Universidad CEU Cardenal Herrera

Departamento de Fisioterapia

Determinación de los datos normativos de la actividad muscular del miembro inferior durante la carrera.

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

D. Jesús León Sánchez

Dirigida por:

Dr D. Javier Martinez Gramage

Dr D. Juan José Amer Cuenca

VALENCIA

2017

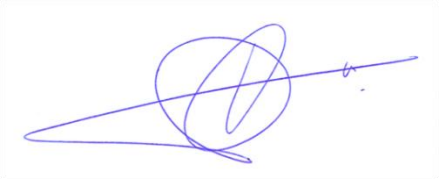
CEU
Universidad
Cardenal Herrera

D, Javier Martínez Gramage, Director y Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **"Determinación de los datos normativos de la actividad muscular del miembro inferior durante la carrera"**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por D. Jesús León Sánchez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 09 de noviembre de 2016



Dr. Javier Martínez Gramage

CEU
Universidad
Cardenal Herrera

D, Juan José Amer Cuenca, Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **"Determinación de los datos normativos de la actividad muscular del miembro inferior durante la carrera"**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por D. Jesús León Sánchez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 09 de noviembre de 2016

Dr. Juan José Amer Cuenca

A mi familia,

por su confianza ciega en mi.

A mis amigos,

por su apoyo incondicional.

A mis profesores,

por hacer posible el haber

llegado hasta aquí.

Índice

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE CONTENIDOS…….9

ÍNDICE DE TABLAS……13

ÍNDICE DE FIGURAS…….....14

I. INTRODUCCIÓN…….….17

I.1 LA CARRERA A PIE EN EL DEPORTE…….…**19**

I.2 IMPLICACIONES CLÍNICAS…….….**22**

I.3 BIOMECÁNICA DE LA CARRERA A PIE…….…**31**

I.3.1 EL CICLO DE LA CARRERA A PIE……..**31**

I.3.2 PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES……**33**

I.3.3 CINEMÁTICA……..…….…**37**

I.3.4 CINÉTICA……...**42**

I.3.5 ELECTROMIOGRAFÍA EN LA CARRERA A PIE……...**49**

I.4 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO……**67**

II. OBJETIVOS E HIPÓTESIS……..69

III. MATERIAL Y MÉTODOS……..73

III.1 SUJETOS…….…**75**

III.2 DISEÑO……..……**76**

III.3 PROCEDIMIENTO…….…**76**

III.3.1 MATERIAL……...**76**

III.3.2 ADQUISICIÓN DE DATOS NORMATIVOS……..……**78**

III.3.3 PROCESAMIENTO Y NORMALIZACIÓN DE LA SEÑAL…….**84**

III.4 VARIABLES DEL ESTUDIO Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO……..…..….**85**

III.4.1 VARIABLES DEL ESTUDIO……..**85**

III.4.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO……...……**87**

IV. RESULTADOS…….…...**89**

IV.1 SUJETOS…….……..…**91**

IV.2 NIVEL DE ACTIVACIÓN MUSCULAR….…….…….…**93**

V. DISCUSIÓN…….…..**97**

VI. CONCLUSIONES……**113**

VII. AGRADECIMIENTOS……..**117**

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS…….…**121**

ANEXOS…….....**147**

ANEXO I……..……149

ANEXO II…….….151

Índice de tablas

Tabla 1. Clasificación de pruebas de carrera en el atletismo……..……...20

Tabla 2. Lesiones más frecuentes asociadas a la carrera a pie……..……..…24

Tabla 3. Resumen de los factores asociados a las lesiones durante la práctica de la carrera……..……..…..29

Tabla 4. Principales diferencias entre la carrera a pie y la marcha humana……49

Tabla 5. Perfil de actividad electromiográfica de superficie en diferentes músculos del miembro inferior durante la carrera……..61

Tabla 6. Síntesis de los momentos principales de activación de la actividad electromiográfica de superficie en los músculos del miembro inferior……..62

Tabla 7. Cambios en los patrones de actividad electromiográfica de superficie en los músculos del miembro inferior debidos a la velocidad……..…65

Tabla 8. Diferentes velocidades empleadas en el análisis de la actividad electromiográfica de superficie en la carrera a pie…….……66

Tabla 9. Variables del estudio……..……87

Tabla 10. Distribución de los sujetos en los diferentes grupos……..……...91

Índice de figuras

Figura 1. Representación gráfica del ciclo de la carrera a pie……..……32

Figura 2. El ciclo de la carrera……..……33

Figura 3. Ejemplo de gráfica de movimiento angular……..…….……41

Figura 4. Fuerzas de reacción verticales……..……44

Figura 5. Fuerzas de reacción antero-posteriores……..…….…..…45

Figura 6. Fuerzas de reacción medio-laterales…..……46

Figura 7. El potencial de acción responsable de la contracción muscular……....51

Figura 8. Señal EMG bruta……..……52

Figura 9. Representación de las variables de amplitud……..……...54

Figura 10. Gráfico de espectro de frecuencias……..…55

Figura 11. Gráfico del timing muscular del miembro inferior……..……..…56

Figura 12. Ejemplo de gráfico de picos de activación……..……61

Figura 13. BTS FREEMG 1000…….……..…….……72

Figura 14. BTS G-SENSOR……..…….……77

Figura 15. Cinta BH Columbia PRO……..…….…...78

Figura 16. Hypafix……..……...78

Figura 17. Visión posterior, lateral y anterior de la pierna dominante con las sondas y electrodos, fijados mediante hypafix……....82

Figura 18. Colocación del cinturón con GS2……..……83

Figura 19. Evolución de la velocidad durante el ensayo de carrera……...…84

Figura 20. Nivel de activación EMG…….……...…….86

Figura 21. Diagrama de flujo de los sujetos del estudio……92

Figura 22. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad baja……..94

Figura 23. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad media……..94

Figura 24. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad alta……..94

Figura 25. Comparación de los resultados obtenidos en hombres en las distintas velocidades……..95

Figura 26. Comparación de los resultados obtenidos en mujeres en las distintas velocidades…….....95

Introducción

I. INTRODUCCIÓN

I.1 LA CARRERA A PIE EN EL DEPORTE

La carrera es la forma de locomoción más utilizada en las actividades físicas y deportivas en las que se requiere un rápido desplazamiento del cuerpo. Es considerada también como el patrón de movimiento más extendido en los deportes (Esteve Lanao, 2007). La práctica de la carrera a pie como deporte se extiende a través de toda la historia de la humanidad. Se hallaron indicios de su práctica desde la antigua Mesopotamia y en la Grecia clásica, a la cual se le atribuye gran parte de su consolidación como deporte. Es mencionada ya en uno de los cantos de la Ilíada, así como en la Odisea y en otras obras de la época. Una muestra de la importancia de la carrera en la antigua Grecia la tenemos en el *stadion*, una carrera a pie que formaba parte del programa de los antiguos juegos olímpicos (López, 2000).

En la actualidad, la carrera está presente en muchos deportes, como el fútbol y el baloncesto, no obstante cobrando mayor protagonismo en algunos de ellos como el atletismo y el triatlón. En los primeros juegos olímpicos modernos (1896) se establecen ya para las carreras a pie unas distancias fijas unificadas bajo el sistema métrico decimal, provenientes algunas de ellas del antiguo estadio griego. Actualmente, las diferentes pruebas de carrera en atletismo son clasificadas y reglamentadas por la Federación Internacional de Atletismo Amateur (IAAF), fundada en 1912 (Esteve Lanao, 2007).

Las pruebas son clasificadas como *sprint* o velocidad, mediofondo, fondo y ultrafondo. Dicha clasificación guarda relación con las necesidades fisiológicas del organismo en cada evento. En las pruebas de mayor distancia como el ultrafondo (100 km) el organismo recurre a la vía aeróbica por debajo del umbral láctico. Las pruebas de fondo como la maratón o la media maratón

se sitúan bajo el umbral anaeróbico. A medida que las distancias son más cortas en pruebas de mediofondo, la contribución de la vía anaeróbica es cada vez mayor, siendo especialmente importante es las pruebas de velocidad (Esteve Lanao, 2007, iaaf.org, 2016). En la tabla 1 se muestra la clasificación actual de pruebas de carrera reglamentadas en atletismo por la IAAF.

VELOCIDAD	MARATÓN
100 m	**Media maratón (21.097 m)**
200 m	**Maratón (42.195 m)**
400 m	
MEDIOFONDO Y FONDO	**ULTRAFONDO**
800 m	**50 km**
1.500 m	**100 km**
5.000 m	**6 horas**
10.000 m	**24 horas**
	Varios días

Tabla 1. Clasificación de pruebas de carrera en atletismo según la IAAF.

Además de estas pruebas, existen otras específicas como la carrera campo a través, con una distancia recomendada por la IAAF de entre 1.750 y 2.000 metros, los 3.000 metros con obstáculos, la carrera de montaña y las carreras de relevo (iaaf.org, 2016). Otro deporte donde la carrera a pie está fundamentalmente presente es el triatlón. Éste es un deporte combinado y de resistencia donde se desarrollan sin solución de continuidad natación, ciclismo y carrera a pie, siempre en ese mismo orden. Las distancias en triatlón varían según se trate de corta distancia o *sprint* o triatlón de larga distancia (Cejuela et al., 2007).

A día de hoy, la carrera a pie, lejos de ser solo un deporte, se ha convertido en un auténtico fenómeno social. Está ampliamente demostrado que

la actividad física incrementa la calidad de vida, mejorando la salud y el bienestar psicológico de quienes la practican. La carrera a pie como actividad recreacional, en inglés *running*, ha demostrado mejorar la capacidad cardiorespiratoria, promover la pérdida de peso y cambios en la composición corporal además de mejorar la condición física general. Además, debido al bajo coste y su sencillez, cada vez más hombres y mujeres de todas las edades se unen a esta práctica (Perkins, Hanney, Rothschild, 2014). El auge de la carrera comenzó en la década de los 70, en los Estados Unidos debido al bienestar físico y psicológico producido, la superación personal, el alcance de recompensas tangibles, su disponibilidad al ser un deporte individual y al mismo tiempo interacción social al realizarlo en compañía (Salas, Latorre, Soto, Santos, García, 2013). Ejemplos del impacto social que genera la carrera son los altos índices de participación en algunas pruebas atléticas populares como la maratón de Nueva York, que contó en 2015 con más de 50.000 participantes. Otros ejemplos los tenemos en Berlín y en Washington, que reciben anualmente entre 30.000 y 40.000 corredores. La adherencia a estas pruebas de resistencia puede ser debida entre otras cosas, a la autosatisfacción y a la interacción social de estos eventos (Abadia et al, 2014, Salas et al, 2015). Más recientemente, comienzan a vincularse con lo deportivo determinadas necesidades sociales, ya que algunas carreras se han enfocado hacia la cooperación y la solidaridad, con objetivos que van más allá de lo recreativo. En España, entre algunas de las carreras que han adquirido un carácter solidario, se encuentran la media maratón de Granollers, la “Carrera El Corte Ingles”, la iniciativa “wings for live world run” del ayuntamiento de Castelldefels y el Oxfam Intermón Trialwalker, la cual se realizó en 2012 y 2013 en Girona, recaudando entre 600.000 y 800.000 € por año para fines solidarios (Abadia et al, 2013).

En la última década, la popularidad de la carrera ha crecido de manera exponencial a nivel mundial. Un ejemplo lo tenemos en los Estados Unidos, que presentó en la última década un incremento del 70% de población que

corre, existiendo más de 42 millones de corredores que realizan esa actividad al menos 6 veces por semana. En los Países Bajos, la población de corredores se ha duplicado también en los últimos años. En España, la práctica de la carrera ha alcanzado ya los 4,6 millones de seguidores, y la participación en carreras populares ha crecido un 50% en los últimos años. Su presencia es tan destacada que mueve a su vez una importante industria a su alrededor en eventos, productos deportivos, turismo deportivo (Marathon Tour & Travel) y herramientas para monitorizar la actividad deportiva, como aplicaciones para smartphones (Allen et al, 2016, Abadia et al, 2013). Sin embargo, el elevado número de corredores *amateurs* sin la debida preparación y otra combinación de factores hacen de la carrera una fuente importante de lesiones (Taunton et al 2002).

I.2 IMPLICACIONES CLÍNICAS

El potencial lesivo de la carrera ha sido ya estudiado en varios trabajos de investigación. En la literatura, no existe consenso en el ratio de lesiones reportado, que suele oscilar entre el 24-25 % y 65%. Esto parece ser debido a los diferentes plazos de seguimiento realizados a los corredores, a las diferentes definiciones de lesión utilizadas en dichos estudios, a la población estudiada (desde sedentarios hasta corredores habituales) y a la falta de control sobre el número de sesiones semanales (Taunton et al., 2002).

De hecho, otros estudios que han investigado la prevalencia de las lesiones en corredores alcanzan cifras en torno al 90%, como Vílchez (2010), quien extrajo estos datos de corredores populares que realizaban entre dos o más competiciones al mes, incluso más que los atletas profesionales. Un estudio realizado en 2.886 corredores, muestra unos datos de prevalencia del 46% (McKean y Manson, 2006). Esos resultados se acercan a los de Salas et al (2013), quienes encontraron en su trabajo una prevalencia del 53,7%.

Tanto la práctica de la carrera como la presencia de lesiones, se extiende a una población muy variada. Dicha práctica parece ser más habitual en hombres que en mujeres, y éstos realizan más sesiones semanales, de más kilometraje y a mayor intensidad. Además, tienen menos hábito de realizar estiramientos que las mujeres. En general, ambos sexos extienden su práctica durante años y sin embargo no están federados ni cuentan con entrenador. Todos estos datos, aportados por Salas et al (2013), a su vez parecen resaltar una mayor población de corredores veteranos lesionados, con una edad comprendida entre 41 y 60 años, no existiendo sin embargo diferencias entre ambos sexos. Con respecto a esto último, entre las lesiones más comunes, algunas sí parecen estar asociadas a hombres (como lesiones localizadas en el músculo gastrocnemio) o mujeres (lesiones localizadas en el glúteo medio). (Taunton et al 2002).

Debido al auge de la carrera en los últimos años, las lesiones producidas como consecuencia de ésta, ha sido un tema ampliamente estudiado en la literatura. Taunton et al (2001) realizaron un seguimiento a 2002 corredores durante dos años. La lesión que aparece con mayor frecuencia es el síndrome del dolor femoropatelar, asociado a una mayor edad y más frecuente en mujeres con menor carga de entrenamiento. Otra lesión muy común, es el síndrome de cintilla ileotibial, asociado mayormente también a mujeres. La fascitis plantar se encuentra también en ésta lista, junto a las lesiones meniscales y las tendinopatías del tendón de aquiles y rotuliano, más común en hombres. Otras lesiones muy comunes en la carrera, no asociadas a uno y otro sexo, son el síndrome de estrés medial de la tibia y sus fracturas por estrés, lesiones en isquiotibiales, metatarsalgia, síndrome del compartimento anterior y bursitis trocanterea entre otras. En la tabla 2, se puede ver una clasificación de las lesiones más comunes asociadas a la carrera.

LESIONES ASOCIADAS A LA CARRERA A PIE	
Tendinopatías	Aquiles, rotuliano, fascia lata, bíceps femoral, pata de ganso, tibial anterior.
Lesiones musculares	Glúteo medio, gastrocnemio, isquiotibiales, cuádriceps, aductor y psoas, tibial posterior
Sobrecarga y contracturas	Gemelos, cuádriceps e isquiotibiales
Lesiones ligamentosas y meniscales	Esguinces de tobillo, roturas de ligamentos laterales de rodilla y cruzados.
Fracturas por estrés	Tibiales, metatarsos, maléolos, calcáneo, navicular, sesamoideos.
Bursitis	Rodilla, trocanterea, retroaquílea, escafoides.
Otras lesiones	Síndrome del dolor femoropatelar, de la cintilla ileotibial, del compartimento anterior, pinzamiento posterior del tobillo, fascitis plantar, osgood-schlatter, ciática en cadera y muslo, calcificación aquílea.

Tabla 2. Lesiones más frecuentemente asociadas a la carrera a pie

Otro estudio más reciente, afirma sin embargo que la lesión más frecuente en corredores son las fracturas por estrés, entre las cuales destacan las tibiales, seguidos por primer y segundo meta, maléolo lateral, maléolo medial, calcáneo, navicular y sesamoideo. La fascitis plantar también aparece en esta lista, asociada a la falta de flexibilidad en gemelos y soleo y a tendinopatía aquílea. Resalta también la aparición de lesiones en los músculos tibial posterior y peroneos y el síndrome de pinzamiento posterior del tobillo (Pelletier, Martineau, Gaudreault, Pham, 2015). Un trabajo de seguimiento realizado en nuestro país en 135 atletas, extrae que las lesiones más frecuentes son las tendinopatías (aquílea, rotuliana, fascia lata, pata de ganso) y las lesiones musculares (iquiotibiales, aquiles, gemelos, cuádriceps y aductores), seguida de las bursitis y periostitis, sobrecarga y contracturas (gemelos, cuádriceps e isquiotibiales) y lesiones ligamentosas y de menisco (García y Arufe, 2003). Debido a la elevada frecuencia con que estas lesiones aparecen y a la gravedad

de algunas de ellas, resulta importante comprender las causas y los factores que pueden provocarlas. Los factores relacionados con las lesiones pueden ser agrupados en tres tipos de variables, ya sean debidas al entrenamiento, a alteraciones anatómicas o a variables biomecánicas (Hrelajac, Marshall, Hume, 2000).

Una de las principales causas de lesiones por sobreuso en corredores, son los errores en la planificación del entrenamiento, tanto en intensidad como en distancia. Detrás de esto, parece existir una falta específica de fuerza y flexibilidad suficiente para afrontar las exigencias de la carrera, o el aumento de la intensidad del entrenamiento antes de los ajustes anatómicos necesarios para soportar el estrés e impacto articular. De hecho, parece existir una relación negativa entre la incidencia de lesiones y los corredores más experimentados con años de entrenamiento. Además, una mala dosificación del entrenamiento puede suponer una demanda excesiva para el miembro inferior que puede desembocar en lesión, ya que algunos autores encontraron una fuerte relación entre la falta de fuerza en la musculatura de la cadera, principalmente glúteo medio, musculatura flexora y rotadora externa con la aparición de lesiones en corredores (Ferber, Hreljac y Kendall, 2009). Otro predictor importante en la aparición de lesiones es también la existencia de lesiones previas en la historia del corredor. En lo que respecta a la antigüedad del calzado, parece que aquellos con menos de 6 meses de uso suponen un factor protector contra las lesiones, sin embargo, el asunto aún no está claro debido a la dificultad de separar el efecto del calzado de otros factores como la distancia recorrida o la intensidad del entrenamiento (Taunton et al., 2002, 2003; Hrelajac et al., 2000). Cabe destacar también, que la realización de otros deportes a la par que la carrera, supone a su vez un factor protector, debido a la posible corrección de desequilibrios musculares y a la falta de impactos en otros deportes sobre el miembro inferior, como la natación y el ciclismo (Taunton et al 2003). En cuanto a la superficie de entrenamiento, la única que parece estar relacionada con una mayor incidencia en la aparición de lesiones es el asfalto. Incluso

algunos trabajos como Salas et al (2013) remarcan ciertas variables psicológicas implicadas en la etiología tales como estrés, ansiedad, impulsividad, locus de control y competencia percibida.

