free from suffering knee injuries. In the last decades it has been noted an increasing on the number of injuries in the general population, mostly due to the rising on the level and the amount of physical activity practised by these subjects. Even though scientific evidence that analysed knee injuries in non-professional, physically active subjects is scarce, what seems clear is the mechanism of injury from which the injury underlies. Changes of direction and landings are the main mechanisms through which knee injuries are produced. Because of this, one of the main aims in the present study was to analyse the main mechanisms responsible for the knee injuries in a young and physically active population when performing common tasks (changes of direction and landings).

There are several risk factors (i.e., gender), which have been reported to trigger injuries. On one hand, it has been observed the kinetic analysis to find out how the knee-involved strengths act during these manoeuvres. Besides, the impulse supported by the joint and the accelerations are important variables that take part in the knee kinetic, so its analysis may be of importance. Secondly, knee kinematic constitutes a decisive factor, because the absorption of knee joint strengths depends on it. Hyperextension in the joint have been reported as one of the main points in the development of knee injuries, while hip and trunk articular ranges during the ground contact after the changes of direction or landing have also been suggested as key determinants. In addition, the muscular activation evaluated by means of electromyographical –EMG– signals has

been an explicative variable about the articular protection in risky situations. Co-activation of anterior and posterior muscle groups is considered an excellent preventive element in relation to the knee injury risk, because it performs a protective role of the joint. Due to all this, our specific objectives were, besides analysing the main kinetic, kinematic and EMG-related factors during changes of direction and landings, to evaluate possible gender differences typically related to the knee injury.

Even though the risky factors are well identified and the explanatory mechanisms of knee injuries seem clear, there are strategies that could reduce such risk. One of the main tools to decrease the risk of suffering a knee injury both in professional and non-professional subjects is the physical exercise. Many studies have defined different training strategies to give an answer to this phenomenon; however, the objectives and effects of these programs are diverse. Most of these programs were based on the strength training (with special interest in the eccentric phase of the exercises), the flexibility training and the neuromuscular and proprioceptive training are also common contents. However, despite the amount of studies analysing the effects of preventive exercise programs centred on the knee injuries protection, as far as we know there is no study that guarantees a training program involving all the aforementioned components of preventive exercise in a tailored program. Furthermore, neither does exist evidence on the effect of this type of program on the kinetic, kinematic and EMG-related during changes of direction and landings factors in a physically active, non-professional population. Due to this, one of the main objectives of this study was to apply a physical exercise program able to modulate the risks factors associated to knee injuries in non-professional young people.

To carry out our study, the initial sample was formed by 200 volunteers. All subjects were non-professional, physically active young people. The exclusion criteria (to practise at least 30 minutes of physical activity 3 days per week and not to have been injured in the lower limbs for the past six months), in this transversal phase of the study the final sample was composed of 162 subjects. The procedure consisted on realizing a standardized warm-up, which included articular mobility, 5 minutes on a cycleergometer (60 W rpm) and familiarization with the side cutting and landing tests (between 3 and 5 attempts with one-minute rest between them). Once the warm-up and familiarization process had been completed, the subjects executed the test always in the same order: side cutting to 45°, side cutting to 30°, crossed side cutting to 45° and

landing. The outcomes measures were a) kinetic component (ground reaction forces, contact time/stabilization time, impulse and ankle and knee acceleration), b) kinematic component (flexion angle in the initial contact and maximum of the ankle, knee, hip and trunk joints) and c) EMG component (Root Means Square of the quadriceps and hamstrings).

Once the transversal phase of the study was finished, an experimental phase was developed. The second phase was a randomized controlled trial where the effect that a twelve-week multicomponent program has on the subjects that presented the greater risk of injury was analyzed. In order to get to know the representative sample of the major risk it was paid attention to the classic co-activation criteria, proceeding to select the 40% of the subjects (percentile 40) with a lower co-activation ratio in comparison to the MVC. It is a randomized study with two groups: a control group (GC; n = 28) that continued realizing its daily activities, and an experimental group (GE; n = 29), that performed a specific physical activity program to try to modulate the parameters associated to the risk of knee injury. This program was mainly configured by three components: strength training, neuromuscular and proprioceptive work, and eventually, balance and coordination. When the twelve-week intervention finished, the parameters described previously for the transversal phase were evaluated again following the same protocol. Besides, a tracking of the injuries produced in the 18 months following the intervention was carried out. The method to gather the information was the e-mail given by the subjects, where information was demanded every three months.

During the transversal phase the main results showed in the kinetic component that all strengths were greater in the SC<sub>30</sub> in comparison to the rest of sidecuttings but landings as well. In relation to the knee acceleration in the vertical axe, it was during the landing where this was manifested in a greater way, unlike the rest. In relation to the gender, a key element during the transversal phase was that women manifested significantly greater strength values in the ML and AP axes during SC<sub>30</sub> and SC<sub>45ml</sub> respectively, and again they showed greater strength values in the ML axe during landing when compared to men. Following this pattern, women manifested significantly greater values in the vertical knee acceleration during the SC<sub>45</sub>.

Besides, the kinematics results also showed the differences between men and women, reflecting a significantly greater angle in women to those of men in the initial ankle

flexion in the SC30, maximum ankle flexion and dorsiflexion in the SC<sub>45</sub> and a bigger knee extension in the SC<sub>45ml</sub>.

In relation to the EMG the results reflected, on one side, that the activation of the anterior musculature of the thigh was in most cases greater to the activation of the hamstrings, both in side cuttings and landings. In this line, the differences between genders showed that women were in possession of an activation of the hamstrings greater to those of men, which implied having a co-activation ratio significantly greater to men's, though further away from value 1.

On the other side, the main results in the experimental phase showed a modulation of the kinematic, kinetic and of EMG parameters in the GE in comparison to the GC, even correlations between the groups of variables were found. In the kinetic section, VGRF increased during the side cuttings, being this fact related to the capacity to generate strength away from fatigue. On the contrary, ML and AP strength improved after the training, a significant reduction in favour of GE was found, which was related to the injury risk reduction. Concerning the impulse, significant reductions were found after the training in the GE, same as in the contact time. Concerning kinematic, the main result of the current study explained that the training program reduced significantly the knee extension and the hip flexion during the side cuttings and the landing. Referring the EMG activity, the more important result was the modulation of the muscular co-activation during the side cuttings and landings, finding values closer to 1 (which implies a better anterior and posterior co-activation) after the training.