En cuanto a las variables anatómicas y características antropométricas, la más destacada de todas es la falta de flexibilidad en corredores de mayor edad. La flexibilidad del tobillo y en general en las articulaciones del miembro inferior, han demostrado estar implicadas en la etiología de diversas lesiones en la carrera. (Fukuchi, Stephanyshyn y Stirling, 2014). El índice de masa corporal (IMC) parece estar relacionado de algún modo con la incidencia de lesiones. Esto afecta principalmente a mujeres con un bajo IMC, menor a 21, lo cual puede causar amenorrea o disminución de estrógenos, relacionados con osteoporosis y reducción de la elasticidad del colágeno De hecho, las lesiones más frecuentes en mujeres con bajo IMC son las fracturas por estrés en tibia y la aparición de fasctis plantar (Neely, 1998; Walter, 1989). Taunton JE et al., (2003) llegaron también a la conclusión de que los sujetos con IMC superior a 27 estaban expuestos a mayor probabilidad de lesionarse. Estos mismos autores encontraron una reducción del riesgo de lesiones en mujeres con edades inferiores a 31 años. La edad es objeto de estudio en varios trabajos sobre la etiología de lesiones en la carrera, con unos resultados poco esclarecedores. En general, parece que los corredores de mayor edad son más propensos a sufrir lesiones (Neely, 1998; Jones y Knapik, 1999) pero contrariamente a esta afirmación, otros estudios han encontrado evidencia acerca de que los sujetos de mayor edad y con más años de entrenamiento, sufren lesiones con menos frecuencia. Esto parece deberse al hecho de que los sujetos estudiados y con más años de experiencia corriendo, son aquellos que no han presentado lesiones graves ni crónicas durante su historial, a diferencia de los que sí lo han hecho y ya no corren, y que por tanto, no son objeto de estudio. Otra posibilidad puede ser el hecho de que los corredores más experimentados tienen hábitos de carrera más saludables (Marti, Vader, Minder, Abelin, 1988). Un estudio más reciente (Salas et al, 2013) no encontró diferencias estadísticamente significativas entre las lesiones asociadas a la edad de los 149 atletas estudiados. Focalizando la atención sobre las variables anatómicas más estudiadas, la diferencia en la longitud entre ambas

piernas es uno de las principales causas de lesiones en la pierna y en la columna vertebral. A su vez, la anormalidad en altura del arco longitudinal del pie se ha encontrado asociada a fracturas por estrés, fascitis plantar, lesión es isquiotibiales y en el tendón de Aquiles (Tong, Kong, 2013; Wilson et al., 2014).

Antes de estudiar las variables biomecánicas implicadas en la aparición de lesiones, debemos comprender el concepto de biomecánica. Ésta puede definirse como el estudio de la mecánica de los sistemas vivos, cuyo objeto de estudio son las fuerzas y el movimiento originado por el propio cuerpo, así como las fuerzas y el movimiento inducido externamente sobre éste. La cinética en biomecánica se ocupa de estudiar las fuerzas internas y externas que actúan sobre los sistemas vivos mientras que la cinemática estudia el movimiento provocado por dichas fuerzas. La comprensión de la biomecánica juega un papel importante en la prevención de las lesiones en la carrera, puesto que se trata de un componente relevante a la hora de establecer la etiología de diversas lesiones y también para comprender los principios subyacentes de una técnica exitosa (Vaughan, 1983; Subotnik, 1985). Varios trabajos en la literatura han estudiado la relación entre algunas variables biomecánicas y la etiología de diversas lesiones. A menudo, en los trabajos consultados parece difícil separar las variables anatómicas de las biomecánicas, existiendo solapamiento entre ambas, como es el ejemplo de la diferencia de longitud entre piernas (más comúnmente clasificada como variable anatómica) y la mala alineación articular (clasificada principalmente como variable biomecánica). Taunton et al., (2002) hallaron en su investigación sobre las causas de las lesiones, una alta relación entre lesiones específicas con su variable biomecánica correspondiente. Algunas de las estudiadas son el varo de rodilla, pie plano, rodilla valga, pie cavo, estrabismo rotuliano, ángulo Q excesivo y diferencias en la longitud de las piernas. El varo de rodilla estaba presente en el 33% de los que tenían síndrome de la cintilla ileotibial y en el 18% de los que padecían fascitis plantar. El 27% de los pacientes que sufrían tendinopatía rotuliana y el 29% de los que padecían el síndrome del dolor fémoropatelar presentaban valgo de rodilla. El estrabismo rotuliano aparecía principalmente en pacientes con síndrome del dolor fémoropatelar, relacionado con la anteversión femoral. El 25% de los pacientes con tendinopatía rotuliana tenía pie plano.

Un ángulo Q alto estaba presente en el 6% de los pacientes con síndrome del dolor fémoropatelar y tendinopatía cuadricipital, y finalmente, una desigualdad en la longitud de las piernas superior a 0,5 cm estaba presente en pacientes con síndrome de la cintilla ileotibial y fascitis plantar (Taunton et al. 2002).

Las variables cinéticas principalmente asociadas con lesiones en corredores son la magnitud de las fuerzas de impacto y fuerzas activas, y la velocidad de carga de impacto. Las variables cinemáticas asociadas con mayor frecuencia son la pronación excesiva y la velocidad de pronación del tobillo (Ferber R et al., 2009; Hreljac, Marshall y Hume, 2000). Las variables cinemáticas mencionadas, junto con el momento de máxima pronación han sido estudiadas como factores implicados en la aparición de lesiones durante la práctica de la carrera. La pronación del tobillo tiene lugar principalmente durante la primera mitad de la fase de apoyo en la carrera y se considera un mecanismo protector necesario para atenuar las fuerzas de impacto. Sin embargo, una vez pasada la primera mitad de la fase de apoyo, es necesario que el pie se vuelva más rígido y supinado. Una pronación excesiva pasada esta fase, puede provocar elevados momentos de fuerza en el tobillo, además de una rotación tibial excesiva. Son muchos los estudios que han señalado estas tres variables de pronación como contribuyentes en las lesiones durante la carrera (Willem, Witvrouw, De Cock y De Clercq, 2006; Ferber et al., 2009; Malisoux, Nielsen, Urhausen, Theisen, 2015). En contraste, otro estudio encontró en el grupo de sujetos lesionados que fueron comparados con el grupo control, una posición de golpe de talón en supinación y una pronación reducida, lo que supondría menor amortiguación de las fuerzas de impacto y mayor riesgo de lesión (Thijs et al., 2007). La magnitud de las fuerzas de impacto y la velocidad de carga de dichas fuerzas son factores también asociados a la producción de lesiones por sobreuso en la carrera, debido a la carga excesiva, que provocaría según hipótesis de varios autores, adaptaciones funcionales que contribuyen a una mayor sobrecarga y a la consiguiente lesión de los tejidos y aparición de síntomas clínicos (Malisoux et al., 2015, Hreljac et al., 2000). En la tabla 3 se puede ver una clasificación de los distintos factores relacionados con la aparición de lesiones en la carrera.

FACTORES RELACIONADOS CON LESIONES EN LA CARRERA		
ENTRENAMIENTO	ANATÓMICOS Y ANTROPOMÉTRICOS	BIOMECÁNICOS
➢ Intensidad del entrenamiento ➢ Distancia recorrida ➢ Superficie de carrera ➢ Aumento de la dosificación con fuerza y flexibilidad insuficientes ➢ Antigüedad del calzado ➢ Realización de otros deportes ➢ Variables psicológicas	➢ Falta de flexibilidad ➢ Edad ➢ Sexo ➢ IMC ➢ Dismetrías ➢ Arco longitudinal del pie	➢ Varo y valgo de rodilla ➢ Pie cavo y pie plano ➢ Excesivo ángulo Q ➢ Estrabismo rotuliano ➢ Magnitud de las fuerzas de impacto ➢ Magnitud de fuerzas activas ➢ Velocidad de carga de impacto ➢ Pronación excesiva y reducida ➢ Golpe de talón en supinación ➢ Velocidad de pronación ➢ Momento de máxima pronación

Tabla 3. Resumen de los factores asociados a la las lesiones durante la práctica de la carrera

La importancia de la biomecánica no solo se remarca debido a su implicación en las lesiones en la carrera. La literatura también recoge información acerca de su relación con la economía en este deporte y con la realización de una correcta técnica. La ejecución de una buena técnica ha demostrado aumentar la eficiencia de los corredores: mejorando la adquisición de una longitud de zancada libre gracias a los extensores (Canavagh, 1982; Kyröläinen et al., 1999; Poyhonen et al., 2001; Skof y Stuhec, 2004), una oscilación vertical del centro de masas menor (Cavanagh, 1987), una mayor flexión de rodilla en el vuelo (Leskinen, 2009), menor rango articular, pero mayor velocidad angular de flexión plantar en el despegue (Cavanagh, 1987), menor tiempo contacto con el suelo (Hakkinen et al., 1999), menor amplitud de braceo debido a su economía energética (Cavanagh, 1987; Arellano, 2011), un pico de fuerzas de reacción bajo, y un mejor aprovechamiento de energía elástica (Anderson, 1996). Entre los factores que afectan a la economía de

carrera se encuentran el género, la edad, nivel de entrenamiento, la realización de la prueba en pista o en tapiz rodante, la variabilidad individual y la temperatura (Cala-Mejías, 2009).

Debido a la multitud de factores que influyen en la aparición de lesiones y la elevada incidencia de éstas en deportistas, éstos tienen a menudo un equipo de profesionales compuesto por médicos, fisioterapeutas y nutricionistas que velan por mantener su estado de salud y evitar que su rendimiento se vea afectado. Entre otras, este equipo cumple con tareas como establecimiento de medidas de prevención de lesiones, preparación de grupos musculares, análisis del gesto deportivo y detección de alteraciones en los ejes articulares (Adamuz Cervera y Nerín Rotger, 2006).

Como síntesis a todo lo expuesto en estos dos apartados, debido al aumento en la participación de la población en las carreras populares, al auge de la carrera y a la elevada tasa de incidencia de lesiones asociadas a ésta, resulta de especial interés la comprensión de los factores que están relacionados con su aparición. La biomecánica se encuentra entre dichos factores, por lo que se hace necesaria una mejor comprensión de ésta. En la actualidad, las herramientas de medición utilizadas para estudiar las diferentes variables que intervienen en ella han evolucionado mucho en los últimos tiempos, como es el ejemplo de los electromiógrafos inalámbricos, electrogoniómetros, etc…por lo que éstos nuevos aparatos pueden ser de gran utilidad para aumentar los conocimientos actuales. Además, debido al papel de los profesionales de la salud en las medidas de prevención de lesiones tanto en el ámbito de los deportes profesionales de carrera como en corredores amateurs, el incremento en ellos del conocimiento de la biomecánica de la carrera a pie es un paso necesario que puede beneficiar no solo a aquellos que viven del deporte, sino a todos aquellos que practiquen la carrera como medio para mejorar su estado de salud general y su calidad de vida.

I.3 BIOMECÁNICA DE LA CARRERA A PIE

La comprensión de la biomecánica en la carrera ha supuesto un paso importante en la prevención de las lesiones. Una ejecución eficiente y una baja tasa de lesiones están asociadas a una correcta biomecánica en el miembro inferior. Anteriormente ya se señalaron algunas variables biomecánicas como factores relacionados con la aparición de lesiones en aquellos que practican la carrera como deporte u ocio. Se ha demostrado también que el restablecimiento de la biomecánica perfecta tras una lesión, junto con un buen calzado u ortesis y un programa de rehabilitación permite al deportista reanudar su actividad normal y mejorar su rendimiento (Subotnik, 1985). La biomecánica estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre el ser humano, además de los efectos producidos por éstas. Aplicando esto a la carrera, un ejemplo de fuerza interna sería la fuerza producida por la articulación de la rodilla. Un ejemplo de fuerza externa lo tenemos en las fuerzas de reacción del suelo (Vaughan, 2009). Antes de adentrarnos en el estudio de la cinemática y la cinética, es importante comprender la carrera desde la perspectiva del estudio de su ciclo y sus parámetros espacio-temporales.

I.3.1 EL CICLO DE LA CARRERA A PIE

El ciclo de carrera es considerado la unidad básica de medida de la carrera a pie, y es importante comprender su desarrollo para adentrarse en el conocimiento de la biomecánica. La forma de interpretarlo más extendida se lleva a cabo tomando como referencia las divisiones de las fases de la marcha y adaptándolas a la carrera. El ciclo está compuesto por dos fases relacionadas entre sí: La fase de apoyo y la fase de oscilación. El apoyo terminará con el despegue de dedos coincidiendo con el inicio del periodo oscilación, y este terminará con el contacto del pie comenzando así la fase de apoyo. Cada fase, a su vez, está dividida en subfases para poder describir mejor la cinemática articular de forma separada (Novacheck, 1998).

Al tomar de referencia un ciclo completo de carrera como el 100%, la fase de apoyo tendrá una duración del 40% aproximadamente del ciclo, aunque este porcentaje puede variar. A medida que la velocidad aumenta el tiempo de apoyo será menor y, por tanto, aumentarán la oscilación y el vuelo. Novacheck (1998), halló en velocistas que el despegue de dedos, y por tanto, el final de la fase de apoyo se daba en torno al 36% del ciclo. En la figura 1, se muestra la representación gráfica del desarrollo del ciclo de la carrera.

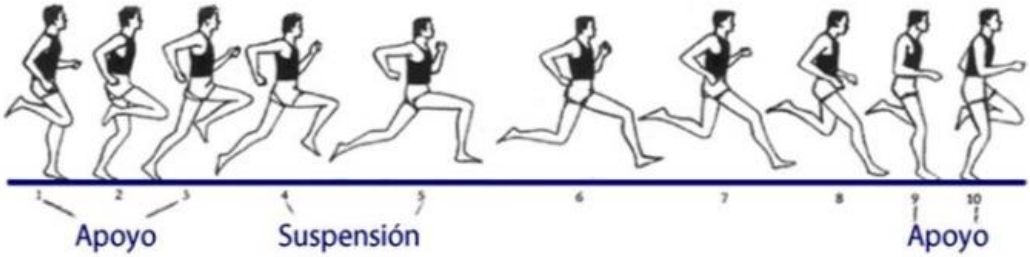


Figura 1. Representación Gráfica del ciclo de la carrera a pie (Jaramillo Rodriguez, 2004)

Fase de apoyo:

Al igual que en la marcha, el ciclo de carrera comienza con el contacto del pie en el suelo. Este instante es denominado como contacto inicial, y según la técnica del corredor se realiza con el mediopié o con el retropié. Aproximadamente el 80% de los corredores de fondo contactan con el retropié. El 20% restante utilizará el mediopié (Kerr, Beauchamp, Fisher, Neil, 1983). Entre el contacto inicial y el despegue de los dedos, atribuido como el final de la fase de apoyo, se encuentra la subfase denominada como apoyo medio, la cual se da mientras el cuerpo avanza con el pie en el suelo. La pierna contralateral estará en fase de oscilación.

Fase de oscilación:

El momento en que los pies abandonan el contacto con el suelo se denomina despegue, y se sitúa alrededor del 40% del ciclo dando paso al primer momento de vuelo de la oscilación, donde ningún pie está en contacto con el suelo, y durará el 15% del total del ciclo. Este periodo se da 2 veces por ciclo, una al principio y otra al final de oscilación (Ounpuu, 1980). Ésta última es la característica más significativa del

ciclo de la carrera respecto a la marcha, ya que en ésta, dicha fase es sustituida por un apoyo bipodal en el suelo. A mayor velocidad, mayor tiempo de vuelo y menor tiempo de apoyo. Además, al aumentar la velocidad, el contacto inicial se traslada del retropié al mediopié, por el ahorro energético que supone (Novacheck, 1998). Normalmente eso marca la diferencia entre correr y esprintar. Los velocistas de elite realizan el contacto inicial con la parte delantera del pie, siendo muy difícil el apoyo talonar o incluso del mediopie. La fase de oscilación finaliza en el momento en el que la extremidad contacta de nuevo con el suelo, iniciando la fase de apoyo. En la figura 2, se muestra el ciclo de la carrera comparando sus distintas fases.

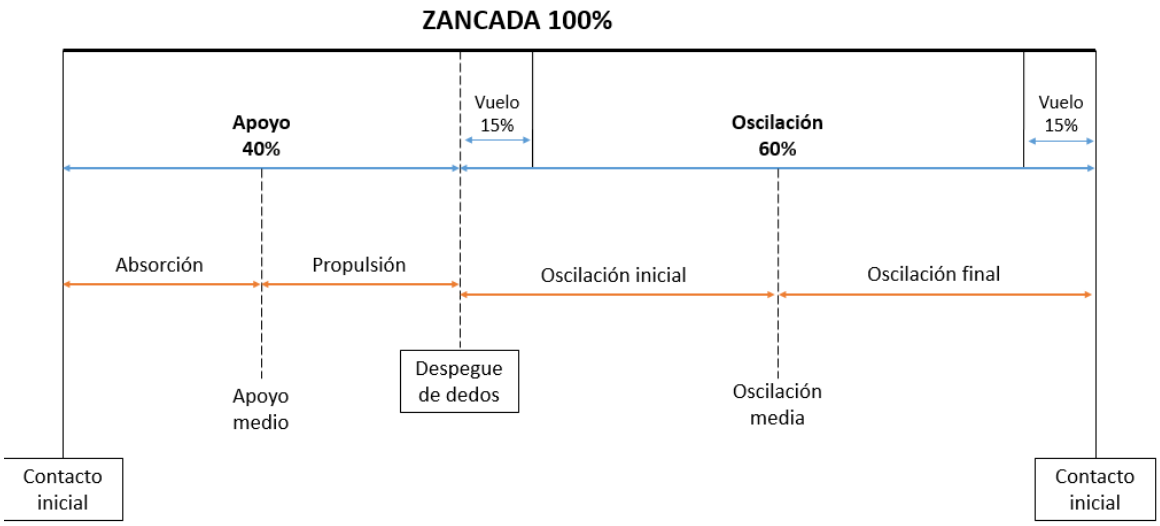


Figura 2. El ciclo de la carrera a pie

I.3.2 PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES

Dentro de los parámetros espacio-temporales se pueden identifican el tiempo de contacto, vuelo y la amplitud de zancada, de vital importancia para el rendimiento del corredor. De hecho, Williams y Cavanagh (1986) estimaron que el 54% de la variabilidad interindividual en la economía de carrera podría deberse a diferencias entre los corredores en estos parámetros, hecho que

destaca la importancia de su comprensión. Estos son los más importantes y más comúnmente hallados en la literatura:

- Duración de la fase de apoyo (% del ciclo de carrera): Es el tiempo que transcurre desde que el pie entra en contacto con el suelo hasta que despega (Aminian, Najabi, Bula, Levyraz y Robert, 2002).
- Duración de la fase de balanceo u oscilación (% del ciclo de carrera): Tiempo que transcurre desde que el pie despega hasta que entra en contacto de nuevo con el suelo (Aminian et al., 2002)
- Duración de la fase aérea (% del ciclo de carrera): Tiempo en el cual no existe apoyo de ningún pie en el suelo (Aminian et al., 2002)
- Cadencia (pasos/min): Valor medio de número de pasos por minuto realizados durante la carrera (Gill, O'Connor, 2003).
- Longitud de zancada (m): Valor medio de la distancia entre el contacto de un pie y el próximo contacto del mismo lado (Dankloff, Rodríguez, Fernández Valencia, 1992).
- Duración del ciclo de carrera (s): Intervalo de tiempo promedio entre el contacto de un pie y el próximo contacto del mismo lado (Tobalina, 2011)
- Velocidad de propulsión (m/s): Velocidad promedio de empuje cuando la extremidad está en contacto con el suelo.
- Velocidad de pronación (º/s): Es el radio de pronación del conjunto articular del tobillo en grados por segundo (McCulloch, Brunt, Vander Linden, 1993).
- Tiempo de máxima pronación (%): Es el instante en el cual hay mayor pronación, medido en porcentaje con respecto a la fase de apoyo (McCulloch et al., 1993)

Estos parámetros han sido estudiados en muchos trabajos científicos con objetivos muy diversos. La influencia del calzado en estos parámetros ha sido estudiada. Los sujetos que corren descalzos muestran una mayor fase de vuelo

y como consecuencia, una menor duración de la fase de contacto (Khowailed y Petrofsky, 2015) La longitud de zancada, de paso y el tiempo en dar un paso en estos sujetos también es menor, al contrario que la frecuencia de zancada (zancadas/min) (Squadrone, Galozzi, 2009; De Wit, De Clercq, Aerts, 1996). En cuanto a la comparación en determinados parámetros entre correr en cinta y en suelo, se ha observado que la cadencia es superior en la cinta, al contrario que la longitud de la zancada, la cual es menor en este caso, en comparación con los que corren en suelo (Riley et al., 2008). El estudio de la influencia del rendimiento sobre varios parámetros, ha establecido algunas conclusiones, como que la amplitud de la zancada aumenta en los sujetos de mayor rendimiento, así como disminuye el tiempo de contacto (Ogueta Alday, Rodriguez Marrayo, García Lopez, 2013). También han sido comparados estos parámetros entre la marcha y la carrera. Las diferencias encontradas parecen ser relativas a la velocidad, de hecho, se ha demostrado que no hay cambios significativos en estos parámetros entre carrera y marcha a la misma velocidad. En la carrera, a medida que la velocidad aumenta, el porcentaje que ocupa la fase de apoyo va disminuyendo a favor de la fase de oscilación y de la fase aérea (Norberg, 2015).

La relación entre la economía en la carrera a pie y dichos parámetros ha sido ampliamente investigada. El parámetro más estudiado hasta ahora es el tiempo de contacto. Por una parte, existen autores que afirman que a mayor tiempo de contacto, la economía de carrera se ve afectada negativamente debido a una deceleración de la velocidad horizontal del corredor durante el apoyo, y por tanto, esto supone una pérdida de energía (Nummela, Keranen y Mikkelsson, 2007; Paavolainen et al., 1999). Sin embargo, otros autores hallaron la existencia de una relación positiva entre el tiempo de apoyo y la economía de carrera en llano o cuesta arriba (Williams y Cavanagh, 1995; Chapman et al., 2012). La frecuencia y longitud de zancada parecen afectar a la economía de una manera poco clara. Algunos autores defienden que la mejor economía de carrera se logra escogiendo libremente la mejor combinación

entre ambas para cada velocidad, teniendo en cuenta que velocidad es igual a frecuencia x amplitud (Halvorsen, Eriksson y Gullstran, 2012). La frecuencia de zancada óptima en términos de economía de carrera es de 170-180 pasos/min (Hunter, Smith, 2007) y los corredores menos experimentados suelen escoger una frecuencia algo inferior a ésta en comparación con los más experimentados. Finalmente, con respecto a las variables relacionadas con la pronación, tal y como se mencionó anteriormente, parece ser necesario cierto grado de pronación para amortiguar las fuerzas de impacto, pero una pronación excesiva está relacionada con un mayor índice de lesiones por sobreuso en corredores (Willems et al., 2007, Ferber et al., 2009, Malisoux et al., 2015).

Como conclusión acerca de las variables que afectan a los parámetros espacio-temporales, es posible afirmar que tanto el calzado, como correr en cinta o suelo, así como el rendimiento y la presencia de órtesis afectan de manera determinante en los resultados.

La velocidad a la que se realizaron los diferentes ensayos de carrera es además, bastante diferente en los artículos presentes en la literatura. La influencia de la velocidad en los parámetros espacio-temporales ha sido objeto de estudio de muchas publicaciones. En general, parece existir un descenso de la fase de apoyo con respecto a la fase de balanceo a medida que aumenta la velocidad (Cappellini, Ivanenko, Poppele, Lacquaniti, 2006). A su vez, a medida que aumenta la fase de balanceo, la fase de vuelo parece mantenerse estable según aumenta la velocidad (Mann, Maran, Dougherty, 1986). Los sujetos con mayor rendimiento (menor tiempo de realización de un determinado kilometraje, y por tanto mayor velocidad promedio) muestran una mayor amplitud de zancada y un menor tiempo de contacto (Ogueta-Alday, Morante, Rodriguez-Marroyo, Garcia-Lopez, 2013). El rendimiento afecta a la frecuencia de zancada ni de paso. Otras investigaciones han hallado también que a mayores velocidades, aumentaba la longitud de zancada y también mejoraba el ritmo de zancada (Mero A, Komi PV, 1986).

I.3.3 CINEMÁTICA

La cinemática aplicada a la biomecánica del cuerpo humano, estudia y describe el movimiento, sin tener en cuenta las fuerzas que lo producen. Ésta se centra en el cálculo de determinadas variables, tales como la posición de los distintos segmentos anatómicos, su orientación, velocidad y aceleración durante el movimiento. La cinemática contribuye en el análisis biomecánico cuantitativo de los movimientos humanos. En la mayoría de los casos, se realizan procedimientos de naturaleza óptica, tomando puntos de referencia en el cuerpo humano para la medición del desplazamiento de los segmentos. Un ejemplo de herramienta ampliamente utilizada son los sistemas optoelectrónicos (Paschalis et al., 2007).

En la carrera a pie, el movimiento angular de las articulaciones se expresa mediante gráficos cinemáticos. La mayor parte de la literatura científica se centra en analizar la cinemática articular del tobillo, rodilla y cadera (Kadaba, 1990; McClay y Manal, 1998; Leskinen et al., 2009), y una minoría, otros estudios analizan el movimiento de la pelvis y tronco (Bickham, Young, y Blanch, 2000; Carlson, Thorstensson, y Nilsson, 1988; Elliott y Blanksby, 1979).

Los parámetros del movimiento angular en la carrera han sido determinados con sistemas visuales (Novacheck, 1999; Whittle, 2000), dándose los principales movimientos en el miembro inferior y en el tronco. Los movimientos producidos en el miembro superior no obstante, cumplen con la función estabilizadora y compensadora de las reacciones de apoyo del cuerpo.

EL TRONCO:

En el plano sagital, la flexo-extensión de tronco muestra un patrón regular de 2 oscilaciones completas por ciclo de carrera (Ounpuu, 1990; Kadaba et al., 1990). El ángulo medio de flexión de tronco se sitúa entre 2,4 º y 13º a velocidades de 2 a 7,4 m/s. (Schache, 1999). La máxima extensión de tronco ocurre en o justo antes del

contacto inicial. El tronco seguidamente, se flexiona con la respuesta a la carga y su mínima extensión se sitúa hacia el segundo tercio del apoyo (Carlson et al., 1988; Elliot et al., 1979). A continuación, vuelve hacia la extensión preparándose para el despegue de dedos. (Thorstensson, 1984). En el plano coronal, durante el contacto inicial se produce un desplazamiento angular hacia el lado del apoyo. A partir de entonces se comienza a invertir el movimiento llegando a la posición neutra en el despegue de dedos, e invirtiendo totalmente el desplazamiento angular inicial en el periodo de oscilación, alcanzando el máximo con la oscilación media (Schache, 1999). Finalmente, en el plano transversal, la parte superior de la columna rota hacia delante en sincronismo con el miembro superior para mantener el equilibrio (Slocum, 1968; Uppal et al., 1996). Todavía no hay estudios que cuantifiquen la rotación lumbar en la carrera.

LA PELVIS:

En el plano sagital, el patrón de movimiento en la inclinación antero-posterior de pelvis o TILT es similar a diferente velocidad, aunque puede haber un leve incremento angular al aumentar la velocidad. En la oscilación, se produce un movimiento sinusoidal de anteversión y retroversión de la pelvis debido a las fuerzas de la fase de apoyo del miembro inferior contralateral (Ounpuu 1990; Novacheck, 1998, Schache 1999). El TILT muestra una curva bifásica por ciclo de carrera, y el rango dinámico medio de dicha curva se sitúa entre 5 y 7º (Schache, 1999). El ángulo medio de la pelvis en el ciclo de carrera, siendo un punto esencial en los movimientos de oscilación, está entre los 15-20º de TILT anterior (Schache, 1999). Los movimientos en el plano coronal tienen la función de absorción del golpe y el control suave del ascenso y descenso del centro de gravedad del cuerpo al mismo tiempo (James 1973; Slocum 1974). La máxima oblicuidad hacia abajo ocurre en el despegue de dedos, arrastrada por la extensión de cadera (Schache, 2002). Finalmente, en el plano transversal, la rotación interna de la pelvis sucederá cuando el lado de referencia de la pelvis esté anterior. En el contacto inicial la pelvis se sitúa en ligera rotación externa para ayudar en la disminución del componente posterior de las fuerzas de reacción del suelo. La pelvis, en este plano, ejerce de pivote entre la contrarrotación de los hombros y las

piernas. El rango dinámico se sitúa entre 16º y 18º con los sistemas visuales (Novacheck, 1998).

LA CADERA:

El movimiento de cadera en el plano sagital ha sido profundamente estudiado. Dicho movimiento es curvilíneo y los valores máximos aumentan si lo hace la velocidad. Este hecho produce una mayor longitud de paso (Williams, 1987). La cadera alcanza la máxima extensión justo antes del despegue de los dedos, comenzando así la flexión, alcanzando el rango máximo a mitad o finales de la fase de oscilación. (Novacheck, 1998). Los rangos dinámicos de cadera presentan resultados muy dispares, variando entre 46º (Ounpuu, 1990) y 73º (Novacheck, 1998). En el caso de las mujeres, existe la tendencia a una mayor flexión de cadera que en los hombres (Ferber, McClay, Williams, 2003). En el plano coronal, el movimiento de aducción de cadera refleja el movimiento de la pelvis. Es un movimiento que minimiza los producidos en hombros y cabeza. Éste es considerado el mecanismo más importante de desacoplamiento entre la intensa actividad del miembro inferior, el tronco y la cabeza (Novacheck, 1998). El resultado es el relativo poco movimiento en el tronco y cabeza permitiendo que se mantenga el equilibrio. En el apoyo de la pierna, la cadera aduce relativamente hacia la pelvis como mecanismo de absorción (Schache, 1999). En el segundo tercio del apoyo se inicia el movimiento contrario, con el propósito añadir espacio libre a la extremidad contralateral que está oscilando hasta el despegue de dedos. Al pasar la oscilación media la cadera comienza la aducción hasta pasar por la posición neutra en el segundo tercio de la fase de oscilación, llegando a su máxima aducción en su fase terminal (Novacheck, 1998; Schache, 1999). La aducción en la fase terminal de la oscilación posibilita la posición exacta del miembro inferior para prepararla a un contacto inicial estable (Ounpuu, 1990). En mujeres, la aducción es significativamente superior en comparación con corredores del género masculino, sin embargo, estos presentan un rango superior de abducción que las mujeres (Ferber et al., 2003). En el plano transversal, en lo referente a las rotaciones de cadera no existe un consenso científico, teniendo en cuenta las dos formas de medición de la cadera. Algunos autores defendían una rotación externa de cadera en la fase de propulsión del

apoyo mientras que otros defienden la rotación externa progresiva (Slocum, 1968, James, 1973), no obstante, en mujeres aparece la tendencia a una rotación interna mayor que en hombres (Ferber et al., 2003).

LA RODILLA:

El patrón de la rodilla tanto en la marcha como la carrera o el sprint es muy similar; lo que varía considerablemente son ángulos máximos de movimiento. En la fase de absorción del apoyo de la carrera, la rodilla flexiona hasta los 45º aproximadamente. A esto le sigue la extensión de rodilla a unos 25º durante la fase de propulsión, considerada como la mayor extensión del ciclo. En la fase de oscilación se produce la mayor flexión de rodilla, que va desde los 90º de media y aumenta hasta los 105º en el sprint, alcanzando un máximo de 130º en los atletas más entrenados, a diferencia de los 60º de flexión en la marcha (Novacheck, 1998). En el plano coronal los movimientos del tobillo y la rodilla están limitados por los ligamentos colaterales, centrando la movilidad en la cadera, y residual compensatoria en la pelvis (Schache et al,. 2002), sin embargo, existe significativamente mayor abducción de rodilla en mujeres en comparación con los hombres. En el plano transversal tampoco hay descritos movimientos activos en la literatura, debido a la limitación del movimiento por el encaje troclear de los cóndilos sobre las mesetas tibiales (Kapandji, 1998). Sin embargo, existe una rotación "automática" arrastrada por los movimientos de flexo-extensión. La flexión se acompaña de una rotación automática medial que varía entre 15 y 29º debido a la condición asimétrica del comportamiento de los cóndilos, extender la rodilla se asocia una rotación externa tibial por la disposición de los cóndilos, y al flexionar una rotación interna (Dufour y Pillu, 2006).

EL TOBILLO:

En el plano sagital, el contacto inicial en la carrera se produce con el talón o con el mediopié. Si primero contacta el retropié, en la última fase de la oscilación aumentará la dorsiflexión de tobillo. Cuando el contacto inicial se realiza con el mediopié, la posición del tobillo durante el vuelo es neutra o ligeramente en dorsiflexión. En la fase de apoyo se produce la mayor plantiflexión, que será de mayor

magnitud al aumentar la velocidad (Novacheck, 1998). El pie realiza un movimiento de prono-supinación que ocurre en un plano oblicuo. La porción del movimiento que ocurre en el plano transverso refleja cambios en la progresión del ángulo del pie en la fase de apoyo. La pronación ocurre en la fase de absorción cuando la pierna está apoyada. El pie luego supina en la fase de generación suponiendo una palanca estable de empuje. Además de los huesos y ligamentos, el tibial posterior ayuda en el control del movimiento. Este movimiento es complejo y difícil de cuantificar biomecánicamente porque los movimientos son de pequeña magnitud, y los segmentos corporales sobre los que ocurren son pequeños y de localización exacta complicada (Novacheck, 1998).

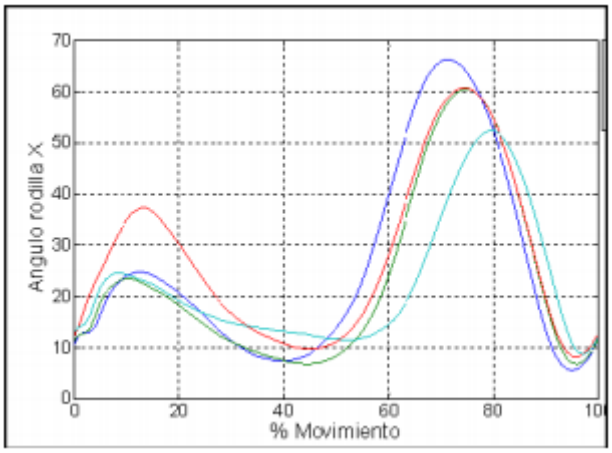


Figura 3. Ejemplo de gráfica de movimiento angular: plano sagital en la rodilla durante la marcha (Martín, Postigo, Ezquerro y Blanca, 2010)

I.3.4 CINÉTICA

La cinética en biomecánica estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre los sistemas vivos. El cuerpo humano es un sistema biológico que tiene muchas posibilidades de acción y de reacción a las influencias ambientales externas y a las fuerzas que genera él mismo. Todas estas fuerzas serían las generadas por la contracción muscular, la gravedad, la inercia y las mismas fuerzas de reacción del suelo. El estudio de la cinética comienza a responder el "cómo y el por qué" del movimiento que observamos (Winter, Bishop y Patrick, 1992). En la carrera a pie, el miembro inferior trabaja en cadena cinética cerrada de carácter predominantemente excéntrico. Las fuerzas que se generan son dependientes del patrón biomecánico, de la morfología y de la adaptabilidad del deportista. La comprensión de la cinética en la carrera tiene relevancia, debido a su importancia clínica, puesto que las fuerzas de reacción del suelo y la tasa de carga pueden tener un impacto negativo en el individuo, al estar asociadas a la producción de lesiones por sobreuso (Malisoux et al., 2015). El gesto de carrera es repetitivo y necesita que los elementos de amortiguación de la carga estén en buenas condiciones para poder soportar velocidad de la carga, también implicada en la aparición de lesiones (Hreljac et al., 2000), la carga producida por las fuerzas de reacción del suelo, además de la inercia y la gravedad.

El papel de la musculatura, responsable de otra de las fuerzas mencionadas anteriormente, las generadas por su contracción, no es únicamente propulsivo, pues Winter et al. (1992) describieron entre las tareas musculares durante la carrera a pie la absorción de impactos y el control vertical en la aceptación de peso, el equilibrio y control de la postura del tronco y miembro superior, la generación de energía propulsiva hacia adelante y hacia arriba, y el control de los cambios de dirección del centro de masa del cuerpo.

CENTRO DE GRAVERDAD

En cuanto al centro de gravedad, durante la carrera su trayectoria es sinusoidal, moviéndose dos veces en dirección vertical, existiendo por tanto dos picos por cada zancada. Al mismo tiempo, a medida que el centro de gravedad pierde altura, se pierde velocidad horizontal y energía potencial. Con respecto a la energía cinética, ésta se pierde al contactar el pie con el suelo. La energía potencial y cinética alcanzan su pico durante la mitad de la fase de oscilación. Sin embargo, esa energía no se disipa completamente, puesto que gran parte de ella se almacena en los tejidos, tales como músculos y tendones en forma de energía potencial elástica. En la fase de generación de fuerzas, se libera dicha energía de las estructuras músculo-tendinosas, junto con la generada por la contracción activa de los músculos, aumentando la energía potencial y cinética y haciendo que se eleve de nuevo el centro de gravedad (Novachek, 1997).

FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO

Las fuerzas de reacción a menudo constituyen uno de los componentes primarios para la evaluación de la fase de apoyo de la carrera. El impacto se cuantifica midiendo la fuerza de reacción del suelo y la velocidad de carga (Voloshin, 1985; Clarke, 1983). Investigaciones anteriores han sugerido que las fuerzas de reacción del suelo, independientemente de su magnitud y duración, son el factor principal del cual depende la velocidad de carrera (Roy 1981; Hamill et al 1983). El pie y el suelo ejercen una fuerza igual entre ellos (fuerza de reacción del suelo). La posición y aceleración del centro de masas del corredor determina la magnitud y dirección de la fuerza de reacción del suelo.

Durante el análisis cinético, para su correcta comprensión, las fuerzas de reacción se descomponen en sus 3 componentes: vertical, anteroposterior y medio lateral. Cada una de las cuales varia en magnitud, dirección y punto de aplicación en el transcurso del apoyo del pie en la carrera. Estudios cinéticos de la carrera se han realizado a diferentes velocidades, la mayoría lentas, con una función de análisis de patologías. (Cavanagh y Lafortune, 1980; Bates et al., 1981; 1983; Dickinson, 1985; Nigg, 1986; Nigg y Bahles, 1988). De las 3 componentes, las fuerzas verticales y anteroposteriores

son de mayor magnitud y por tanto se les asocia mayor potencial lesivo. Las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales presentan más irregularidades al cambiar las condiciones, y por tanto son menos repetibles (Nigg, 1983).

Fuerza vertical

Está compuesta por 2 picos o crestas. El primer pico es conocido como el impacto o frenado y el segundo como impulso o aceleración (Hamill-Knutzen, 1995). A medida que aumenta la velocidad el pico de impacto se suaviza hasta desaparecer (Aguado, 1993); este patrón se repite en corredores que contactan con el mediopié en lugar de con el antepié (Kluitenberg et al., 2012). La fuerza vertical varía por encima y por debajo del peso corporal, debido a la aceleración positiva y negativa que sufre el cuerpo. Durante el pico de impacto inicial, a los 20 ms tras el impacto, ésta puede llegar a duplicar el peso corporal. Una vez alcanzado el segundo pico durante la fase de apoyo, puede llegar a triplicarlo (a los 80 ms). El primer pico tiene una pendiente más pronunciada y está asociado al golpe de talón y a corredores pronadores, y el segundo más gradual y más asociado con la propulsión (Gavilanes-Miranda, Goirienda y García, 2012). En la figura 4 se muestra una gráfica acerca de la evolución de las fuerzas verticales.