Despite having carried out an evaluation of every variable in an exhaustive way, a new contribution of the current study has been the statistical analysis because, besides developing an analysis of effect sizes of the intervention program, it has contributed by means of a qualitative analysis to graphically reflect the changes produced with the training program.

After the study, it has been analysed on detail the main indicators of injury in everyday situations in the sportive practice, and after applying a multicomponent training program to those with a greater relative risk it has been possible to observe that a program that integrates the strength-based work in all of its dimensions (isometric, concentric, and eccentric), the neuromuscular and proprioceptive component, along with

a balance and coordination work allows to modulate the parameters associated to knee injuries in non-professional, physically active young people.

One of the main conclusions has been to confirm that women manifest threatening kinetic, kinematic and EMG patterns in order to produce a knee injury compared to men. Concretely, women reflected greater force and acceleration outcomes in medio-lateral axis during sidestepping. It was related with valgus knee. Moreover, during crossover task, women showed greater force in antero-posterior axis than men. In landings, an increase in the initial and maximum VGRF was registered in women, which it was related with increased risk of injury. Besides that, a higher vertical acceleration was founded on knee which could contribute to an increase in shear load in women. Respective to kinematic, the knee flexion angle in the first contact was significantly greater in woman than man during sidestepping and landings. Therefore, man presented higher flexion hip than man. On the other hand, despite that significant differences were not founded about EMG activity in quadriceps and hamstrings, woman manifested significantly lower co-activation ratios than man during sidestepping maneuvers and landings. These data suggest that woman present a bad recruitment of the motor units on hamstrings, thus, increasing activation of quadriceps.

Finally, despite men and women not showing differences in the activation of quadriceps and hamstrings during sidestepping, they did show it the co-activation ratio, where women surpassed significantly to men. These data suggest that women present a dysfunction in the motor unit recruitment in the hamstrings; this is, an over-activation of the posterior-to-anterior muscles.

Even so, regardless the gender, these factors are interlinked, so we could conclude that the knee injury depends on the interrelation of kinetic, kinematic and EMG-related factors in sidesteppings and landings. Several correlations between kinetic, kinematic and EMG variables have been found both in SC<sub>30</sub>, SC<sub>45</sub>, SC<sub>45ml</sub> and landings. These links have been related to the mechanisms that unchain the knee injury and therefore, with a greater harmful risk.

Furthermore, as a key element in the reduction of the risk, the multicomponent exercise program showed in this document has been responsible for the modification of kinetic patterns, reducing the load supported by the knee joint. Our results describe that after the intervention program the GE experimented modifications in the kinetic parameters during the

sidecuttings and landings. In the first place, the changes were produced in VGRF (which increased), and ToC (which diminished) during the sidecuttings that, according to literature, contribute to reduce the risk of a knee injury. The Force<sub>ML</sub> and the Force<sub>AP</sub> or the I<sub>z</sub> were also reduced, which could be related to standing a smaller shear force and, therefore, a reduction in the risk of suffering a knee injury.

Such program has also been effective to modify the kinematic strategies considered during the changes of direction and landings, softening the loads during the contact, reducing the risk of an injury. One of the main discoveries that are reflected in this work is that after the training program the Angle<sub>in</sub>Knee, Angle<sub>max</sub>Knee and Angle<sub>max</sub>Hip were reduced in every sidecutting. These angles seem to be much related to the unchaining of knee injuries.

Another benefit from the training program was to improve the co-activation of the quadriceps and hamstrings, allowing a protective effect on the articulation of the knee during the sidecuttings and landings. According to our results, the co-activation ratios improved after the training both in sidecutting tasks and landings, getting closer to 1 and describing an optimal co-activation that helps to describe a protective element of the limb during athletic movements. Because of this, it has been determined that the training program has been able to modulate the EMG parameters, contributing to an improvement in the neuromuscular coordination and, consequently, favouring a reduction of the risk of injuries during sidecutting tasks and landings.

Eventually, the present work proposes a predictive model dependant on kinetic, kinematic and EMG factors that recognizes the possibility of developing a knee injury, so by means of the application of the multicomponent training program the risk of suffering an injury is considerably reduced, stressing on the modification of the factors associated to the predictive model. The model has been able to develop an independent proposal for every evaluated test in order to define which variables must be modified/modulated with the purpose of reducing the risk of knee injury. During the first 9 months after the intervention an accepted model that explained the harmful episode could not be found, except for the SC<sub>30</sub>, where such model was indeed effective. On its behalf, in injuries since 9 to 18 months after the intervention, the injuries were explained practically with the same variables for every sidecutting tasks and landings.



# **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## 16. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abian, J., Alegre, L.M., Lara, A.J., Rubio, J.A., Aguado, X. (2008). Landing differences between men and women in a maximal vertical jump aptitude test. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48: 305–310.
2. Agel, J., Arendt, E., Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American Journal of Sports and Medicine*, 33: 524-530.
3. Ahmad, C., Clark, A., Heilmann, N., Schoeb, S., Gardner, T., Levine, W. (2006). Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *The American journal of Sports Medicine*, 34(3): 270-375.
4. Andersson, N. (2012). *The effects of a new ACL-injury prevention device on knee kinematics and hamstring and quadriceps co-contraction*. A pilot study. Halmstad University, Sweden.
5. Andriacchi, T.P. (1994). Dynamics of knee malalignment. *Orthopaedic Clinics of North America*, 25(3):395-403.
6. Arnason, A., Sigurdsson, S.B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American Journal of Sports and Medicine*, 32 (Suppl 1): 5S–16S.
7. Ashley, R. (2009). *Anticipatory effects on lower extremity kinematics and kinetics during cutting movements*. (Trabajo fin de Máster). University of Florida, EEUU.
8. Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. (2003). Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scandinavian Journal & Science in Sports*, 13: 244–250.
9. Backman, L., Danielson, P.. (2011). Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective studio. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(12): 2626-2633.
10. Balius, R., Predret, C. (2013) *Lesiones musculares en el deporte*. Barcelona, España: Editorial Panamericana.