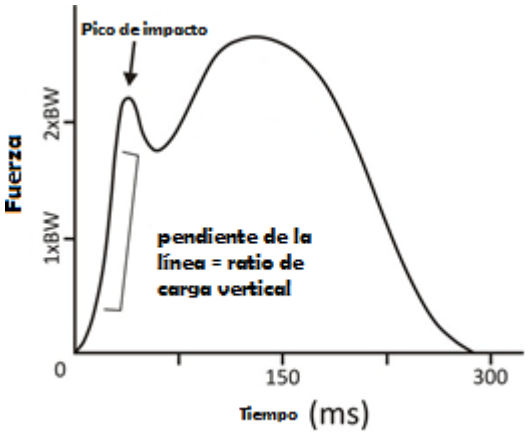


Figura 4. Fuerzas de reacción verticales en función del tiempo y el peso corporal (Novacheck, 1998)

Fuerzas Antero-Posteriores:

Incluyen 2 picos de fuerza, denominados pico positivo o impacto y pico negativo o de aceleración. En la figura 5, la barra inferior refleja el tiempo, y aumentar la velocidad las curvas tenderán a desplazarse porcentualmente a la izquierda (Aguado, 1993). Cuando el pie contacta con el suelo, es empujado hacia adelante, sufriendo una fuerza de reacción que lo frena, resultando en una fuerza negativa. En el momento en el que el cuerpo pasa sobre el pie que está apoyado sobre el suelo, el componente horizontal es cero. Cuando el cuerpo sobrepasa el pie en apoyo, este empuja contra el suelo propulsando, y el componente antero-posterior se convierte en positivo. Su magnitud representa el 50% del peso corporal durante la carrera (Gavilantes-Miranda et al., 2012).

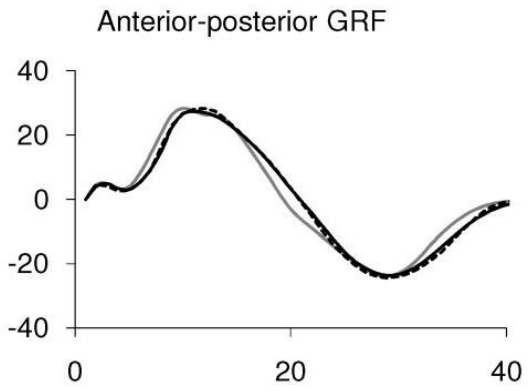


Figura 5. Fuerzas de reacción antero-posteriores en función del tiempo y el peso corporal. (Novacheck, 1998)

Fuerzas Medio-Laterales:

Parámetro de especial interés clínico, debido a que es capaz de discriminar entre corredores con apoyo inicial de talón, mediopie y antepie. Se ha hallado una fuerza anteroposterior irregular en corredores de antepie y medio pie con la inestabilidad de tobillo (Turmo, 1999). Estas fuerzas son las que presentan una mayor variabilidad (Munro y Miller, 1987), además de ser el componente más pequeño de los tres. Tiene

dos polaridades, la fuerza transmitida por el pie en dirección medial y en dirección lateral. Esta polaridad siempre es opuesta a la de la pierna contralateral en todos los momentos (Gavilantes-Miranda et al., 2012). En la gráfica de la figura 6, se muestra la evolución de las fuerzas medio-laterales.

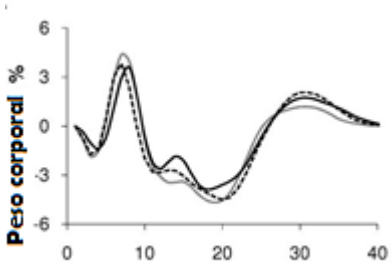


Figura 6. Fuerzas de reacción medio-laterales en función del tiempo y el peso corporal. (Novacheck, 1998)

CENTRO DE PRESIONES:

Un método para evaluar la aplicación de la fuerza del pie es la evaluación del centro de presiones y el mapeo de la distribución de la presión. Se observa variabilidad significativa, sobre todo entre los corredores que apoyan el mediopie y el retropié al contacto inicial (Cavanagh, 1987). El mapa de distribución de la presión plantar puede ser representado de múltiples formas. Una de ellas es la seguida por Cavanagh (1987) que representa el tiempo desde el contacto inicial hasta el despegue. La presión generalmente se inicia centrada en el borde lateral del talón, desplazándose bastante rápido hacia medial y seguidamente hacia el mediopie donde 2 picos de presión casi iguales se sitúan en torno a la cabeza del 1er y 2º metatarsianos. Todos los mapeos de presiones se alteran con cualquier tipo de zapato, ya que este puede variar la presión a diferentes estructuras anatómicas del pie (Novachek, 1997).

MOMENTOS Y ENERGÍA DE LAS ARTICULACIONES

Los momentos resultantes de las articulaciones describen las fuerzas responsables del movimiento humano, a diferencia de la cinemática articular, la cual podría

considerarse el efecto. Para calcular el momento resultante de un segmento, es necesario conocer la velocidad linear y angular, la aceleración, la masa del segmento y el momento de inercia (Vaughan, 1984). Aleshlnsky y Zatslorsky (1978) calcularon las fuerzas y momentos tridimensionales en todas las articulaciones para la marcha humana, la carrera a pie y el sprint, creando diagramas y gráficos que hicieran más fácil su interpretación. Según los hallazgos en la literatura, las características principales de los momentos articulares describen que los momentos de la cadera son particularmente importantes durante el ciclo de carrera, generando unos momentos más altos durante la fase de apoyo. (Vaughan, 1984). Al combinar la cinética con la moción de las fuerzas de reacción del suelo se pueden calcular los momentos articulares netos y la fuerza mediante la dinámica inversa. Para describir los momentos articulares con mayor precisión, se puede dividir su análisis en los planos del movimiento sagital y coronal, según el realizado por Novacheck (1998):

Plano sagital:

Como se ha comentado anteriormente, en la articulación de la cadera se generan grandes momentos de fuerza. Así, la musculatura extensora generaría momentos más importantes tras el contacto del pie y los flexores tras el despegue. El momento patrón del tobillo durante la carrera y la marcha es similar. El contacto inicial es con el talón. El antepié baja al suelo de manera controlada por la contracción excéntrica del tibial anterior. El inicio del momento de plantiflexión ocurre en la carrera entre el 5-10% del ciclo. En contraste, en el sprint no hay momento dorsiflexor porque el contacto inicial está en el antepie seguido de la dorsiflexión. El total de energía absorbida en el tobillo es mayor en el sprint que en la carrera. El periodo de absorción esta seguido de un periodo de generación de fuerza tanto andando como corriendo o durante el sprint. La fuerza generada proporciona energía para la siguiente propulsión. La magnitud de la generación de fuerza del tobillo es directamente proporcional a la velocidad del atleta.

El momento de la rodilla es similar en carrera y sprint. Para preparar el contacto inicial los isquiotibiales se vuelven dominantes en la segunda mitad del balanceo produciendo un momento flexor que controla la rápida extensión de rodilla. Justo tras

el contacto inicial el cuádriceps se vuelve dominante produciendo un momento de rodilla extensor. La magnitud del pico de extensión de la rodilla tiende a ser mayor en carrera respecto al sprint. Esto se relaciona con un mayor grado de flexión en los corredores con la pierna que carga. En la carrera mientras la rodilla flexiona tras el contacto inicial, el cuádriceps se contrae excéntricamente. Esto se ha visto como fuerza de absorción y refleja su rol esencial en la absorción del golpe (Novacheck, 1998).

Plano coronal:

En el plano coronal, los músculos y ligamentos funcionan principalmente como estabilizadores, con un movimiento mínimo. La potencia generada y absorbida es mucho menor que en el plano sagital. En el tobillo y la rodilla, pese a suceder algunos momentos generados por sus respectivas musculaturas, el movimiento es muy pequeño. En la cadera, durante la fase de apoyo, existe un momento abductor generado por el glúteo medio. Durante la fase de absorción, la cadera va hacia aducción debido a las fuerzas de reacción del suelo y a que el momento abductor generado es menor que dichas fuerzas junto con la gravedad y la aceleración de las cargas. Entonces el glúteo medio contrae excéntricamente para controlar ese movimiento. Durante la fase de propulsión, glúteo medio contrae concéntricamente abduciendo la cadera (Novacheck, 1997; Vaughan, 1984).

COMPARACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS CINEMÁTICOS Y CINÉTICOS DE LA MARCHA Y LA CARRERA A PIE

Para una mayor comprensión del funcionamiento del cuerpo humano durante la marcha y la carrera, resulta interesante establecer una comparación entre ambas. En primer lugar, la principal característica discriminativa es la existencia de una fase aérea en la carrera a pie, existiendo algún tipo de apoyo en todo momento durante todo el ciclo de la marcha. En la tabla 4, se presentan las principales diferencias entre los parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha y la carrera

	CARRERA A PIE	MARCHA
Comparación del ciclo	Fase de oscilación más larga	Fase de apoyo más larga
Duración de la fase de apoyo	Más corta	Más larga
Periodo de doble apoyo	Ausente	Presente
Duración de la fase de oscilación	Más larga	Más corta
Fase aérea	Presente	Ausente
Longitud de la zancada	Más larga	Más corta
Frecuencia de zancada	Mayor	Menor
Posición del centro de gravedad	Más bajo	Más alto
Oscilación vertical del centro	Menor	Mayor
Velocidad angular del miembro inferior	Mayor	Menor
Rango articular requerido	Mayor	Menor
Actividad muscular	Mayor	Menor
Progresión lineal del pie	Una línea a lo largo de un punto intermedio del cuerpo	Dos líneas paralelas
Fuerzas de reacción del suelo	Entre el doble o el triple del peso corporal	Menos del 90% del peso corporal

Tabla 4. Principales diferencias entre la carrera a pie y la marcha humana (Hamilton y Luttgens, 2002; Adelaar, 1986)

I.3.5 ELECTROMIOGRAFÍA EN LA CARRERA A PIE

La electromiografía (EMG) es la recogida y el análisis de las señales mioeléctricas. Estas señales son la integración de todos los potenciales de acción de la unidad motora detectada mediante el uso de electrodos y están formadas por las variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares (Muro, Garcia y Mendez, 2014). Se puede establecer

diferencia entre EMG neurológica (aquella en la que hay una respuesta muscular artificial debido a una estimulación eléctrica externa en condiciones estáticas) y EMG kinesiológica, en la que se estudia la activación neuromuscular voluntaria en cambios posturales, movimientos funcionales, trabajo, ejercicio, etc… La EMG kinesiológica es una herramienta de gran utilidad en campos muy diversos, como la medicina (ortopedia, análisis neurológico, estudio de la postura), fisioterapia (daño cerebral, entrenamiento terapéutico), ergonomía (diseño de material ergonómico) y biomecánica (estudio del movimiento, entrenamiento de fuerza en atletas, rehabilitación deportiva). Los beneficios destacados del uso de la EMG como herramienta de análisis es servir de ayuda para mejorar en la actividad deportiva, a comprender directamente los músculos responsables de determinados gestos en estudios ergonómicos y servir como punto de referencia para tratamientos y entrenamientos personalizados (Konrad, 2005).

Es importante conocer la fisiología de la contracción para entender e interpretar los datos recogidos en la EMG, puesto que, como se ha comentado anteriormente, ésta es la integración de todos los potenciales de acción de las unidades motoras objetivo de estudio. La unidad motora, formada por el cuerpo celular de la motoneurona, dendritas y axones, además del grupo de fibras musculares inervadas por ésta, es la unidad funcional más pequeña de la contracción muscular. La excitabilidad de las fibras musculares depende directamente de la propiedad de semipermeabilidad de la membrana celular del sarcolema (Konrad, 2005). La diferencia iónica entre el espacio interno y externo de las células musculares es en reposo entre -80 y -90 mV, denominado potencial de reposo, resultando una carga negativa en el espacio interno en comparación con el externo. Este estado es mantenido por las bombas de iones de sodio (Na+) y Potasio (K+). Cuando se produce la contracción muscular, la motoneurona situada en el asta anterior de la médula es activada vía sistema nervioso central o vía refleja, provocando la liberación de ciertas sustancias como la acetilcolina en la placa motora. Las características

de difusión de la membrana celular son modificadas y debido a ello el Na+ puede fluir a través de ella hacia dentro de la célula y K+ hacia fuera. Eso causará la despolarización de la membrana, haciendo el medio interno más positivo. Cuando se supera el umbral de activación, tiene lugar el potencial de acción, cambiando de los -80 mV anteriormente mencionados a +30 mV. Esa activación se propaga a través de las fibras musculares en ambas direcciones hacia todo el músculo. Esta excitación producirá entonces la liberación de iones de calcio (Ca+) en el espacio intracelular que dará lugar a los acoplamientos electro-mecánicos correspondientes entre las dos proteínas responsables de la contracción, la actina y la miosina (Konrad, 2005; De Luca, 1997). Esta ráfaga eléctrica provocada por la despolarización es inmediatamente restablecida mediante el fenómeno de repolarización. En la figura 7 se muestra gráficamente el proceso

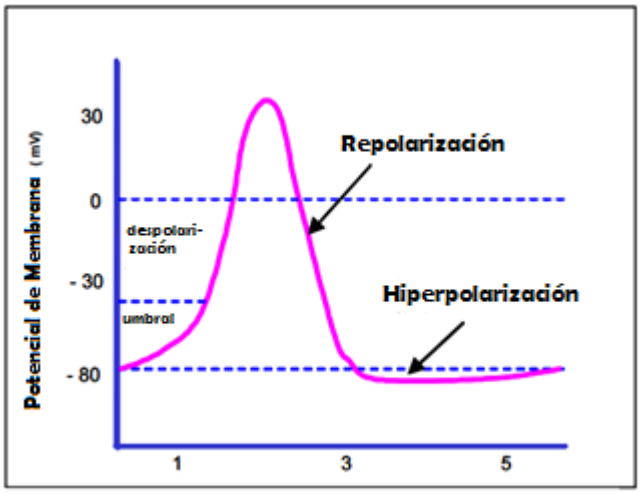


Figura 7. El potencial de acción responsable de la contracción muscular (Konrad, 2005)

La señal de EMG registrada está basada en los potenciales de acción de las fibras resultantes de los fenómenos de polarización descritos anteriormente. La extensión de la zona de despolazación según la literatura es de entre 1 y 3 mm. Dicha excitación viaja a través de las fibras musculares a una velocidad de 2-6 m/s y pasa entonces por los electrodos que registrarán esa actividad eléctrica (Liu, Chen y Chen, 2005). El

potencial de acción es monopolar, pero debido a que se produce la despolarización-repolarización de la membrana, se registrará una señal bipolar con una distribución simétrica de las amplitudes positiva y negativa. Las señales bipolares detectadas de cada unidad motora situada bajo la zona de los electrodos se superponen eléctricamente, creando el denominado patrón de interferencia (Konrad, 2005).

La señal no filtrada ni procesada de las señales bipolares superpuestas forma la señal de EMG bruta (Figura 8). Cuando el músculo sano está relajado, no existe una actividad EMG significativa debido a la falta de despolarización, y sin embargo existe siempre una actividad de línea base o ruido. Es necesario pasar la señal por un amplificador, evitando así las distorsiones de la información contenida en ésta. La amplitud típica de la señal EMG sin amplificar es de 0-6 mV. Una vez amplificada, en condiciones normales y teniendo en cuenta que la piel haya sido debidamente preparada, el ruido promedio no debe ser mayor de 3-5 microvoltios, siendo el objetivo entre 1 y 2. Posteriormente se debe eliminar el ruido procedente del entorno como la red de distribución eléctrica de 60 Hz (Romo, Realpe y Jojoa, 2007).

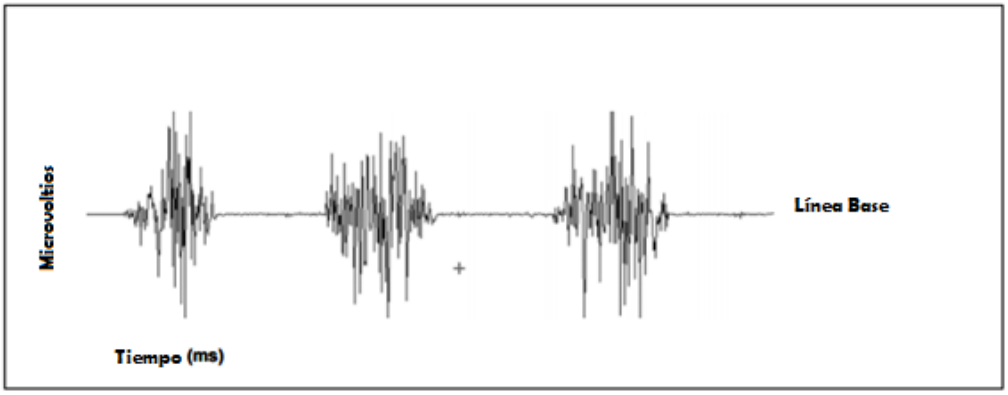


Figura 8. Señal EMG bruta de tres contracciones del músculo bíceps Braquial (Konrad , 2005).

La señal bruta debe ser amplificada, con el fin de reducir el ruido y ganar voltaje, aislando la fuente de la señal del instrumento de grabación y reproduciendo así los eventos bioeléctricos sin distorsión. A continuación se debe realizar el filtrado correspondiente, el cual eliminará el exceso de ruido y permitirá obtener una señal más

limpia para su análisis. Finalmente se procesa la señal rectificándola, es decir, convirtiendo las amplitudes negativas en positivas, y aplicando un proceso de suavizado (Soderberg y Cook, 1984). Durante la contracción muscular, podríamos además identificar dos fases o estados, el estado transiente, donde la ráfaga mioeléctrica acompaña al esfuerzo muscular repentino en la ejecución del movimiento, y el estado estacionario, donde el esfuerzo muscular realizado se corresponde con la realización de un movimiento sostenido (Liu et al, 2005)

Entre los factores que afectan a la señal EMG tenemos las características de los tejidos, la presencia de otros músculos cercanos al área de detección de los electrodos, el tipo de electrodos y su tamaño, así como el espaciamiento entre ambos, amplificadores utilizados, ruido externo y cambios en la posición de colocación de los electrodos. Es importante además seguir un correcto protocolo de preparación entre los que destaca la eliminación del vello (el cual puede alterar la adhesión de los electrodos) y la preparación de la piel (por ejemplo, la limpieza de la piel con alcohol y toalla textil o esparadrapo) (Konrad, 2005). Existen diferentes tipos de electrodos para recoger la señal EMG. Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre un segmento muscular estudiado y situado a nivel superficial. El espaciamiento entre ambos determina el volumen de registro, siendo más selectivo cuando menor es éste. Son los más recomendados aquellos pre-gelificados y de cloruro de plata. Para mayor selectividad o músculos profundos, se usan electrodos intramusculares de cable delgado. Estos evitan la interferencia de músculos activos adyacentes aunque se trate de un método invasivo. Otros electrodos utilizados en la recogida de la EMG son las sondas vaginales y anales, para evaluar el suelo pélvico y entrenamiento de biofeedback, en la prevención de la incontinencia (Gowitzke y Milner, 1999).

Para analizar la señal EMG obtenida, es importante comprender las variables y parámetros que son extraídas de ésta para su interpretación. Podemos clasificar todas estas variables en parámetros de amplitud, de frecuencia y timming. Con respecto al cálculo de los parámetros de amplitud, algunos de ellos requieren en primer lugar la rectificación de la señal. El valor del pico máximo (mV) de la señal es la máxima

amplitud que alcanza la señal en el registro. Éste solo tiene sentido en aquellas curvas que han sido promediadas, ya que se trata de un valor demasiado variable. Es más utilizado el valor promedio rectificado (mV), es decir, la amplitud media de los picos después de la rectificación de las ondas del trazado (se eligen por ejemplo, los 10 picos más altos). Este es menos sensible a los cambios. Otro valor utilizado es la raíz cuadrada media o root mean square (mV), un detector no lineal, que es el cálculo de la raíz cuadrada de la media del voltaje de la señal EMG registrada. Otro ejemplo de parámetro de amplitud es la EMG integrada, o IEMG (mV/s). Ésta última es definida como el área bajo la curva rectificada para toda la señal EMG o para un tiempo o amplitud preestablecida (Gonzalez Hidalgo, 2008; Rash y Quesada, 2003). En la figura 9, aparecen representadas las variables relacionadas con la amplitud.

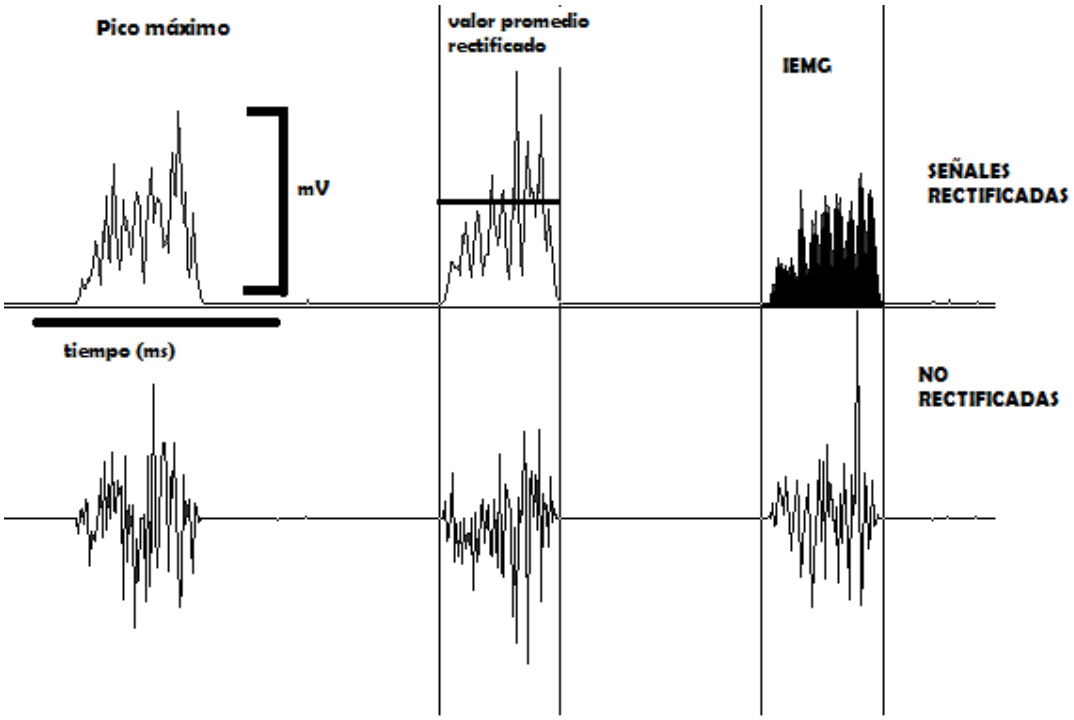


Figura 9. Representación de variables de amplitud (Konrad P, 2005)

En el estudio de la frecuencia (Hz), ésta ofrece información fisiológica sobre la velocidad de conducción de las fibras musculares y la tasa de disparo de las unidades motoras. Actualmente, la tecnología moderna facilita el uso de FFT (Fast Fourier

transform, un algoritmo utilizado en el tratamiento digital de señales), que hace posible descomponer la señal EMG, analizar y estimar los componentes de la frecuencia y de este modo, crear un gráfico de distribución del espectro de frecuencias. Entre los parámetros que forman dicho gráfico, los más importantes en el análisis de la señal de EMG son la frecuencia media (media matemática de las frecuencias del espectro), y la frecuencia mediana (parámetro que divide el gráfico de distribución de frecuencias en dos partes iguales) (Konrad, 2005). En la figura 9, se representan éstas variables gráficamente.

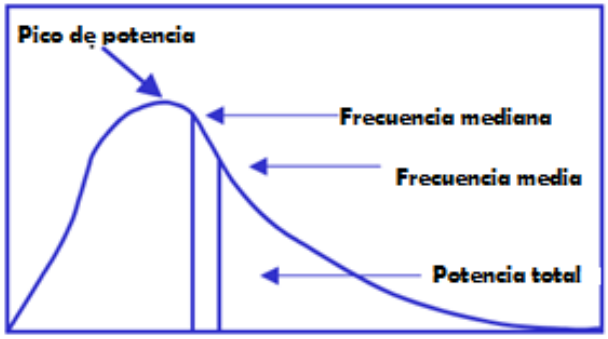


Figura 10. Gráfico de espectro de frecuencias con sus parámetros mediante el uso de FFT (Konrad, 2005)

Otros parámetros que forman el gráfico de frecuencias son la potencia total (definido como el valor similar a la EMG integrada en la amplitud, en este caso el área bajo la curva del espectro de frecuencias) el pico de potencia (valor máximo dentro del espectro de frecuencias) y el número de cruces de la señal por la línea isoeléctrica (*Zero Crossing Rate*) (Arent-Nielsen, Mills, 1985; Konrad, 2005)

En cuanto al *timing*, el estudio del curso temporal de la activación muscular es un parámetro de estudio muy relevante. Para determinar los tiempos de activación de un músculo, es importante conocer y detectar la señal de ruido, de modo que ésta deberá recogerse de manera previa al registro de la EMG. Para comprender qué es el *timing*, se puede describir una forma sencilla para estimar la amplitud del ruido y calcular los tiempos de activación muscular. Ésta consiste en calcular su amplitud a dos desviaciones estándar del valor principal, obteniendo un valor que captura el 95% de la

señal del ruido. Usando esto como referencia, el tiempo que la señal de EMG supera este valor o retrocede por debajo de ese nivel durante una cantidad mínima de tiempo determinada, puede ser considerado como el tiempo de activación (ON time) o tiempo de pausa (OFF time) del músculo. Existen otros métodos, para establecer los umbrales de activación además del que utiliza como referencia las desviaciones estándares del ruido, como por ejemplo cierto % de la máxima contracción voluntaria (MVC) para señales normalizadas mediante ese valor. (De Luca, 1997). Otro parámetro importante sobre las características del timing de la señal EMG es el cálculo del tiempo de pico (time to peak). Este valor es el tiempo desde el comienzo del periodo de análisis (por ejemplo, el comienzo de un movimiento articular) hasta el valor pico de la amplitud. Conociendo las características del *timing* muscular, es posible crear un diagrama de patrones de activación, que muestra gráficamente la porción de tiempo de un determinado movimiento que un músculo permanece activo. Es de gran utilidad en estudios que analizan la señal EMG durante la carrera o durante la marcha. En la figura 11 se representa el timing de los músculos implicados en la carrera a pie.

Figura 11. Gráfico del timing muscular del miembro inferior. IC (momento de impacto), TO (despegue del pie). Stance (fase de apoyo). Swing (fase de oscilación). (Novacheck, 1998)

En biomecánica, el rol de la EMG es la evaluación objetiva de la activación neuromuscular durante una determinada actividad. Su utilidad radica en el punto de

partida en el que es necesaria una mayor comprensión de una actividad, ya sea un gesto técnico, deportivo o movimiento articular. La EMG recoge entonces datos objetivos y cuantitativos sobre la actividad eléctrica muscular que permite responder a las preguntas de investigación y a la comprobación de la hipótesis formulada (De Luca, 1997). Existe relación entre la señal de EMG y algunas variables biomecánicas. Existe una relación positiva entre el aumento de tensión de un músculo con respecto a la amplitud de la señal EMG durante una contracción isométrica. Existe a su vez, una pérdida del componente de alta frecuencia de la señal de EMG que indica la presencia de fatiga muscular. Se ha estudiado también la existencia de la relación inversa entre la producción de fuerza durante una contracción concéntrica y la velocidad de movimiento, mientras que la relación es positiva en el caso de las contracciones excéntricas (Rash et al., 2003).

Anteriormente, se ha mencionado la utilidad de la EMG en el estudio de la biomecánica del deporte. Ésta nos permite analizar un gesto deportivo y definir la participación muscular que interviene en él, estudiando el timing en función de la posición articular y el grado de actividad muscular (Monfort-Pañego, Vera-García, Sánchez y Santi, 2009). Permite también analizar la marcha y la coordinación muscular, además de ser utilizado en patologías neurológicas (Benedetti, Loisel y Roy, 2001), en la evaluación de la fatiga y en estudios ergonómicos (Bonato, Roy, Knaflitz y De Luca, 2001). Resulta útil también a la hora de valorar la actividad muscular durante el proceso terapéutico, estudiando por ejemplo la relación agonista-antagonista y comparando la extremidad lesionada con la extremidad sana (De Luca y Mambrito, 1987). Mediante la EMG, existen técnicas de feedback empleadas en reeducación postural o en propiocepción en la recuperación de una lesión deportiva (Chendeb, Khalil y Duchene, 2004). En la evaluación del rendimiento deportivo, teniendo en cuenta que la EMG indica el esfuerzo muscular en una determinada acción, ésta puede usarse como herramienta para conocer y mejorar la eficacia del trabajo muscular durante un determinado deporte, colaborando así en economizar el esfuerzo y prevenir lesiones (De Luca, 1997). Por último, permite también valoración de trastornos de carácter neuromuscular, observando cambios anómalos y patológicos en la señal EMG

(Alvarez, Santos y Medina, 2005) y valorar y analizar la carrera y su correspondiente actividad muscular (Wang, Hong y Li 2014).

En el análisis de la carrera a pie, la EMG es considerada por la literatura como un método adecuado y de interés para ésta tarea subrayando su necesidad debido al aumento de la popularidad de éste deporte (Higginston, 2009) El análisis de la EMG en la carrera proporciona de hecho, información acerca del *timing*, la duración y el alcance de la activación muscular durante la realización de la zancada. Son muchos los trabajos en la literatura que han estudiado la EMG de superficie (SEMG) en la carrera a pie, con una metodología muy diferente y con distintos objetivos, extrayendo conclusiones en las que se basará el presente trabajo de investigación.

En la literatura, ha sido estudiado el patrón de activación de los músculos del miembro inferior en diferentes condiciones de calzado. Este patrón es diferente en sujetos calzados y descalzos. Antes del contacto con el suelo es el mismo en ambos casos, pero sin embargo, el timing del músculo tibial anterior se ve retrasado tras el impacto del pie con el suelo en los sujetos con calzado. Además se ha comprobado que tras un periodo de adaptación de los sujetos a correr descalzos, se producen cambios en la activación de algunos músculos como tibial anterior y gatrocnemio (Kowailed et al., 2015; Von Tscharner, Goepfert y Nigss, 2003). También se ha comprobado que la rigidez de la entresuela produce menor pérdida de energía en la articulación metatarsofalángica, y por tanto se requiere menor actividad muscular para realizar el gesto de carrera, mejorando así la economía. Esto parece ser así para actividades como salto y velocidad, pero no aplicable para la carrera de resistencia. En este caso no se observan diferencias significativas entre la actividad muscular en las diferentes condiciones de rigidez (Nummela, Vuorimaa y Rusko, 2012). Continuando con el tema de la economía del esfuerzo muscular durante la carrera a pie, se ha comprobado que la activación conjunta de los músculos biarticulares de la pierna durante la fase de apoyo está claramente relacionada con la economía debido a que esta estrategia de control neuromuscular implica mayor retorno de energía elástica (Heise, Shinohara y Binks, 2008).

También se ha investigado el efecto de la fatiga en la actividad de algunos músculos del miembro inferior (cuádriceps, isquiotibiales, gastrocnemio y tibial anterior). Parece que con la fatiga, aparece un aumento de la actividad en la musculatura agonista y menor activación de la antagonista durante la carrera (Kellis, Zaferidis y Amiridis, 2011). Se ha expuesto a la fatiga a atletas entrenados en comparación con sujetos no entrenados, y se ha comprobado que existen diferencias en la activación previa al contacto de la musculatura del miembro inferior y durante la fase de contacto en aquellos sujetos bien entrenados con respecto a los otros (Paavolainen, Numela, Häkkinen, 1999).

La presencia de lesiones, tales como la tendinopatía aquílea, parece afectar también a la actividad muscular. Durante el impacto del pie, se debe producir un incremento en la actividad muscular con el fin de estabilizar el miembro debido a las fuerzas de impacto. Se ha hallado un decremento en la actividad muscular del glúteo mayor, tibial anterior y recto femoral durante estas fases en pacientes lesionados, en comparación con aquellos que ejecutaban el gesto de zancada sin lesión (Azevedo, Lambert y De Luca, 2008). La debilidad en el glúteo medio está relacionada a su vez con la aparición del síndrome de la cintilla ileotibial y un descenso en la actividad del recto femoral puede suponer una menor absorción de las fuerzas de impacto en la fase de apoyo, así como alteraciones en la cinemática articular, como descenso en el rango articular de la rodilla (Frederickson et al., 2000; Novacheck, 1997)

Han sido estudiadas también las variaciones en los patrones musculares de SEMG en la pierna durante la carrera en cinta de correr o en suelo, y no se han encontrado diferencias significativas en ellos, en contraste con algunas variables cinemáticas y los parámetros espacio-temporales (como la longitud de zancada) (Wank, Frick y Schmidtbleicher, 1998). Tampoco se han hallado diferencias existentes en la EMG recogida mediante electrodos superficiales y de aguja en suelo y cinta, así como tampoco entre la pierna izquierda y derecha (Schwab, Moynes, Jobe y Perry, 1983).

Como principales conclusiones extraídas de estos estudios, en primer lugar parece que existe un patrón de activación diferente para cada músculo con respecto al timming y a la activación de la SEMG, además de que dicho patrón varía en función de diferentes circunstancias como la presencia de lesiones, el rendimiento de los atletas, el calzado utilizado y la aparición de la fatiga. También se puede extraer de estos estudios que el cambio en los patrones de activación es más lento que las adaptaciones cinemáticas. En cuanto a la economía de la carrera, ésta también ha sido estudiada desde la perspectiva de la SEMG, esclareciendo acerca de las variables que están relacionadas con ella, como la estrategia de control neuromuscular utilizada, y aquellas que no, como el calzado o la rigidez de la entresuela. Otro dato importante, es que a la hora de estudiar los patrones, una variable que no parece ser determinante es la realización de las pruebas en cinta de correr o en suelo, el método de recogida, es decir, electrodos superficiales o de aguja, ni la pierna escogida, ya sea izquierda o derecha.

Un trabajo de referencia en el estudio de los patrones musculares en la carrera es el realizado por Guidetti, Rivelli y Figura (1998) debido a que introducen el concepto de "perfil normal" o datos normativos. Éstos afirmaron que para comprender mejor cómo funciona el sistema nervioso central en condiciones normales, es necesario conocer los patrones normativos de activación muscular durante la carrera. Esto puede ser de gran utilidad para establecer comparaciones con otras situaciones relativas a patologías traumáticas, neuromusculares, etc... En sus resultados se observaron unos resultados altamente repetibles en la comparación de la SEMG intraindividual cuando el sujeto realizaba varios ensayos de carrera, sin embargo los resultados inter-individuos muestran algunas peculiaridades. Las principales diferencias se encontraron en la localización que presentaba el pico de activación de los músculos estudiados y no en la cantidad de activación. De este estudio, sin embargo se extrajeron algunas generalidades relativas al patrón normativo durante la carrera. En concreto, se definió una secuencia de activación para la fase de apoyo y otra para la fase de balanceo, comunes a todos los sujetos, así como una fase de quiescencia sin ningún pico de actividad, que se correspondía con la primera fase de balanceo, en el momento donde

no hay apoyo en ninguna de las dos piernas. En cuanto al patrón descrito por este estudio, se muestran en la tabla 5.

Músculo	ES	VM	VL	RF	TA	GA	BF
Momento del pico 1 %	2,1+/-1,8	5,5+/-3,3	6,3+/-3,2	6,8+/-2,8	9,5+/-4,7	11,1+/-5,3	15+/-6,5
Momento del pico 2 %	55+/-4			63,2+/-5,8	53+/-3,3		
Momento del pico 3 %	98,4+/-1,7	98+/-2,7	97,3+/-2,7	98,1+/-1,6	91,1+/-4,6	96,4+/-3,5	88,3+/-3,8

Tabla 5. Perfil de SEMG en diferentes músculos del miembro inferior durante la carrera extraído de Guidetti et al., 1999. ES (erector espinal) VM (Vasto medial) VL (Vasto lateral) RF (Recto femoral) TA (tibial anterior) GA (gastrocnemio) BF (biceps femoral). Momento del pico es el % de la zancada (siendo 30 el despegue y el comienzo de la fase de balanceo y el 0 y 100 el final de la fase de balanceo y comienzo de la fase de apoyo) en el que se produce el pico de máxima activación de SEMG.

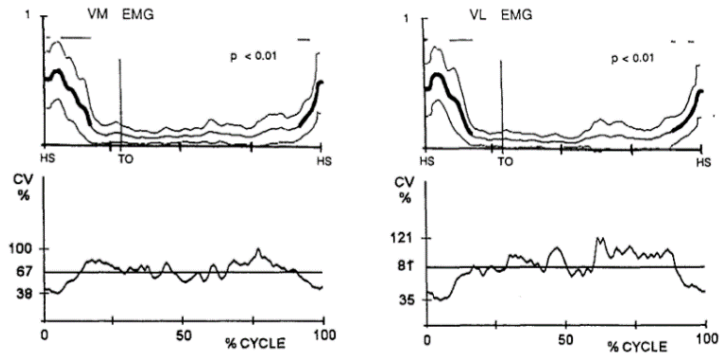


Figura 12. Ejemplo de gráfico que muestra los picos de activación para los músculos vasto medial (VM) y vasto lateral (VL). En la parte superior, TO representa el despegue, y HS el golpe de talón y están representados los picos de máxima activación. En la parte posterior se representa el coeficiente de variabilidad (CV). Guidetti et al (1998)

Posteriormente, otros estudios más recientes han investigado los patrones normativos de activación muscular aumentando el conocimiento existente de dicho campo (Novacheck, 1998; Gazendam y Hof, 2007; Heise et al., 2008; Bergamini, 2011). En la tabla 6, se recoge de manera sintetizada los principales músculos del miembro inferior y el momento del ciclo de carrera en el que se activan.

SEMG MIEMBRO INFERIOR	
MÚSCULO	**ACTIVACIÓN EN LA FASE DE LA ZANCADA**
Erectores espinales	Al comienzo de la fase de apoyo, a la mitad de la fase de balanceo y justo antes del contacto del pie
Vasto medial	Centrada durante la fase de apoyo, comenzando al final de la fase de balanceo.
Vasto lateral	Similar al vasto medial
Recto femoral	Similar a los anteriores, presentando otro pico significativo durante la fase de balanceo
Biceps femoral	Durante el final de la fase de balanceo y durante la segunda mitad de la fase de apoyo
Semitendinoso	Similar a bíceps femoral
Tibial anterior	Durante la última parte de la fase de apoyo y al final de la fase de balanceo, con otro pico adicional al comienzo de la fase de apoyo.
Adductor mayor	Durante la mitad de la fase de apoyo, en la mitad de la fase de balanceo y justo antes del contacto del pie con el suelo
Gluteo mayor	Durante la mitad y final de la fase de balanceo y durante la primera parte de la fase de balanceo
Gluteo medio	Al final de la fase de oscilación, durante la primera parte de la fase de balanceo y durante el despegue del pie
Gastrocnemio	Actividad significativa entre la parte final de la fase de balanceo y durante la fase de apoyo, antes del despegue.
Soleo	Similar gastrocnemio
Peroneo lateral largo	Similar a los anteriores

Tabla 6. Síntesis de los momentos principales de activación de la SEMG en los músculos del miembro inferior.