11. Beaulieu, M., Lamontagne, M., Xu, L. (2009). Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting maneuver: A gender comparison. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(8), 968-976.
12. Behrens, M., Mau-Moeller, A., Wassermann, F., Bruhn, S. (2013). Effect of Fatigue on Hamstring Reflex Responses and Posterior-Anterior Tibial Translation in men and woman. *PLoS ONE*, 8(2): 1-8.
13. Bencke, J., Zebis, M.K. (2011). The influence of gender on neuromuscular pre-activity during side-cutting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21: 371–375.
14. Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop task. *Knee, Surg, Traumatology Arthroscopy*, 16: 400-407.
15. Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(7), 1176–1181.
16. Blackburn, J.T., Padua, D.A. (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*, 23(3):313-319.
17. Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., Garrett, W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6):573-578.
18. Bradley, P.S., Portas, M.D. (2007). The relationship between preseason range of motion and muscle strain injury in elite soccer players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 : 1155–9.
19. Bogardus, R. (2013). *The effect of injury prevention training programs on anterior cruciate ligament injuries in team sport athletes*. (Trabajo fin de Máster). East Carolina University, Faculty of the Department of Health Education and Promotion, EEUU.
20. Brooks, J.H., Fuller, C., Kemp, S., Reddin, D. (2006). Incidence, risk and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *The American Journal of Sports and Medicine*, 34:1297-306.
21. Borotikar, B. (2009). *Subject specific computational model of the knee to predict anterior cruciate ligament injury*. (Tesis Doctoral). University of Texas, Arlington, EEUU.

22. Brown, T. (2011). *Trained neuromechanical adaptations associated with ACL injury prevention programs*. (Tesis Doctoral). The University of Michigan, EEUU.
23. Brughelli, M., Cronin, J., Levin, G., Chaouachi A. (2008). Understanding change of direction ability in sport. *Sports Medicine*, 38(12):1045-1063.
24. Burns, J. (2003). Factors associated with triathlon-related overuse injuries. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33: 177-184.
25. Calle, P., Muñoz-Cruzado, M., Catalán, D., Fuentes, M.T. (2006). Los efectos de los estiramientos musculares: ¿qué sabemos realmente? *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 9: 36-44.
26. Camargo, I., Yuji, H., Yuri, E., Rizo, L., Akie, C., Fernandes-Lopes, J. A., Peixoto, J.C. (2006). Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and taping. *Sao Paulo Medical Journal*, 124(5): 245-252.
27. Cameron, M., Adams, R., Maher, C. (2003). Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *Physical Therapy in Sport*, 4: 159-166.
28. Cammarata, M., Dhaher, Y. (2010). Evidence of gender-specific motor templates to resist valgus loading at the knee. *Muscle & Nerve*, 41: 614-623.
29. Casais, L. Revisión de las estrategias para la prevención de lesiones en el deporte desde la actividad física. *Apunts de Medicina de L'Esport*, 157, 30-39.
30. Cerulli, G., Benoit, D.L., Caraffa, A. et al (2001). Proprioceptive training and prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(11):655-660.
31. Chadwick, S., Semens, A., Schwarz, Zhang, D. (2010). *Economic impact report on global rugby. Part III: Strategic and emerging markets*. Centre for International Business of Sport, Coventry University.
32. Chaler Vilaseca, J., Abril Carreres, M. A., Carreta Figuera, R., Maiques Dern, A., Unyó Sallent, C., Soler Romagosa, F. (2001). Rehabilitación acelerada de la plastia de ligamento cruzado anterior en el entorno de una mutua de accidentes de trabajo. *Rehabilitación*, 35 (5): 295-301.
33. Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Song, J., Hurwitz, D., Cahue, S., Sharma, L. (2005). Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis and Rheumatology*, 52:3515-3519.

34. Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 30, 261-267.
35. Chappell, J., Herman, D., Knight, B., Kirkendall, D., Garrett, W., Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump task. *The American Journal of Sports Medicine*, 3(7): 1022-1030.
36. Charlton, W., Coslett-Charlton, L.M., Ciccotti, M.G. (2001). Correlation of estradiol in pregnancy and anterior cruciate ligament laxity. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 387: 165-170.
37. Claiborne, T., Armstrong, C., Gandhi, V., Pincivero, D. (2006). Relationship Between Hip and Knee Strength and Knee Valgus During a Single Leg Squat. *Journal of Applied Biomechanics*; 22:41-50.
38. Cochrane, J., Lloyd, D., Butfield, A., Seward, H., McGivern, J. (2007). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10: 96-104.
39. Cochrane, J., Lloyd, D., Besier, T., Elliott, B., Doyle, T., Ackland, T. (2010). Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(8):1535-1544.
40. Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., Garrett, W. Jr. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: Implications for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 28, 234-240.
41. Colson, S. S., Petit, P. D., He'breard, L., Tessaro, J., Pensini, M. (2009). Whole body vibration does not enhance muscle activation. *International Journal of Sports Medicine*, 30, 841–844.
42. Conn, J., Anest, J, Gilchrist, J. (2003). Sports and recreation related injury episodes in the US population, 1997–99. *Injury Prevention: Journal of The International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*, 9:117–123.
43. Cook, J., Khan, K., Harcourt, P., Grant, M., Young, D.A., Bonar, S. (1997). A cross sectional study of 100 athletes with jumper's knee managed conservatively and surgically. *British Journal Sports and Medicine*, 31: 332.
44. Coppack, R., Etherington, J., Wills, A. (2011). The effects of exercise for the prevention of overuse anterior knee pain: a randomized controlled trial. *The American Journal of Sports and Medicine*, 39(5): 940-8.

45. Cram, T. R. (2011). *The relationship between hip muscular stiffness and the biomechanical factors associated with ACL injury*. (Trabajo fin de Máster). University of North Carolina, EEUU.
46. Cross, C. The effects of instruction and feedback on lower limb kinematics and kinetics during landing in female novice netball players. (Tesis Doctoral). University of Auckland, New Zealand.
47. Cumps, E., Verhagen, E., Meeusen, R. (2007). Prospective epidemiological study of basketball injuries during one competitive season: Ankle sprains and overuse knee injuries. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 204-211.
48. Dadebo, B., White, J., George, K. (2004). A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *British Journal of Sports Medicine*, 38: 388-94.
49. Dai, B., Garrett, W., Gross, M., Padua, D., Queen, R., Yu, B. The effects of 2 landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks. *The American journal of Sports Medicine*, 43(2): 466-474.
50. Dallinga, J., Benaminse, A., Lemmink, K. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports. *Sports Medicine*, 42(9): 791-815.
51. Daneshjoo, A., Mokhtar, A.H., Rahnama, N., Yusof, A. (2012). The Effects of Comprehensive Warm-Up Programs on Proprioception, Static and Dynamic Balance on Male Soccer Players. *PLoS ONE*, 7(12): e51568.
52. Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A.H., Yusof, A. (2013). Effectiveness of injury prevention programs on developing quadriceps and hamstrings strength of young male professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 31(39): 115-25.
53. De Antolín-Ruiz, P. (1998). *Reeducación propioceptiva, globalidad y T.R.A.L. en VII Jornadas Nacionales de Fisioterapia del Deporte*. A Coruña: Universidad de Coruña.
54. de Hoyo, M., Naranjo-Orellana, J., Carrasco, L., Sañudo, B., Jiménez-Barroca, J.J., Domínguez-Cobo, S. (2013). Revisión sobre las lesiones de la musculatura isquiotibial en el deporte: factores de riesgo y estrategias para su prevención. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 6(1): 30-37.

55. Di Stasi, S., Myer, G., Hewett, T. (2013). Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(11): 777-792.
56. Dienst, M., Burks, R., Greis, P. (2002). Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *The Orthopedic Clinics of North America*, 33(4): 605-620.
57. Dolny, D.G., Reyes, G.C. (2008). Whole body vibration exercise: training and benefits. *Current Sports Medicine Reports*, 7(3): 152-157.
58. Donnelly, C. (2012). *Mechanism and prevention of anterior cruciate ligament injuries in Sport* (Doctoral Thesis). University of Western. Australia.
59. Drexel, H., Saely, C.H., Langer, P., et al. (2008). Metabolic and anti-inflammatory benefits of eccentric endurance exercise a pilot study. *European Journal and Clinical Investigation*, 38(4): 218–26.
60. Ebben, W., Fauth, M., Petushek, E., Garceau, L., Hsu, B., Lutsch, B., Feldmann, C. (2010). Gender-based analysis of hamstring and quadriceps muscle activation during jump landings and cutting. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 24: 408–415.
61. Egger, G. (1991). Sports injuries in Australia: causes, costs and prevention. *Health Promotion Journal of Australia*, 1: 28-33.
62. 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. *The American Journal of Sports and Medicine*, 38: 1147–1153.
63. Fagenbaum, R., Darling, W. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports and Medicine*, 31: 233–240.
64. Farrell, M, Richards, J. (1986). Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 18: 44–49.
65. Farthing, J.P., Chilibeck, P.D. (2003). The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European Journal of Applied Physiology*, 89(6):578–86.
66. Ferdinand, S., Beilby, J., Black, P., Law, B., Thomlinson, A. (2008). Landing patterns in elite netball. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 36(2): 85-95.

67. Flynn, J., Mackenzie, W., Kolstad, K., Sandifer, E., Jawad, A.F., Galinat, B. (2000). Objective evaluation of knee laxity in children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 20: 259-263.
68. Fong, D., Hong, Y., Shima, Y., Krosshaug, T., Yung, T., Chan, K. (2009). Biomechanics of supination ankle sprain –a case report of an accidental injury event in laboratory. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4): 822-827.
69. Fong, C., Blackburn, J., Norcross, M., McGrath, M., Padua, D. (2011). Ankle dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46(1): 5-10.
70. Ford, K. (2009). *Changes in longitudinally assessed biomechanical parameters related to increased risk of anterior cruciate ligament (ACL) injuries in adolescent female and male athletes*. (Tesis Doctoral). University of Kentucky, EEUU.
71. Ford, K., Myer, G., Hewett, T. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10): 1745-1750.
72. Ford, K., Myer, G., Toms, H., Hewett, T. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(1): 124-129.
73. Fort, A., Costa Tutusaus, L., de Antolín Ruiz, P., Massó i Ortigosa, N. (2008). Efectos de un entrenamiento propioceptivo sobre la extremidad inferior en jóvenes deportistas jugadores de voleibol. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 43(157): 5-13.
74. Gabbe, B. J., Bennell, K.,L., Finch, C.F, Wajswelner, H., Orchard, J. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal & Science in Sports*, 16: 7–13.
75. García-Ferrando, M., Llopis, Ramón. (2011). *Ideal democrático y bienestar personal. Encuesta Sobre los Hábitos deportivos en España 2010*. Madrid: Catálogo de Publicaciones de la Administración General del Estado.
76. Garrido-Chamorro, R. P., Pérez-San Roque, J., González-Lorenzo, M., Diéguez, S., Pastor, R., López-Andújar, L., Lorens Soriano, P. (2009). Epidemiología de las lesiones deportivas atendidas en urgencias. *Emergencias*. 21(1): 5-11.
77. Gerber, J.P., Marcus, R.L., Dibble, L.E., Greis, P.E., Burks, R.T., LaStayo, P.C. (2009). Effects of early progressive eccentric exercise on muscle size and

- function after anterior cruciate ligament reconstruction: a 1-year follow-up study of a randomized clinical trial. *Physical Therapy*, 89(1): 51–9.
78. Gianotti, S., Hume, P.A. (2007). A cost-outcome approach to pre and post-implementation of national sports injury prevention programmes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(6): 436–446.
  79. Gilchrist, J., Mandelbaum, B., Melancon, H., Ryan, G., Silvers, H., Griffin, L., Dvorak, J. (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1476-1483.
  80. Gilchrist, J., Mandelbaum, B., Melancon, H., Ryan, G., Silvers, H., Griffin, L., Watanabe, D., Dick, R., Dvorak, J. (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American Journal of Sports and Medicine*, 36(8): 1476-1483.
  81. Giménez, L., Larma, A., Álvarez, J. (2014). Prevención de las tendinopatías en el deporte. *Revista Española de la Federación Española de Medicina del Deporte y de la Confederación Iberoamericana de Medicina del Deporte*, 161: 205-212.
  82. Greco, C., Da Silva, W., Camarda, S., Denadai, B. (2012). Rapid hamstrings/quadriceps strength capacity in profesional soccer players eith different conventional isookinetic muscle strength ratios. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, 418-422.
  83. Griffin, L., Albohm, M., Arendt, E., Bahr, R., Beynnon, B., DeMaio, M., ...Yu, B. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. A review of the hunt valley II meeting, jaunary 2005. *The American Journal of Sports and Medicine*, 34(9): 1512-1532.
  84. Grimm, N., Shea, K., Leaver, R., Aoki, S, Carey, J. (2013). Efficacy and degree of bias in knee injury prevention studies: a systematic review of RCTs. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 471(1): 308-316.
  85. Gutgessell, M. (1991). Safety of a preadolescent basketball program. *The American Journal of Diseases of Children*, 145-9: 1023-1025.
  86. Hannah, R., Minshull, C., Smith, S., Folland, J. (2014). Longer electromechanical delay impairs hamstrings explosive force versus quadriceps. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(5): 963-972.