Los patrones de activación en el miembro inferior durante la carrera se ven influenciados por unos factores determinados, entre los que destacan la tasa de entrenamiento, el sexo y la velocidad (Baur et al., 2012). En los estudios mencionados anteriormente, algunos investigaron acerca de la influencia de la velocidad, sin embargo ninguno tuvo en cuenta otros aspectos importantes como el sexo. Además, la mayoría de éstos se centran en el estudio del *timming* sin tener en cuenta el alcance de la activación muscular durante la carrera. En aquellos trabajos que investigaron la amplitud de la señal SEMG (Khowailed et al., 2015; Kellis et al., 2011) se utilizaron como método de normalización diferentes test isométricos para establecer la máxima contracción voluntaria o MCV. Ésta es considerada como el 100% de la activación muscular, estableciendo un punto de referencia. Sin embargo, determinados músculos como gemelos, vasto lateral, bíceps femoral y glúteo mayor, presentan una activación de más del 100% de MCV, por lo que ésta no parece ser una forma fiable de expresar la actividad muscular la carrera (Mero y Komi, 1987; Kyrolainen y Avela, 2005; Marras y Davis, 2001). De hecho, durante contracciones máximas la señal SEMG y la fuerza son excepcionalmente inestables por lo que no pueden establecer buen un punto de referencia, y la fiabilidad en dos mediciones realizadas durante contracciones submáximas fue significativamente mayor que aquellas realizadas durante la contracción máxima (De Luca, 1997; Yang y Winter, 1983), por lo que es necesario utilizar otro método de normalización diferente a la MCV. Un tipo de normalización específica basada en contracciones submáximas es la contracción voluntaria de referencia (RVC), la cual mostró ser fiable y repetible (Bao, Mathiassen Y Winkel, 1995). Además de los test isométricos, existe la posibilidad de realizar test dinámicos bajo el máximo esfuerzo para obtener un nivel de referencia con el cual comparar la señal SEMG. Otro método de normalización es tomar como referencia el promedio de activación obtenido durante el gesto que se investiga (Burden, 2010). Por último, otra alternativa es el uso de la SEMG obtenida mientras el sujeto se encuentra en posición estática o de descanso. Este método es eficiente como referencia en tareas funcionales (El-jafez, 2005).

La influencia de la velocidad en la SEMG ha sido también objeto de estudio en muchos trabajos, y sin embargo no parece haber un consenso general entre las opiniones de los distintos autores. Existen dos posturas entre aquellos que han escrito sobre el tema:

Por un lado, están los que no hablan de cambios en los patrones de EMG. Se ha comprobado que correr a velocidades supramáximas indica una mayor activación muscular en general, sobre todo en vasto medial y gemelos, pero el patrón se mantenía constante (Mero et al., 1987). Otro estudio también afirma que a altas velocidades aumenta la actividad SEMG en todos los músculos medidos, sobre todo en la fase previa al contacto y despegue (Kyrolainen et al., 2005). Se ha tratado de justificar las variaciones existentes en los patrones a diferentes velocidades estudiadas debido a que se producen cambios en la duración de los ciclos de apoyo y balanceo, por lo que esa variación se debería a dichos cambios. Parece haber un desplazamiento de la activación en los músculos durante la fase de apoyo en aquellos ensayos a mayor velocidad. Además parece existir una correlación moderada-alta (0,68) entre los patrones de activación musculares durante la carrera y durante la marcha (Cappellini y Ivanenko, 2006).

Sin embargo, otros autores afirman que existen cambios en los patrones musculares dependiendo de la velocidad escogida además de los ya mencionados cambios en la intensidad de la activación. Dos artículos focalizan su objeto de investigación en estudiar y analizar dichos cambios (Gazendam et al., 2007; Moran et al., 1986). En la tabla 7 se resumen los principales cambios en los patrones musculares estudiados a diferentes velocidades.

MÚSCULO	VARIACIONES DEBIDAS A LA VELOCIDAD
Glúteos	En glúteo medio y mayor existe un adelanto en el comienzo de la actividad a medida que aumenta la velocidad (del final de la fase de balanceo al comienzo).
Isquiotibiales	Se produce un decremento en la amplitud de la activación de los músculos semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral a medida que aumenta la velocidad.
Cuádriceps	Existe un aumento en la amplitud significativo a medida que aumenta la velocidad en recto femoral, el cual fue menor en vasto lateral y medial.
Adductores	A medida que aumenta la velocidad, los picos de activación se desplazan del momento del despegue y contacto a mitad de la fase de apoyo y mitad de la fase de oscilación.
Tibial anterior	Decrece la amplitud con el aumento de la velocidad y se adelanta el comienzo de su activación, desde justo antes del contacto del pie a mitad de la fase de oscilación.
Triceps sural	Decrece la amplitud con el aumento de la velocidad y su mayor activación cambia de producirse durante el despegue a justo antes del apoyo
Peroneos	A velocidades superiores, este músculo permanece activo tras el contacto del pie con el suelo a diferencia de la carrera a menor velocidad.

Tabla 7. Cambios en los patrones de SEMG en los músculos del miembro inferior debidos a la velocidad.

Ahora bien, pese a que la influencia de la velocidad no está del todo clara, parece ser un factor determinante en este tipo de estudios y, por tanto, una variable a la que prestar atención. En la literatura, se ha estudiado la SEMG de diferentes músculos del miembro inferior durante la carrera con objetivos muy diversos. En los estudios anteriores se pueden observar diversas similitudes en los hallazgos encontrados. Sin embargo, existen a su vez marcadas diferencias que ponen de manifiesto la necesidad de profundizar en los conocimientos actuales. Algunas de estas diferencias son el hecho de que el pico máximo del bíceps femoral se ve adelantado en algunos estudios con respecto a otros en el ciclo de la zancada, y el tibial anterior muestra un descenso abrupto de la actividad durante la fase de apoyo, mientras que en otros aparecen picos

de actividad durante dicha fase (Guidetti et al., 1998; Gazendam et al., 2007). También se ha observado en referencia al tríceps sural que muestra actividad significativa durante la fase de balanceo, a diferencia de otro estudio que señala que ésta comienza tras el contacto del pie (Bergamini, 2011; Heise et al., 1996; Norberg JD, 2015).

Esta variabilidad en los resultados, así como las diferentes posturas de la influencia de la velocidad de la SEMG puede deberse a la distinta metodología empleada en estos trabajos de investigación. Un ejemplo claro es la amplia variedad de velocidades utilizadas para realizar los ensayos de carrera, tal y como muestra la tabla 8. La importancia del uso de una velocidad autoseleccionada fue señalada por Lussiana y Gindre (2015), quienes estudiaron la relación entre algunos parámetros biomecánicos y la velocidad escogida para realizar los ensayos. Afirmaron que la elección individual de ésta estaba relacionada con los tiempos de vuelo y contacto y la estabilidad del miembro inferior. Debido a esto, para que el verdadero patrón de activación muscular de cada sujeto se vea reflejado correctamente, parece importante permitir escoger la velocidad a aquellos que realicen el ensayo de carrera mientras se recogen los datos de SEMG, puesto que determinadas características biomecánicas desconocidas de antemano influyen en la preferencia de la velocidad elegida y ésta es una variable importante que puede dar lugar a unos resultados u otros.

Velocidad	Autores
10,8	Haudum , Birklbauer, 2014
12,96	Kellis et al., 2011
15	Heise et al., 1996
9-14	Gazendam et al., 2007
16,2	Paavolainen et al., 1999

Tabla 8. Diferentes velocidades, expresadas en km/h, empleadas durante el análisis de SEMG en la carrera a pie

Otra de las variables implicadas en la SEMG mencionada por Baur et al., (2012) fue el sexo. En la literatura se han encontrado diferencias de género en los patrones de electromiografía superficial en músculos del miembro inferior durante la carrera, y que estos pueden ser capaces de clasificar y diferenciar correctamente hombres y mujeres en el 95% de los casos (Von Tscharner y Goepfer, 2003). En cuanto a esas diferencias de género, se ha encontrado mayor actividad muscular en glúteo mayor y glúteo medio en las mujeres en todas las condiciones. Además, se ha teorizado acerca de cómo puede éste hecho provocar cambios en el funcionamiento cinemático del miembro inferior relacionados con la aparición de alteraciones como el dolor femoropatelar (Wilson, Petrowizt, Butler y Kernozek, 2012). También hubo diferencias significativas entre hombres y mujeres en la activación del vasto lateral y los peroneos (Chumanov, Wall-Scheffler, Heiderscheit, 2008; Baur et al., 2010).

.I.4 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

La carrera a pie es un deporte que está hoy en día muy presente en nuestra sociedad a distintos niveles, desde competición hasta ocio. Se ha convertido en uno de los deportes más practicados por razones como su bajo coste y los beneficios que supone su práctica para la salud. No obstante, tiene también una implicación clínica muy importante debido al alto índice de corredores que presentan alguna lesión a lo largo de su historia médica. El conocimiento de las causas que están implicadas en dichas lesiones avanza a medida que lo hacen también los instrumentos y la aparatología. La alteración de una correcta biomecánica ha sido considerada una causa importante de las lesiones padecidas por los atletas. Además parece existir una baja tasa de lesiones y una ejecución de la carrera más eficiente cuando la biomecánica del miembro inferior es óptima, por lo que juega un papel importante en la prevención de lesiones. Sin embargo, como se ha visto en el apartado anterior, hay ciertos aspectos que aún faltan por esclarecer. Un ejemplo de ello es la ausencia de datos acerca de la amplitud de la activación muscular, obtenidos además mediante un método alternativo al % de MCV debido a los problemas inherentes a éste. Existe además una gran

variabilidad en los resultados mostrados por anteriores publicaciones en relación a los patrones musculares, debido a que la metodología empleada ha sido muy distinta y con una falta de control de determinadas variables que según la literatura, conducen a obtener unos resultados u otros.

Avanzar en el conocimiento sobre biomecánica, y en este caso sobre el funcionamiento normal de la actividad muscular del miembro inferior durante la carrera puede suponer también un avance hacia la reducción del impacto en la salud que provoca dicha práctica actualmente en auge. Una de la razones es que debido a la presencia de los profesionales de la salud en el deporte, aumentar su conocimiento en biomecánica puede mejorar su capacidad de prevención y detección de lesiones, así como la planificación de las terapias y los entrenamientos. Como añadido más allá del interés clínico, el establecimiento de unos datos normativos puede resultar de gran utilidad a la hora de establecer puntos de referencia para futuras investigaciones.

Actualmente y hasta donde podemos saber, no existe ningún estudio que recoja, analice e investigue los datos normativos de la SEMG en la carrera de los principales músculos del miembro inferior, en concreto acerca de la amplitud de la activación, en corredores de resistencia recreacionales y profesionales a velocidad autoseleccionada. También es necesario investigar la influencia de determinadas variables relacionadas directamente con el resultado, tales como la velocidad y el sexo.

Objetivos e Hipótesis

II. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

OBJETIVOS PRINCIPALES

1. Establecer los datos normativos de la actividad electromiográfica de superficie de los principales músculos del miembro inferior respecto al nivel de activación, durante la carrera a pie en cinta y a velocidad autoseleccionada en corredores de resistencia sanos y de ambos sexos.

2. Analizar la influencia de la velocidad y el género de los corredores en el nivel de activación de los principales músculos del miembro inferior durante la carrera en sujetos sanos.

3. Analizar qué valores normativos podrían ser más significativos de cara a prevención y detección precoz de las lesiones más frecuentes en corredores.

Las hipótesis a contrastar en este proyecto son las siguientes:

- Existen patrones normativos diferentes entre hombres y mujeres en los niveles máximos de activación muscular del miembro inferior durante la carrera a pie.
- Existen patrones normativos diferentes entre corredores a distintas velocidades autoseleccionadas en los niveles máximos de activación muscular del miembro inferior durante la carrera a pie.

Material y Métodos

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1 SUJETOS

Para la inscripción de los sujetos en el estudio, se requirieron voluntarios sanos de ambos sexos, reclutados con una distribución de edad definida entre 16 y 55 años, incluyendo jóvenes y adultos de mayor edad (Fukuchi y Duarte, 2008). El reclutamiento de participantes se realizó principalmente a través del club de atletismo de la localidad valenciana de Torrent, además de corredores recreacionales voluntarios contactados a través de anuncios en diferentes redes sociales. La inscripción debía cumplir con los criterios de inclusión y exclusión específicos sobre la base de las evaluaciones clínicas.

Criterios de inclusión:

- Sujetos sanos, sin lesiones ortopédicas, metabólicas ni deterioro neurológico, ni haber padecido lesiones o afecciones dolorosas que puedan alterar su patrón de funcionamiento en el último año (Kawataba et al., 2013)
- 1 hora y media o más de entrenamiento de carrera semanal

Criterios de exclusión:

- Lesión ortopédica, metabólica o deterioro neurológico, o haber padecido lesiones o afecciones dolorosas que puedan alterar su patrón de funcionamiento en el último año.

Finalmente, fueron reclutados un total de 50 sujetos, 29 hombres y 21 mujeres.

III.2 DISEÑO

Este trabajo se trata de un estudio descriptivo, observacional y transversal. No existe ningún enmascaramiento ni variable experimental que divida la muestra en subgrupos.

III.3 PROCEDIMIENTO

III.3.1 MATERIAL

Electromiógrafo inalámbrico BTS FREEEMG1000**:** Está compuesto por una serie de sondas inalámbricas (41,5x24, 8x14 mm y 10 gr) que funcionan mediante conexión WiFi y por tanto sin necesidad de cables y sin su posible interferencia en la libertad de movimientos del atleta. De esta manera, es posible llevar a cabo una evaluación functional que a su vez permite la visualización en tiempo real de la actividad electromiográfica. Para su correcto uso, el aparato incluye además de las sondas, el panel para la recarga y conexión de éstas, el receptor WiFi (Wireless IEEE802.15.4), conectado al ordenador via USB, y electrodos pre-gelificados y autoadhesivos que irán conectados a las sondas. Este aparato permite hasta un total de 16 canales de adquisición. Las sondas poseen una batería que permiten una autonomía de hasta 6 horas de uso continuado, en un rango de 20 metros de distancia desde el receptor.

Figura 13. BTS FREEEMG 1000 (btsbioengineering.com, 2016)

BTS FREEEMG 1000 además incluye el software BTS EMG-Analyzer, el cual permite analizar correctamente la señal electromiográfica, la creación de informes personalizados y configurados por el usuario, compuestos por gráficos y tablas que resumen los datos recogidos, la construcción protocolos de análisis personalizados, el almacenamiento de los datos adquiridos en una base de datos local y la integración de la adquisición de los datos electromiográficos con la toma de datos del sensor inercial BTS G-SENSOR 2 (GS2), el cual puede captar determinadas variables cinemáticas y espacio-temporales. Este sensor está compuesto por un acelerómetro triaxial, un giroscopio triaxial, ambos con sensibilidad múltiple, y por un magnetómetro triaxial. Para su correcto uso, el sensor se coloca mediante una correa ergonómica en la cintura del paciente e irá conectado al ordenador via bluetooth a través de un receptor USB.

Figura 14. BTS G-SENSOR 2 (btsbioengineering.com, 2016)

Para llevar a cabo esta investigación, se requerirán otros elementos adicionales:

- Cinta de correr BH Columbia Pro: para la realización del ensayo de carrera. Permite la selección precisa de la velocidad mediante intervalos de 0,1 km/h, además de poseer velocidades estándares seleccionables a través de botones en el panel principal.

Figura 15. Cinta BH Columbia Pro (bhfitness.com, 2016)

- Hypafix: Se trata de una venda adhesiva y flexible, que además de ser hipoalergénica, tiene la capacidad de adaptarse al cuerpo y mantenerse pegada en zonas difíciles como las articulaciones. En este estudio será utilizada para mantener las sondas adheridas a la piel sin que puedan caerse durante el ensayo de carrera. El hypafix puede ser también reforzado mediante tiras de tape para asegurar que las sondas se muevan.

Figura 16. Hypafix (rehabmedic.com, 2016)

- Electrodos de superficie: Los cuales serán conectados a las sondas para captar la señal electromiográfica. Se utilizarán electrodos con pre-gel (compuestos por Ag-AgCl) desechables con cada sujeto y autoadhesivos, de 20 mm de diámetro.

III.3.2 ADQUISICIÓN DE DATOS NORMATIVOS

Todo el protocolo se llevará a cabo en el aula de LIAM en el edificio Seminari del campus de Valencia de la universidad CEU Cardenal Herrera. Una vez que el sujeto se haya presentado voluntario para participar en el estudio, se le explicará con detalle el procedimiento a seguir, así como el

objetivo de la investigación con la suficiente claridad para su correcta comprensión (Anexo I). A continuación se recogerán una serie de datos para conocer si el sujeto cumple con los criterios de inclusión y no con los de exclusión. Estos datos personales se almacenarán junto con los resultados del ensayo de carrera en una base de datos, junto con los demás participantes. A continuación se firmará el consentimiento informado (Anexo II). Una vez terminado, se introducirá el nombre y apellidos del sujeto en el software BTS EMGANALYZER antes de comenzar a colocar en él la instrumentación.

El estudio se llevará a cabo sobre la pierna dominante del sujeto. Para escoger una u otra se deberán cumplir los tres supuestos: chutar un balón, comenzar a subir las escaleras y recuperar la posición de equilibrio (Hoffman et al, 1998). Una vez seleccionada y anotada la pierna dominante, el sujeto será situado sobre una camilla y comenzarán a tomarse las medidas para la colocación de las sondas y electrodos, para la recogida de la actividad SEMG. Tanto para la colocación como para la preparación de la piel, se seguirán las recomendaciones SENIAM. El proyecto SENIAM (surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles) nace con el objetivo de estandarizar y de acabar con la amplia variedad en la metodología utilizada en los estudios de SEMG. Este proyecto finalmente resultó en una serie de recomendaciones a nivel europeo, ocho libros y varias publicaciones. Todas estas recomendaciones están en la web, siendo posible acceder a su consulta de manera gratuita (http://www.seniam.org/). Los músculos seleccionados para formar parte de esta investigación debido a su implicación en la carrera fueron los siguientes:

1. Glúteo mayor: En la carrera, se encarga de controlar la flexión de tronco durante la fase de apoyo, y de desacelerar la pierna durante la fase de oscilación (Lieberman et al., 2006). Para situar correctamente los electrodos, el sujeto se posicionará en decúbito prono y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 50% de la línea entre las vértebras sacras y el trocánter mayor.

2. Glúteo medio: Se encarga de estabilizar la articulación de la cadera evitando la oscilación lateral (Snyder, Earl, O'Connor y Ebersole, 2009). El sujeto se posicionará en decúbito lateral y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 50% de la línea entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor.

3. Recto femoral: Entre sus distintas funciones, destaca la estabilización de la rodilla para absorber el peso del cuerpo durante el apoyo, y la extensión al final de la oscilación (Montgomery, Pink y Perry, 1994). El sujeto se posicionará en decúbito supino, y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 50% de la línea entre la espina ilíaca antero superior y el polo superior de la rótula

4. Vasto medial: Actúa como una unidad funcional junto al vasto lateral, estabilizando la rótula durante la fase de apoyo, cuando la rodilla está en extensión y la rótula es más inestable en el surco troclear (Montgomery et al., 1994). El sujeto se posicionará en decúbito supino y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 80 % de la línea entre la espina ilíaca antero superior y el espacio interarticular de la rodilla, anterior al ligamento lateral interno.

5. Biceps femoral, porción larga: Su actividad se centra fundamentalmente en la extensión de la cadera durante la fase final de la oscilación y el comienzo de la fase de apoyo (Montgomery et al., 1994). El sujeto se posicionará en decúbito prono, con la rodilla flexionada menos de 90º y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 50% de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.