87. Hanson, A., Padua, D., Blackburn, J.T., Prentice, W., Hirth, C. (2008). Muscles activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(2): 133-143.
88. Harmon, KG and Ireland, ML. Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries. (2000). *Clinics in Sports Medicine*, 19: 287–302.
89. Henderson, G., Barnes, C.A., Portas, M.D. (2010). Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13:397–402.
90. Herman, D., Onate, J.A., Weinhold, P.S., Guskiewicz, K.M., Garret, W.E., Bing, Y, Padua, D.A. (2009). The effects of feedback with and without strength training on lower extremity biomechanics. *American Journal of Sport Medicine*, 37(7): 1301-1308.
91. Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hagg, G. (1999). *European recommendations for surface electromyography, results of SENIAM project (8th ed.)*. Enschede: Roessingh Research and Development.
92. Hernández, E. (2006). *Metodología de la Investigación. Cómo escribir una tesis*. Recuperado de: [http://www.polgalvan.sld.cu/contenido/metinvest\\_como\\_escribir\\_tesis0.htm](http://www.polgalvan.sld.cu/contenido/metinvest_como_escribir_tesis0.htm)
93. Herrero-Arenas, N. (2014). *Influencia de la superficie de juego, botas y otras variables en la producción de lesiones por mecanismo indirecto de la extremidad inferior en el fútbol* (Tesis Doctoral). Universidad Católica de San Antonio de Murcia. Facultad de Ciencias de la Salud, de la Actividad Física y del Deporte. España.
94. Hewett, T.E. (2000). Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes: strategies for intervention. *Sports Medicine*, 29: 313-327.
95. Hewett, T.E., Paterno, M., Myer, G. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 402:76-94.
96. Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (4): 492-501.

97. Hickey, J., Shield, A.J., Williams, M.D., Opar, D.A. (2014). The financial cost of hamstring strain injuries in the Australian Football League. *British Journal of Sports Medicine*, 48(8): 729-730.
98. Hohmann, E., Wortler, K., Imhoff, A.B. (2004). MR imaging of the hip and knee before and after marathon running. *The American Journal of Sports and Medicine*, 32(1): 55–59.
99. Holcomb, W., Rubley, M., Heather, J., Guadagnoli, M. (2007). Effect of hamstring emphasized resistance training on hamstring:quadriceps ratio. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21: 41-47.
100. Hootman, J.M., Dick, R., Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2): 311-319.
101. Hootman, M., Macera, C., Ainsworth, B., Martin, M., Addy, C., Blair, S. (2002). Predictors of lower extremity injury among recreationally active adults. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 12: 99–106.
102. Hosmer, D. W., Lemeshow, S. (1989). *Applied Logistic Regression*. New York: Wiley.
103. Hupperets, M., Verhagen, E., Heymans, M., Bosmans, J., van Tulder, M. (2010). Potential savings of a program to prevent ankle sprain recurrence: economic evaluation of a randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11): 194-200.
104. Impellizzeri, F.M., Rampinini, E., Maffiuletti, N., Marcora, S.M. (2007). A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39: 2044-2050.
105. Imwalle, L., Myer, G., Ford, K., Hewett, T. (2009). Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8): 2223-2231.
106. James, R., Sizer, P., Starch, D., Lockhart, T., Slauterbeck, J. (2004). Gender differences among sagittal plane knee kinematic and ground reaction force characteristics during a rapid sprint and cut maneuver. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 75(1): 31-38.

107. Jordan, M., Aagaard, P., Herzog, W. (2014). Rapid Hamstrings/Quadriceps strength in ACL-reconstructed elite alpine ski racers. *Medicine & Science Sports & Exercise*, 47(1): 109-119.
108. Jordan, M., Aagaard, P., Herzog, W. (2015). Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: a comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, 201-309.
109. Josse, J.M. (2008). *The economy cost of hockey injury in Ontario* (Tesis Doctoral). York University, Toronto, E.E.U.U.
110. Junge, A., Rösch, D., Peterson, L., Graf-Baumann, T., Dvorak, J. (2002). Prevention of soccer injuries: a prospective intervention study in youth amateur players. *The American Journal of Sports Medicine*, 30: 652-9.
111. Juy-Ray, M.K., Kohandel, M. (2010). Epidemiology of some sport injuries among physical education college students. *British Medical Journal*, 16: 128-129.
112. Keenan, K. A. (2014). *Prediction of knee kinematics during a stop jump-cut maneuver using trunk neuromuscular characteristics and kinematics in a healthy, physically active population* (Tesis Doctoral). University of Pittsburgh, Pennsylvania, E.E.U.U.
113. Kilgallon, M., Donnelly, A. Shafat, A. (2007). Progressive resistance training temporarily alters hamstring torque-angle relationship. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 18-24.
114. Knapik, J.J. (2015). The importance of physical fitness for injury prevention: part 2. *Journal of Special Operation Medicine*, 15(29): 112-5.
115. Kocher, M.S., Sterett, W.I., Briggs, K.K., Zurakowski, D., Steadman, J.R. (2003). Effect of functional bracing on subsequent knee injury in ACL-deficient professional skiers. *Journal of knee Surgery*, 16:87-92.
116. Kristianslund, E., Krosshaug, T. (2013). Comparison of Drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *The American journal of Sport Medicine*, 41 (3):684-8.
117. Kulas, A.S., Hortobagyi, T., Devita, P. (2010). The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *Journal of Athletic Training*, 45(1):5-15.

118. LaBella, C., Huxford, M., Grissom, J., Kim, K., Peng, J., Christoffel, K. (2011). Effect of neuromuscular warm-up on injuries in female soccer and basketball athletes in urban public high schools. *Archives of Pediatric and Adolescent Medicine*, 166(11), 1033-1040.
119. Laprade, J., Culham, E. (2003). Radiographic measures in subjects who are asymptomatic and subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, (414):172-182.
120. Lewis, J. (2014). A systematic review of the relationship between stretching and athletic injury prevention. *Orthopaedic Nursing*, 33: 312-20.
121. Li, G., Defrate, L.E., Gill, T.J. (2005a). In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 23 (4): 340-4.
122. Li, G., Papannagari, R., Most, E., et al. (2005b). Anterior tibial post impingement in a posterior stabilized total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 23 (3): 536-41.
123. Lim, B., Lee, Y., Kim, J. G., An, K., Yoo, J., Kwon, Y. (2009). Effects of spors injury prevention training on the biomechanical risk factors of anterior cruciate ligament injury in high school female basketball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(9): 1728-1734.
124. Longo, U., Loppini, M., Berton, A., Marinozzi, A., Maffulli, N., Denaro, V. (2012). The FIFA 11+ program is effective in preventing injuries elite male basketball players: a cluster randomized controlled trial. *The American Journal of Sport Medicine*, 40(5): 996-1005.
125. Lubowitz, J., Appleby, D. (2011). Cost-effectiveness analysis of the most common orthopaedic surgery procedures: knee arthroscopy and knee anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 27(10): 1317–1322.
126. Maffulli, N., Longo, U., Gougoulias, N., Loppini, M, & Denaro, V. (2010). Long-term health outcomes of youth sports injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 44, 21-25.
127. Mafra, O., Cader, S.A., Giani, T., Silva, E., Daoud, R., Alakhdar, Y., Dantas, E. (2011). Concentración de la hidroxiprolina en la orina de jóvenes tras un programa de estiramientos estáticos y facilitación neuromuscular propioceptiva. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 13(2): 63-68.

128. Malinzak, R., Colby, S., Kirkendall, D., Yu, B., Garrett, W. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438-445.
129. Mandelbaum, B., Silvers, H., Watanabe, D., Knarr, J., Thomas, S., Griffin, L., Kirkendall, D., Garrett, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes. 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7): 1003-1010.
130. Mandelbaum, B., Silvers, H., Watanabe, D., Knarr, J., Thomas, S., Griffin, L., Garrett, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1003-1010.
131. Marante-Fuertes, J., Baron, Y., Casas-Ruiz, M., Cano, C., Tallón, J. (2002). Lesiones en jugadores no profesionales de baloncesto. Estudio estadístico. *Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia*, 22(1):86-91.
132. Marshall, S.W., Hamstra-Wright, K.L., Dick, R., Grove, K.A., Agel, J. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate women's softball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of Athletic Training*, 42: 286-94.
133. McCall, A., Davison, M., Anderser, T., Beasley, I., Bizzini, M., Dupont, G., Duffield, R., Carling, C., Dvorak, J. (2015). Injury prevention strategies at the FIFA 2014 world cup: perceptions and practices of the physicians from the 32 participating national team. *British Journal of Sports Medicine*, 49: 603–608.
134. McGrath, M.L. (2009). *Changes in lower extremity movements patterns following exercise-induced fatigue and verbal feedback* (Tesis Doctoral). University of North Carolina at Chapel Hill, EEUU.
135. McLean, S., Huang, X., Su, A., van den Bogert, A. (2004). Sagittal plane biomechanics cannot injuries the ACL during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, 19: 828:838.
136. McLean, S., Huang, X., van den Bogert, A. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20(8): 863-870.

137. Melnyk, M., Gollhofer, A. (2007). Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(5): 525-532.
138. Melnyk, M., Kofler, B., Faist, M., Hodapp, M., Gollhofer, A. (2008). Effect of a whole-body vibration session on knee stability. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 839–844.
139. Mileva, K., Bowtell, J., Kossev, A. (2009). Effect of low frequency whole body vibration on motor evoked potentials in healthy men. *Experimental Physiology*, 94(1): 103-116.
140. Mohammadi, F. (2007). Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprains in male soccer players. *The American Journal of Sports and Medicine*, 35: 922-926.
141. Moreno, C. (2002). *Estudio epidemiológico de las lesiones deportivas del aparato locomotor en la provincia de Salamanca 1991-1994*. (Tesis Doctoral). Universidad de Salamanca, Facultad de Medicina, España.
142. Murphy, D.F., Connolly, D., Beynnon, D.B. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37: 13-29.
143. Myer, G., Sugimoto, D., Thomas, S., Hewett, T.E. (2012). The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 41: 203.
144. Newcomer, R., Rockhill, B., Perna, F.M., Roh, J.L. (2009). Measuring postinjury depression among male and female competitive athletes. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 31: 60-76.
145. Nigg, B. The role of impact force and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11: 2-9.
146. NFHS (1972). *High School Participation Survey*. Indianapolis, National Federation of State High School Associations, EEUU.
147. NFHS (2007). *High School Participation Survey*. Indianapolis, National Federation of State High School Associations, EEUU.
148. Olmsted, L., Vela, L.I., Denegar, C.R., Hertel, J. (2004). Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers-needed-to-treat and cost-benefit analysis. *Journal of Athletic Training*, 39: 95-100.

149. Olsen, O., Mykelbust, G., Engelbretsen, L., Holme, I., Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomized controlled trial. *British Medical Journal*, 330(7489): 449.
150. OMS (2000). *La salud en los jóvenes: un desafío para la sociedad*. Series de Informes Técnicos. Ginebra, Suiza.
151. Panics, G., Tállay, A., Pavlik, A., Berkes, I. (2008). Effect of propiocepción training knee joint position sense in female team handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6): 472-476.
152. Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings drop a jump: gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4): 263–268.
153. Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4): 263-8.
154. Paschalis, V., Nikolaidis, M.G., Theodorou, A.A., Giakas, G., Jamurtas, A.Z., et al. (2010). Eccentric exercise affects the upper limbs more than the lower limbs in position sense and reaction angle. *Journal of Sports and Sciences*, 28: 33–43.
155. Pascual-Huerta, J. (2010). *Determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha*.(Tesis Doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, España.
156. Pflum, M., Shelburne, K., Torry, M., Decker, M., Pandy, M. (2004). Model prediction of anterior cruciate ligament force during droplandings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36: 1949–1958.
157. Pierrinowski M., Galea V. (2001). Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups: Scaling gait data to body size. *Gait Posture*, 13(3): 193-201.
158. Plumlee, E. (2011). *Effects of ankle bracing on knee joint biomechanics during an unanticipated cutting maneuver*. Texas Tech University, E.E.U.U.
159. Pollard, C., Heiderscheit, B., van Emmerik, R., Hamill, J. (2005). Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 21: 143-152.