6. Semitendinoso: Se encarga de evitar mediante contracción excéntrica la flexión de cadera durante la fase media de oscilación, y posteriormente extiende la cadera durante el final de esa misma fase. Además, presenta más actividad electromiográfica a velocidades submáximas que el bíceps femoral (Montgomery et al., 1994; Hutchison et al., 1989). El sujeto se posicionará en decúbito prono, con la rodilla

flexionada menos de 90º y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 50% de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia.

7. Gastrocnemio medial: Se activa al final de la fase de oscilación, antes que el soleo, para llevar a cabo la flexión plantar además de ser un músculo implicado en la propulsión (Duysens et al 1991). El sujeto se posicionará en decúbito prono y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en la parte más prominente del músculo.

8. Soleo: Juega un papel muy importante en el soporte del peso durante la mitad de la fase de apoyo en la carrera (Neptune y Sasaki, 2005). El sujeto se posicionará en sedestación, con el pie apoyado en el suelo y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en 2/3 de la línea recta entre el cóndilo interno del fémur y el maléolo interno.

9. Tibial anterior: Se encarga de la dorsiflexión del tobillo durante la fase de oscilación y realiza una contracción excéntrica durante la primera parte de la fase de apoyo para controlar el movimiento de plantiflexión (Segers, Lenoir, Aerts, y De Clercq, 2007). El sujeto se posicionará en decúbito supino y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en 1/3 de la línea entre la cabeza del peroné y el maléolo medial.

10. Peroneo lateral corto: Juega un papel fundamental en la estabilidad dinámica del tobillo y su activación aumenta a medida que lo hace el ritmo de la carrera (Reber, Perry, Pink, 1993). El sujeto se posicionará en sedestación y los electrodos se colocarán con una separación de 20 mm en el 25% de la línea formada entre la cabeza del peroné y el maléolo externo.

Una vez las medidas hayan sido tomadas, se preparará la piel rasurando el exceso de vello si es necesario y limpiando con alcohol para favorecer la adherencia de los electrodos, secándola debidamente. Entonces se irán colocando las sondas unidas a los electrodos en los puntos correctamente marcados sobre los músculos seleccionados. Para evitar que éstos se caigan por el movimiento durante el ensayo de carrera, se asegurarán con hypafix. En la figura 17 se muestra gráficamente la colocación de los sensores.

Figura 17. Visión posterior, lateral y anterior de la pierna dominante con las sondas y electrodos, fijados mediante hypafix.

Después se colocará el sensor GS2 en el interior de la correa elástica con la fuente de alimentación hacia arriba y el logotipo de BTS hacia afuera. El cinturón se colocará en el sujeto con GS2 a la altura de L5. Para ello, se localizarán previamente las crestas ilíacas de ambos lados y se irán a unir pulgares en el centro de la columna, habiendo localizado L5 correctamente una vez se haya bajado un nivel vertebral.

Figura 18. Colocación del cinturón con GS2

Cuando el sujeto esté preparado, se colocará sobre la cinta de carrera a la espera de instrucciones para comenzar el ensayo de carrera. En el software se seleccionará el presente sujeto, en el cual se creará una "nueva sesión", y dentro de ella, "nuevo ensayo". En primer lugar, para el proceso de normalización se realizará una contracción voluntaria de referencia (RVC), basada en el registro de EMG durante un mínimo de 10 segundos, para el cual el sujeto permanecerá en posición estática sobre la cinta con las piernas ligeramente separadas y los brazos relajados a ambos lados del cuerpo. Para comenzar, se clicará en el botón de "adquirir" y "rec" para almacenar los datos. Una vez pasados los 10 segundos, se seleccionará "stop".

A continuación, se realizará el ensayo de carrera, por lo que se habilitará la toma de datos conjunta de EMG con el sensor GS2. La cinta permanecerá en pendiente cero durante todo el ensayo. En cuanto a la velocidad, esta será seleccionada por el propio sujeto, siguiendo la siguiente instrucción por parte del fisioterapeuta: "Escoge un ritmo que llevarías durante un entrenamiento de fondo en el que te encuentres cómodo", asegurándose así que la velocidad elegida sea cómoda para registrar correctamente los datos normativos biomecánicos. El sujeto tendrá un total de 2 minutos de subida para escoger la velocidad. Una vez activada la cinta de correr, en el software se seleccionará de nuevo la opción "adquirir" y "rec" para almacenar los datos.

Pasados los dos primeros minutos, la velocidad escogida se mantendrá constante durante un total de 3 minutos. Una vez llegados al minuto 5, comenzará la fase de recuperación, en la cual el sujeto dispondrá de dos minutos para disminuir la velocidad, hasta detener la cinta. Al finalizar estos, presionaremos "stop". Será importante anotar la velocidad constante escogida, así como la distancia total recorrida en cada ensayo. El tiempo del ensayo de carrera debe permitir al sujeto familiarizarse con la cinta, elegir la velocidad y permitir al menos la recogida de 10 ciclos de carrera a velocidad constante, sin producir fatiga (Lavcansca, Taylor y Schache, 2005; Cappellini et al., 2006; Mcnair y Marshall, 1994)

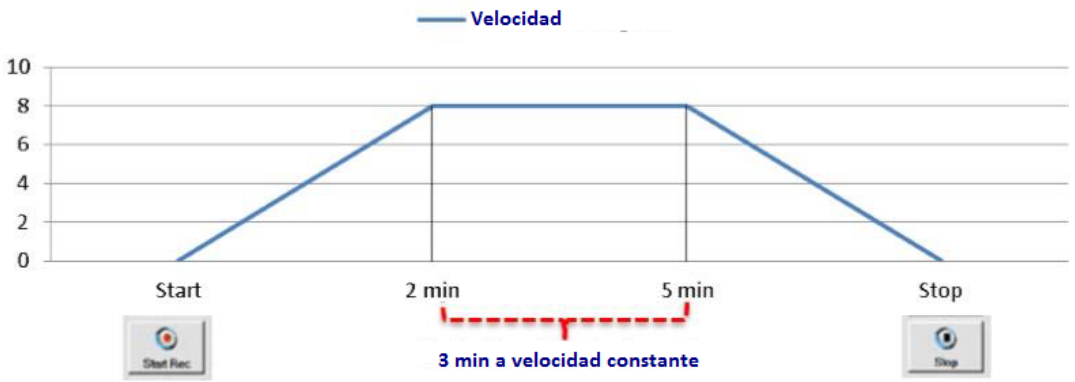


Figura 19. Gráfica de evolución de la velocidad durante el ensayo de carrera.

III.3.3. PROCESAMIENTO Y NORMALIZACIÓN DE LA SEÑAL SEMG

El filtrado de la señal se realizó mediante un filtro Butterworth de cuarto orden y de pasa-alto con una frecuencia de corte de 20 Hz y un filtro Hamming de pasa-bajo de lóbulo 1 con una frecuencia de corte de 450 Hz (Stegueman y Hermens, 2007; seniam.org, 2016). La señal fue digitalizada con una frecuencia de muestreo de 1 KHz, utilizando un conversor analógico-digital de 16 bits de resolución. Posteriormente, se realizó la rectificación y se utilizó un filtro pasa-bajo con una frecuencia de corte de 3 Hz antes de proceder a la normalización.

Normalización: el proceso de normalización de la señal SEMG fue llevado a cabo mediante la adquisición de una contracción voluntaria de referencia (RVC), que consistió en el registro de SEMG durante 10 segundos con el sujeto en bipedestación, antes de comenzar a correr. Ésta representó la actividad basal. Actualmente no existe consenso con respecto al mejor método normalización, no obstante este debe tener alta capacidad de repetición y permitir comparaciones entre individuos y diferentes sesiones (Perry, 1992; Burden, 2010). El proceso de normalización basado en contracciones submáximas o en una RVC ha demostrado ser igual o más fiable que la MVC. Estos permiten comparar entre los diferentes músculos e individuos de forma más rápida y práctica que realizar el test de MVC para cada uno de los músculos (Bao et al,. 1995; De Luca, 1997; Yang y Winter, 1983)

III.4 VARIABLES DEL ESTUDIO Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

III.4.1 VARIABLES DEL ESTUDIO

Los ciclos de la zancada en la carrera se obtuvieron mediante la sincronización de la SEMG con el sensor GS2, marcando de esta manera el contacto inicial de los dedos (foot strike) y el despegue (foot off). El ciclo de zancada comienza en el instante en que el talón de la pierna dominante contacta con el suelo, hasta un nuevo contacto de dicha pierna. El instante en que dichos eventos suceden en el ciclo de la zancada, fue normalizado respecto al tiempo total de la zancada. Para un correcto análisis, es necesario realizar un registro de al menos 10 ciclos consecutivos, por lo que se escogieron los 10 ciclos centrales de la carrera, realizados a velocidad constante (Cappellini et al., 2006).

El umbral basal, valor por encima del cual se consideró que el músculo estaba activo durante la carrera de manera significativa respecto a la actividad basal, se calculó a partir de la RVC realizándose los siguientes cálculos: Se computó la RMS (media cuadrática) de la actividad eléctrica de cada músculo durante el registro de 10 segundos con el sujeto en bipedestación, con una ventana de tiempo móvil de 300 ms

de ancho. Posteriormente, se obtuvo el valor promediado de la RMS y a este se le sumaron cuatro desviaciones estándar para determinar el umbral basal. El proceso de normalización fue realizado respecto a él. (Muñoz y Silva, 2011; Özgünen, Çelik y Kurdak, 2010; Konrad, 2005).

El nivel de activación máximo de la señal SEMG se calculó en relación al umbral basal de cada músculo según lo explicado en el proceso de normalización. De esta manera, el incremento del nivel de activación por encima del umbral basal se expresó mediante un %. El 100% se considera un incremento del nivel igual al umbral basal (por ejemplo, si umbral basal=0,004 mV, el nivel de activación=0,008 mV), así como el 200% representaría una activación dos veces más alta que el umbral basal (umbral basal=0,004 mV; nivel de activación=0,012 mV). En el caso del 0%, este es igual al umbral basal + 5% del rango de actividad muscular (diferencia entre el mínimo y el máximo nivel de activación de ese músculo durante la carrera). Cuando el nivel de activación es inferior al umbral basal, se considera que el músculo no está activo. De este modo, los valores son comparables entre los distintos músculos dentro del mismo sujeto y entre diferentes sujetos (Bao et al,. 1995; Yang y Winter, 1983). En la figura 20 se muestra representada gráficamente la expresión del nivel de activación.

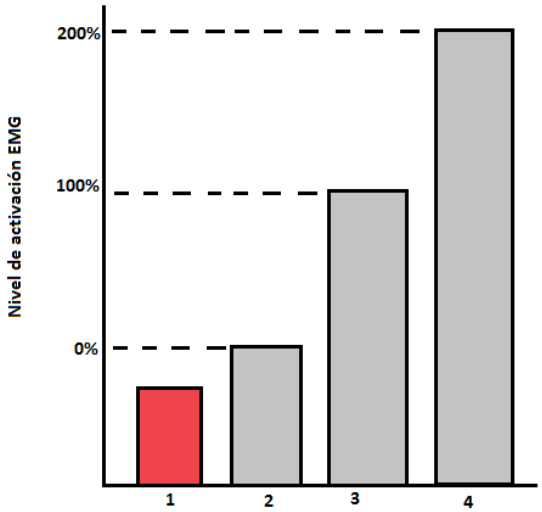


Figura 20. Nivel de activación EMG. 1 (activación por debajo del umbral basal), 2 (0%=umbral basal + 5% del rango de actividad muscular), 3 (100%=incremento de actividad igual al umbral basal), 4 (200%=incremento de actividad dos veces por encima del umbral basal).

Categorización de la velocidad autoseleccionada: la velocidad con la que se realizaron los ensayos de carrera fue autoseleccionada (Lussiana et al., 2015). Para dividir las velocidades escogidas entre "Velocidad media, baja y alta" y así crear los grupos, se establecieron categorías por separado para hombres y mujeres, con el fin de aislar la influencia del género sobre la velocidad escogida y analizar por separado el efecto del género y de la velocidad sobre la SEMG. Se utilizaron como criterio los percentiles 33,333 y 66,666 con el fin de dividir a los sujetos en tres grupos (Sánchez, 2011). En la tabla 9, se muestran las velocidades que marcan los puntos de corte, así como el resto de variables del estudio.

Variable dependiente	Variable independiente	
	Hombre	Mujer
SEMG	Velocidad lenta: < 2,778 $m.s^{-1}$ Velocidad media: 2,778 -3,028 $m.s^{-1}$ Velocidad alta:> 3,0278 $m.s^{-1}$	Velocidad lenta <2,222 $m.s^{-1}$ Velocidad media 2,222 - 2,500 $m.s^{-1}$ Velocidad alta >2,500 $m.s^{-1}$

Tabla 9. Variables del estudio

III.4.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para describir los datos demográficos de la muestra extraída de la población, se hallaron los estadísticos descriptivos en cuanto a edad, peso, altura y velocidad escogida para hombres y mujeres por separado. Los datos procedentes de las variables del estudio fueron analizados en busca de valores extremos o "outliers". Para su detección se empleó el criterio *chauvenet*, el cual afirma que una observación pude ser descargada si al restarle a la media dicha observación el resultado es mayor que la desviación crítica (desviación estándar*ratio de desviación máxima) (Derlatka y Pauk, 2009). En el análisis de la amplitud de la SEMG, es importante eliminar determinados outliers debido a que pueden estar representando anormalidad en la medición o en la

musculatura o conducción nerviosa del sujeto (Stålberg, Bischoff y Falck, 1994). Una vez establecidos los grupos y previamente al análisis estadístico, se realizaron las pruebas de normalidad Saphiro-Wilk (Sig.<0,05), para comprobar la distribución normal de los valores de la muestra.

Para calcular las diferencias entre los grupos se utilizó el modelo estadístico ANOVA multifactorial, existiendo dos factores entre-sujetos (sexo y velocidad). Tras comprobarse el cumplimiento de los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianzas (prueba de Levene), se utilizó la prueba post-hoc de Tukey. Al realizarse varios análisis sobre una misma muestra, para evitar la inflación del error tipo I, se aplicó el ajuste de Bonferroni, estableciendo la significatividad en $P < 0,005$.

Todos los cálculos estadísticos se llevaron a cabo mediante el programa SPSS versión 22 para Windows.

Resultados

IV. RESULTADOS

IV.1 SUJETOS

En el estudio participaron inicialmente un total de 50 sujetos, de los cuales 5 se consideraron valores perdidos debido a:

- Fallo del receptor Bluetooth durante la adquisición de datos: n=4
- Fallo o finalización de la batería de la sonda EMG durante la adquisición de datos: n=1

La muestra estuvo finalmente compuesta por un total de 45 sujetos (n=45), con una media de edad de 27,45 (+/- 7,55) años en el caso de los hombres y de 28,05 (+/- 9,53) en el de las mujeres. El peso promedio fue de 71,5 kg (+/- 8,046) en los hombres y de 57,63 kg (+/- 6,75) en las mujeres. La media de la altura para los hombres fue de 178 cm (+/- 7,28) y para las mujeres 165 cm (+/- 6,46). Con respecto a la velocidad autoseleccionada, la media para los hombres fue de 2,91 $m.s^{-1}$ (+/-0,411) y para las mujeres de 2,491 $m.s^{-1}$ (+/-0,444). Las variables independientes, en este caso el género y la velocidad crearon un total de 6 grupos. Los sujetos fueron distribuidos en ellos tal y como muestra la tabla 10.

Grupo	Número de sujetos
Hombres a velocidad baja	6
Hombres a velocidad media	11
Hombres a velocidad alta	9
Mujeres a velocidad baja	7
Mujeres a velocidad media	7
Mujeres a velocidad alta	5

Tabla 10. Distribución de los sujetos en los diferentes grupos.

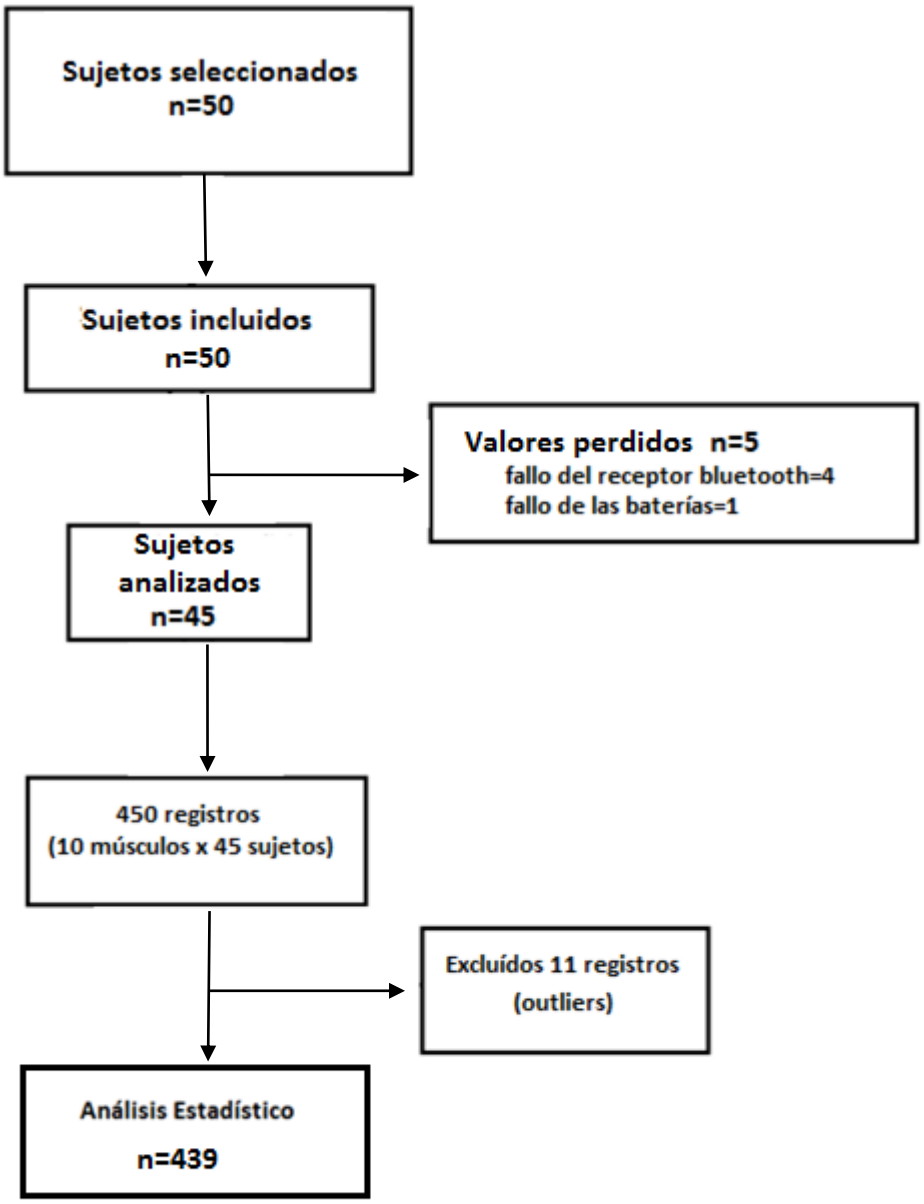


Figura 21. Diagrama de flujo de los sujetos del estudio

IV.2 NIVEL DE ACTIVACIÓN MUSCULAR

En la tabla 11, se muestran los estadísticos y la significatividad de cada uno de los músculos registrados en éste estudio obtenidos mediante la prueba ANOVA multifactorial, analizando la influencia del factor sexo, velocidad y la interacción de ambos en los resultados obtenidos. A continuación, se muestran dichos resultados de manera gráfica, comparando hombres y mujeres en cada categoría de velocidad y la evolución de los músculos en las tres velocidades para hombres y mujeres por separado. El % representa el incremento del nivel de activación respecto a la RVC en bipedestación o umbral basal. El 100% representa un incremento de actividad igual al umbral basal, el 200% un incremento de dos veces más actividad, el 1000% un incremento de diez veces más y así sucesivamente.