160. Pollard, C., Braun, B., Hamill, J. (2006). Influence of gender, estrogen and exercise on anterior knee laxity. *Clinical Biomechanics*, 21(10): 1060-1066.
161. Pollard, C., Sigward, S., Powers, C. Gender differences in hip joint kinematics and kinetic during side-step cutting maneuver. *Clinic Journal of Sports Medicine*, 17(1): 38-42.
162. Pollard, C., Sigward, S., Powers, C. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical biomechanics*, 25, 142-146.
163. Potter, D., Reidinger, K., Szymialowicz, R., Martin, T., Dionic, D., Feinn, R., ...Garbalosa, J. (2014). Sidestep and crossover lower limb kinematics during a prolonged sport-like agility test. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(5): 617-627.
164. Powers, C. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy*, 40(2): 42-51.
165. Price, R.J., Hawkins, R.D., Hulse, M.A., Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British Journal of Sports Medicine*, 38: 466-71.
166. Prodromos, C.C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., Shi, K. (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injuryreduction regimen. *Arthroscopy*, 23(12): 1320-1325.
167. Putter, C.E., Seller, R.W., Polinder, S., Panneman, M.J., Hovius, S.E., van Beeck, E.F. (2012). Economic impact of hand and wrist injuries: health-care cost and productivity costs in a population-based study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 94(9): 56.
168. Quatman, C. (2009). *Anterior cruciate ligament injury mechanisms: a finite element investigation*. (Tesis Doctoral). University of Toledo, EEUU.
169. Ramesh, R., Von Arx, O., Azzopardi, T., Schranz, P.J. (2005). The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 87: 800–803.
170. Rittweger, J. (2009). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5): 877-904.

171. Riva, D., Bianchi, R., Rocca, F., Mamo, C. (2015) Proprioceptive training and injury prevention in a professional men's basketball team: a six-year prospective study. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, (en prensa).
172. Root, H. (2013). *The acute effects of an injury prevention program on landing technique and performance measures in youth athletes*. (Trabajo fin de Máster). University of North Carolina, EEUU.
173. Saavedra, M., Coronado, Z., Chávez, A., Díez, G. (2003). Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 15(1): 17-23.
174. Sánchez-Jover, F., Gómez, A. (2008). Hábitos de entrenamiento y lesiones deportivas en la selección murciana de baloncesto 2007. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 8(30): 146-160.
175. Sañudo, B., Feria, A., Carrasco, L., de Hoyo, L., Santos, R., Gamboa, H. (2012). Gender Differences in knee stability in response to whole-body vibration. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8): 2156-2165.
176. Sañudo, B., Feria, A., Carrasco, L., de Hoyo, M., Santos, R., Gamboa, H. (2012). Does whole body vibration training affect knee kinematics and neuromuscular control in healthy people? *Journal of Sports Sciences*, 30(14): 1537-1544.
177. Satterthwaite, P., Larmer, P., Gardiner, J., Norton, R. (1996). Incidence of injuries and other health problems in the Auckland Citibank marathon, 1993. *British Journal of Sports Medicine*, 30(4): 324-326.
178. Sauret, J. (2011). *Estimation of muscle torque impulses and ability to predict high-risk knee joint mechanics during landing maneuvers*. (Tesis Doctoral). University of North Carolina, EEUU.
179. SEEDO. (2007). Consenso SEEDO para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Revista Española de Obesidad*, 7-48.
180. Sell, T., F., C., Abt, J., Tsai, Y., Myers, J., Fu, F., Lephart, S. (2007). Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(12): 1589-1597.
181. Senra, A., Senra, M. (2008). *La tesis doctoral en medicina*. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.

182. Setuain, I., González, M., Alfaro, J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M. (2015). Acceleration and orientation jumping performance differences among elite professional male handball players with or without previous ACL reconstruction: an inertial sensor unit-based study. *PM&R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, (en prensa).
183. Shankar, P.R., Fields, S.K., Collins, C.L., Dick, R.W., Comstock, R.D. (2007). Epidemiology of high school and collegiate football injuries in the United States, 2005-2006. *The American Journal of Sports and Medicine*, 35(8): 1295-303.
184. Shimokochi, Y., Shultz, S. (2008). Mechanism of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4): 396-408.
185. Shultz, S., Schmitz, R., Benjaminse, A., Chaudhari, A., Collins, M., and Padua, D. (2012). ACL research retreat VI: an update on ACL injury risk and prevention, *Journal of Athletic Training*, 47(5): 591.
186. Shultz, S., Schmitz, R., Nguyen, A., Chaudhari, A., Padua, D., McLean, S., Sigward, S. (2010). ACL research retreat V: an update on ACL injury risk and prevention, March 25–27, Greensboro, NC. *Journal of Athletic Training*, 45(5): 499–508.
187. Sigward, S., Powers, C. (2007). Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*, 22: 827-833.
188. Smith, M., Sizer, P., James, R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8:419-427.
189. Söderman, K., Alfredson, H., Pietilä, T., Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one outdoor season. *Knee, Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 9: 313-321.
190. Soligard, T., Myklebust, G., Steffen, K., Holme, I., Silvers, H., Bizzini, M., Junge, A., Dvorak, J., Bahr, Andersen, T. (2008). Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomized controlled trial. *British Medical Journal*, 337: 2469.
191. Stam, C., Schoots, W., Brugmans, M. (2008). Trends in sportblessures die behandeld worden op de SEH. In: Hildebrandt VH, Ooijendijk WTM, Hopman-Rock M, eds. Trendrapport bewegen en gezondheid 2006/2007. *Leiden, the Netherlands: De Bink*, 253–272.

192. Steffen, K., Myklebust, G., Olsen, O., Holme, I., Bahr, R. (2008). Preventing injuries in female youth football - a cluster-randomized controlled trial. *Scandinavian Journal & Science in Sports*, 18(5): 605-614.
193. Steinacker, T., Steuer, M., Holtke, V. (2001). Orthopadische Probleme bei alteren Marathonlaufem [Orthopedic problems in older marathon runners]. *Sportverletz Sportschaden*, 15:12–15.
194. Stevenson, M., Hamer, P., Finch, C., Eliot, B., Kresnow, M. (2000). Sport, age, sex specific incidence of sports injuries in Western Australia. *British Journal of Sport Medicine*, 34: 188-194.
195. Stoffel, K., Nicholls, R.L., Winata, A.R., Dempsey, A., Boyle, J., Lloyd, D. (2010). Effect of ankle taping on knee and ankle joint biomechanics in sporting tasks. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(11): 2089-2097.
196. Swenson, D.M., Collins, C.L., Best, T.M., et al. (2013). Epidemiology of knee injuries among U.S. high school athletes, 2005/2006–2010/ 2011. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3):462–9.
197. Sytema, R., Dekker, R., Dijkstra, P., ten Duis, H., van der Sluis, C. (2010). Upper extremity sports injury: risk factors in comparison to lower extremity injury in more than 25000 cases. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20: 256-263.
198. Tahrebandi, S. (2007). *Influence of Physical training on knee valgus motion and physical performance abilities among adolescent female basketball players*. (Trabajo fin de Máster). Eastern Michigan University, EEUU.
199. Tagesson, S., Oberg, B., Good, L., Kvist, J. (2008). A comprehensive rehabilitation program with quadriceps strengthening in closed versus open kinetic chain exercise in patients with anterior cruciate ligament deficiency: a randomized clinical trial evaluating dynamic tibial translation and muscle function. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(2): 298-307.
200. Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Golhofer, A., Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189: 347-358.
201. Ter Stege, M.H., Dallinga, J., Benjaminse, A., Lemmink, K. (2014). Effect of Interventions on Potential, Modifiable Risk Factors for Knee Injury in Team Ball Sports: A Systematic Review. *Sport Medicine*, 44: 1403-1426.

202. Thacker, S., Gilchrist, J., Stroup, D., Kimsey, C. (2004). The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36:371-8.
203. Tillman, M., Hass, C., Brunt, D., Bennett, G. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3: 30-36.
204. Torry, M., Myers, C., Shelburne, K., Peterson, D., Giphart, J., Pennington, W... Steadman, J. (2011). Relationship of knee shear force and extensor moment on knee translations in females performing droplandings: a biplane fluoroscopy study. *Clinical Biomechanics*, 26(10): 1019-1024.
205. Tracey, J. (2003). The emotional response to the injury and rehabilitation process. *Journal of Applied Sport and Psychology*, 15: 279-293.
206. Trees, A.H., Dixon, J., Howe, T.E., White, L. (2005). Exercise for treating isolated anterior cruciate ligament injuries in adults. *The Cochrane Database System of Systematic Review*, 19(4): CD5316.
207. Trimble, M.H., Bishop, M.D., Buckley, B.D., Fields, L.C., Rozea, G.D.. (2002). The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clinical Biomechanics*, 17(4): 286-290.
208. U.S. Department of Health and Human Services. (2012). Healthy people 2020. Recuperado de: <http://www.healthypeople.gov>
209. van Beijsterveldt, A., van de Port, I., Krist, M., Schmikli, S., Stubbe, J., Frederiks, J., Backx, F. (2012). Effectiveness of an injury prevention programme for adult male amateur soccer players: a cluster-randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 46(16): 1114-1118.
210. Van der Harst, J., Gokeler, A., Hof, A. (2007). Leg kinematics and kinetics in landing from a single-leg hop for distance. A comparison between dominant and non-dominant leg. *Clinical Biomechanics*, 22: 674-680.
211. Verhagen, E., Van Tulder, M., Van der Beek, A.J., Bouter, L., van Mechelen, W. (2005). An economic evaluation of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains in volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, 39: 111-115.
212. Visnes, H., Hoksrud, A., Cook, J., Bahr, R. (2005). No effect of eccentric training on jumper's knee in volleyball players during the competitive season. A randomized clinical trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15: 227-234.

213. Von Porat, A., Henriksson, M., Holmström, E., & Roos, E. M. (2007). Knee kinematics and kinetics in former soccer players with a 16-year-old ACL injury—the effects of twelve weeks of knee-specific training. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17, 35–45.
214. Vriend, I., van Kampen, L., Schmikli, S.L., Eckhardt, J., Schools, W., den Hertog, P. (2005). Ongevallen en Beweging in Nederland 2002–2003: Ongevalsletsels en sportblessures in kaart gebracht. *Amsterdam, the Netherlands: Stichting Consument en Veiligheid*, 8–9.
215. Wheinhandl, J., Joshi, M., O'Connor, K. (2010). Gender comparisons between unilateral and bilateral landing. *Journal of Applied Biomechanics*, 26: 444-453.
216. Wiese-Bjorstal, D.M. (2010). Psychology and socioculture affect injury risk, response and recovery in high-intensity athletes: A consensus statement. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 20(2): 103:111.
217. Wikstrom, E.A, Tillman, M., Chmielewski, T., Borsa, P. (2006). Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. *Sports Medicine*, 36: 393–410.
218. Wilderman, D.R., Ross, S.E., Padua, D.A. (2009). Thigh Muscle Activity, Knee Motion, and Impact Force During Side-Step Pivoting in Agility-Trained Female Basketball Players. *Journal of Athletic Training*, 44(1): 14-25.
219. Winby, C.R., Lloyd, D.G., Besier, T.F., Kirk, T.B. (2009). Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *Journal of Biomechanics*. 42: 2294-2300.
220. Witchalls, J., Newman, P., Waddington, G., Adams, R., Blanch, P. (2013). Functional performance deficits associated with ligamentous instability at the ankle. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16: 89-93.
221. Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T., Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *The American Journal of Sports and Medicine*, 31: 41–46.
222. Wong, P., Haselen, J. (2010). Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measured by surface electromyography. *International Sportmed Journal*, 11(2): 313-323.
223. Woo, S.L., Hollis, J.M., Adams, D.J., Lyon, R.M., Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament tibia complex. The

- effects of specimen age and orientation. *The American Journal of Sports Medicine*, 19: 217–225.
224. Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., Hodson, A. The football association medical research programme: an audit of injuries in professional football-analysis of preseason injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36: 436-441.
225. Wulf, G., Dufek, J.. (2009). Increased jump height with an external focus due to enhanced lower extremity joint kinetics. *Journal of Motor Behavior*, 41(5): 401-409.
226. Yamazaki, J, Muneta, T, Ju, Y.J., Sekiya, I. (2010). Differences in kinematics of single leg squatting between anterior cruciate ligament-injured patients and healthy controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18: 56–63.
227. Yeung, S.S., Suen, A.M., Yeung, E.W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43: 589–594.
228. Yi, C., Brunt, D., Kim, H., Fiolkowski, P. (2003). Effect of ankle taping and exercise on EMG and kinetics during landing. *Journal of Physical Therapy Science*, 15: 81-85.
229. Zaffagnini, S., Lopomo, N., Signorelli, C., Muccioli, G., Bonanzinga, T., Grassi, A. ... Marcacci, M. (2014). Inertial sensors to quantify the pivot shift test the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Joints*, 2(3): 4-129.
230. Zalai, D., Panics, G., Bobak, P., Csáki, I., Hamar, P. (2015). Quality of functional movement patterns and injury examination in elite-level male professional football players. *Acta Physiologica Hungarica*, 102(1): 34-42.
231. Zebis, M.K., Bencke, J., Andersen, L.L., et al. (2008). The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(4): 329-337.
232. Zebis, M., Andersen, L., Ellingsgaard, H., Aagaard, P. (2011). Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs female elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Association*, 25(7): 1989-1993.