	SEXO	VELOCIDAD	INTERACCIÓN
GLÚTEO MAYOR	F=1,52 p=0,224	F=1,421 p=0,254	F=1,840 p=0,172
GLÚTEO MEDIO	F=3,07 p=0,087	F=1,45 p=0,246	***F=3,89 p=0,029***
RECTO FEMORAL	F=3,17, p=0,080	***F=3,55 p=0,039***	***F=3,889, p=0,030***
VASTO MEDIAL	F=3,759 p=0,06	F=0,173 p=0,842	F=0,411 p=0,66
BICEPS FEMORAL	F=0,908 p=0,347	F=2,501 p=0,095	F=0,974 p=0,387
SEMITENDINOSO	F=0,007 p=9333	F=0,932 p=0,402	F=0,287 p=0,752
GASTROCNEMIO	F=0,284 p=0,597	F=1,439 p=0,250	F=1,289 p=0,287
SOLEO	F=0,784 p=0,382	F=0,005 p=0,995	F=0,728 p=0,490
TIBIAL ANTERIOR	F=1,376 p=0,248	F=0,205 p=0,816	F=1,887 p=0,165
PERONEO CORTO	F=000 p=0,989	F=1,795 p=0,180	F=0,978 p=0,385

Tabla 11. Estadísticos y significatividad de los músculos del estudio. Diferencias significativas p<0,05.

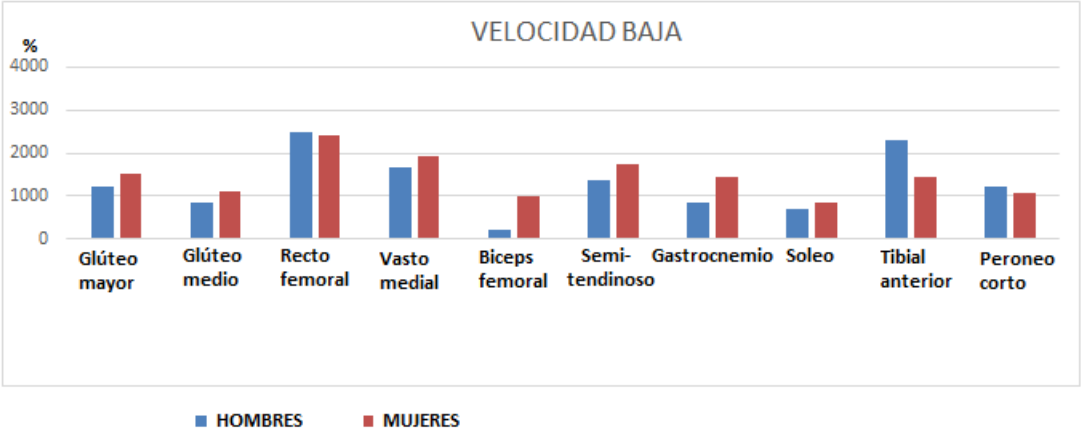


Figura 22. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad baja (eje vertical: % de activación muscular; eje horizontal: comparación entre hombres y mujeres).

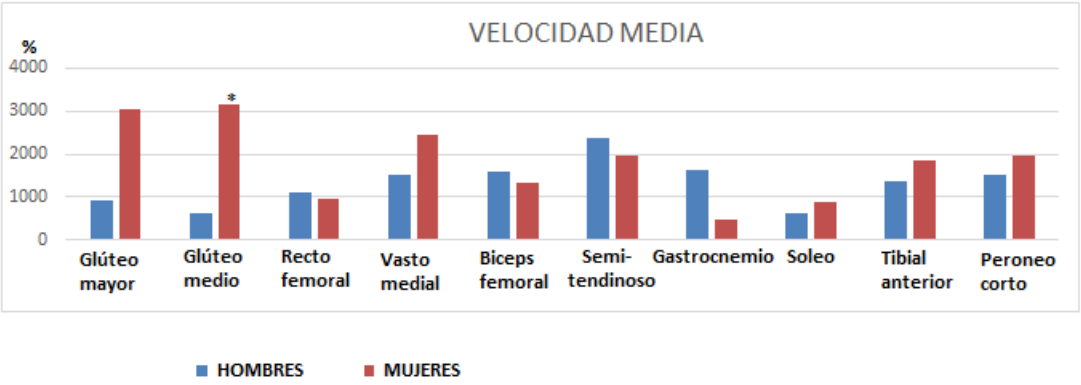


Figura 23. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad media. * Diferencias significativas (p=0,001)

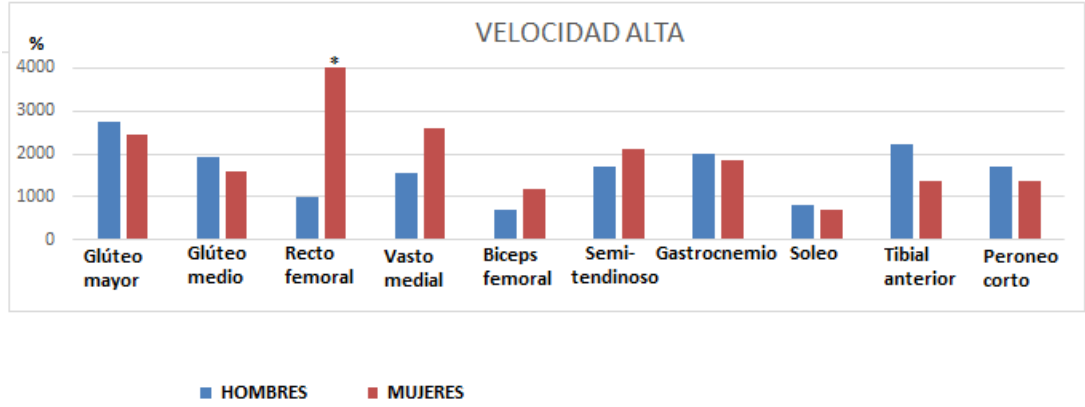


Figura 24. Comparación de los resultados obtenidos en hombres y mujeres a velocidad alta. * Diferencias significativas entre hombres y mujeres (p=0,003)

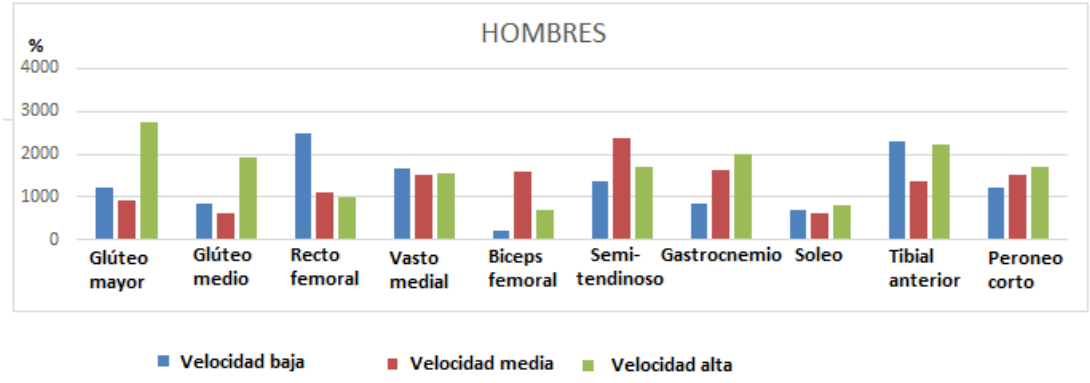


Figura 25. Comparación de los resultados obtenidos en hombres en las distintas velocidades (eje vertical: % de activación muscular; eje horizontal: comparación entre las diferentes velocidades).

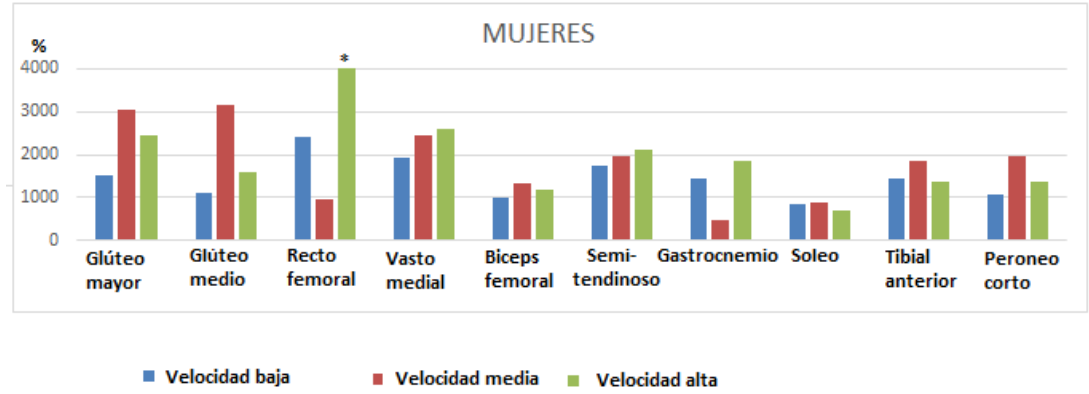


Figura 26. Comparación de los resultados obtenidos en mujeres en las distintas velocidades. * Diferencias significativas entre media y alta (p=0,003)

En las figuras 22-26 aparecen reflejados los porcentajes del nivel de activación de los músculos del miembro inferior, comparando hombres y mujeres en las diferentes velocidades autoseleccionadas. En la figura 22 a velocidades bajas, no existen diferencias entre hombres y mujeres en ninguno de los músculos registrados. En la figura 23 a velocidades medias, el nivel de activación en el glúteo medio en las mujeres es de 3140%, sin embargo, el nivel mostrado por los hombres es de 610%, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos. De esta manera, un

% de activación de SEMG inferior a 3140% en el caso de las mujeres, supondría un descenso en la actividad muscular del glúteo medio. En la figura 24 a velocidades altas, el nivel de activación para recto femoral en las mujeres es de 4140%, en contraste con los hombres que mostraron un nivel de activación de 1010%, siendo esas diferencias significativas. En la figura 25, no existen cambios significativos en los niveles de activación en los hombres entre las diferentes velocidades. No obstante existe una tendencia al aumento en la actividad de ambos glúteos, isquiotibiales y gemelos, así como un descenso en la actividad del recto femoral al aumentar la velocidad. Sin embargo, en la figura 26, en las mujeres aparece un aumento significativo en la actividad del recto femoral a velocidades altas, siendo en este caso 4140%, en comparación con la velocidad baja (2400%) y media (950%). Existe también la tendencia a la disminución de la actividad de ambos glúteos a medida que aumenta la velocidad.

Discusión

V.DISCUSIÓN

El primero de los objetivos principales de éste estudio, debido al elevado impacto clínico de la carrera a pie, es contribuir en el aumento del conocimiento y la comprensión de la biomecánica de este deporte, estableciendo así datos normativos acerca del nivel de activación de la musculatura del miembro inferior. Debido a que determinados factores como el sexo y la velocidad parecen ser determinantes a la hora de obtener unos resultados u otros, el segundo objetivo fue analizar la influencia de estas dos variables, partiendo de la hipótesis de la existencia de una activación muscular diferencial en hombres y mujeres a diferente velocidad. Los resultados muestran que existen diferencias entre géneros en dos de los diez músculos estudiados (glúteo medio y recto femoral). Sin embargo, la velocidad parece ser un factor de menor relevancia debido a que solo aparecen diferencias significativas en un solo músculo (recto femoral) y tan solo entre velocidad media y alta para la mujer.

Para el presente estudio, con el fin de establecer datos normativos se propuso permitir a los sujetos seleccionar la velocidad de ejecución de la carrera, de manera bastante precisa debido a la cinta de correr empleada (permitiendo ajustes de 0,2 km/h). La razón por la que se propuso permitir la elección de la velocidad es porque, además de determinados factores como la edad, la masa y la composición corporal (Ekkekakis et al., 2011) dicha elección está relacionada con el umbral aeróbico, el nivel de rendimiento (Zamparano, Perini, Peano y Di Pramperio, 2001) y con determinadas variables biomecánicas como el tiempo de contacto, el tiempo de vuelo y la estabilidad del miembro inferior. (Lussiana et al., 2015). Según este estudio, los sujetos elegirían una velocidad u otra dependiendo de la estrategia utilizada para la economización energética, de manera que al cambiar la velocidad esto induciría cambios en el comportamiento biomecánico del miembro inferior, alterando dicha estrategia. El uso de velocidades estandarizadas que no se corresponden

con la velocidad autoseleccionada que escogería el sujeto, provocaría un cambio en la biomecánica que se vería reflejado en el patrón de activación muscular. Además, si la velocidad establecida es alta, la activación muscular se vería alterada debido a la aparición de la fatiga (Paavolainen et al., 1999). Por esta razón, siendo el objetivo principal la determinación de los datos normativos en sujetos sanos, el registro de la SEMG se llevó a cabo mediante la velocidad escogida por el sujeto, durante un ensayo de carrera de 5' de duración, evitando así una posible alteración de la señal que causaría la fatiga. Este razonamiento se ve sustentado por otro estudio en el que se recogieron datos sobre la SEMG del miembro inferior a velocidad autoseleccionada, y al 5 y 10% por encima de ésta. Los resultados mostraron un aumento significativo en determinados músculos, como glúteo medio y mayor durante la fase de oscilación, como consecuencia de dicho aumento por encima de la velocidad preferida (Chumanov, Wille, Michalski y Heiderscheit, 2012). Otro artículo afirma que la utilización de velocidades autoseleccionadas durante el análisis de la marcha y la carrera puede posibilitar la eliminación de patrones de movimiento anormales debidos a la ejecución con una velocidad no familiar (Kong, Candelaria y Tomaka, 2009). Otros estudios han utilizado la velocidad autoseleccionada como referencia en sus investigaciones (Queens, Gross y Liu, 2006; Bus, 2003).

En el presente estudio, para ocho de los músculos analizados no existen diferencias significativas, ni entre los distintos géneros ni entre las diferentes velocidades. Estos resultados contrastan con lo hallado en la literatura. Los artículos que han analizado las variaciones del nivel de amplitud a diferentes velocidades, han establecido una gama de velocidades desde lentas a máximas, encontrando así diferentes niveles de activación. (Gazendam et al, 2007; Dorn, Shache y Pandy, 2012; Capellini et al., 2006; Mero et al., 1987; Moran et al., 1986). En estos estudios se midió la activación muscular en los mismos sujetos a diferentes velocidades establecidas de antemano, a diferencia del presente estudio, en el que se permitió la libre elección de la velocidad y los sujetos fueron categorizados posteriormente según ésta, por lo que nuestros resultados

no son comparables con los anteriores artículos, ya que se trata de escenarios diferentes según la evidencia existente acerca de la velocidad autoseleccionada. Ésta puede ser la causa de que en este estudio la velocidad no haya sido un factor determinante en los niveles de activación a diferencia de lo que sugiere la literatura. La consistencia de los resultados a través de los distintos grupos de velocidades sugiere que a pesar de que los sujetos corran a diferentes ritmos, los niveles de activación no varían puesto que ellos mismos han seleccionado el ritmo más cómodo y la estrategia de economización de energía. Así pues, la activación muscular variaría en el caso de que la velocidad establecida fuera superior a la preferida tal y como hallaron Chumanov et al. (2012).

Sin embargo, parece existir un nivel de activación diferencial en el glúteo medio entre hombres y mujeres (hombres=610%; mujeres=3140%; p=0,001) según los resultados mostrados por este estudio. Las mujeres muestran niveles de activación significativamente mayores que los hombres a velocidad media. Todas las corredoras incluidas en este estudio estaban libres de lesiones, ejecutando el ensayo de carrera a una velocidad escogida por ellas mismas, por lo que los resultados reflejan que en condiciones normales, las mujeres presentan niveles de activación más altos que los hombres en este músculo en concreto.

Estos resultados se muestran consistentes con otros artículos encontrados en la literatura (Chumanov et al., 2008). Es posible que la causa de este hallazgo esté en la cinemática. En varias publicaciones se han visto diferencias significativas en el funcionamiento del miembro inferior entre hombres y mujeres durante la carrera. Esto puede deberse a una diferencia estructural en la cadera y rodilla de las mujeres, lo que las predispone a tener diferentes patrones de movimiento. En concreto, parece que la mujer presenta una mayor anchura de cadera en relación a la longitud del fémur. Este incremento en la angulación del fémur conduce a un aumento de la aducción de cadera y del valgo en la rodilla (Horton y Hall, 1989). También se ha observado un mayor ángulo de

rotación interna de cadera, lo que junto con el valgo de rodilla contribuye a un aumento en el ángulo Q respecto a los hombres presente en las mujeres (Ferber et al., 2003). Se han hallado también una mayor abducción de rodilla y mayores momentos de trabajo negativo o excéntrico de la cadera en el plano coronal y transverso, lo que puede suponer un aumento en la demanda de los abductores de cadera en ellas en comparación con los hombres (Chumanov et al., 2008). También se ha observado que en corredoras femeninas, la pelvis tiende a mostrar mayor oscilación pico a pico en todas las rotaciones angulares, en un análisis tridimensional llevado a cabo por este estudio, lo que se traduce en una mayor movilidad (Schache et al., 2003).

Los movimientos en el plano coronal de oblicuidad de la pelvis y de aducción de cadera son un mecanismo producido para minimizar aquellos que se producen en hombros y cabeza, así como también absorber el impacto de las fuerzas de reacción del suelo, de manera que ello contribuye al equilibrio general del cuerpo mientras se corre (Novacheck, 1998). Una vez pasada la mitad de la oscilación, la pierna comienza a realizar la aducción para preparar un contacto o aterrizaje estable, siendo este movimiento más marcado en las mujeres (Schache, 1999; Ounpuu, 1990). En la mitad de la fase apoyo comenzará entonces el movimiento de abducción, para dar espacio libre a la extremidad contraria que en ese momento está oscilando y comenzará a aducir. Sin embargo, estos movimientos en el plano coronal están limitados debido a la estabilización producida por músculos y ligamentos. Aquí entra en juego el papel del glúteo medio, como principal músculo estabilizador en este plano de las articulaciones de la cadera y pelvis. En la primera etapa de la fase de apoyo o absorción de las fuerzas de reacción del suelo, el glúteo medio realizará un trabajo excéntrico, el cual también se ha visto que es mayor en mujeres (Ferber et al., 2003) debido a la mayor movilidad de todo el conjunto pelvis-cadera en éstas. Pese a la acción del glúteo, la cadera aduce puesto que el momento generado es menor que el resto de las fuerzas que actúan sobre la pierna. Sin embargo, cuando comienza la fase de propulsión, el músculo comienza a actuar concéntricamente realizando la ya mencionada abducción hacia el final de la

fase de apoyo (Novacheck, 1997; Vaughan, 1984). De esta manera, la mujer necesitará una mayor activación del glúteo medio para hacer frente a los requerimientos biomecánicos de su miembro inferior.

Este hallazgo puede tener una importante relevancia clínica debido al hecho de que determinadas lesiones en la pierna en corredores están mayormente asociadas a las mujeres y que a su vez, dichas lesiones pueden estar relacionadas con sus características cinemáticas diferenciales y con la activación del glúteo medio. Ese es el caso del síndrome de la cintillailiotibial el al ocurre con mayor asiduidad en mujeres (Taunton et al., 2002). Se trata de una lesión por sobreuso, frecuente en la carrera y la cual remite con el reposo. Este síndrome supone la aparición de dolor e irritación en la cara externa de la rodilla debido a que se produce la fricción de la cintilla contra el cóndilo lateral, justo después del contacto del pie con el suelo. Es considerada como una de las causas más comunes de dolor en esta región (Suarez, 2016). En una publicación se encontró evidencia sobre la existencia de debilidad en el glúteo medio en aquellos corredores que padecían el síndrome de la cintillicomparación con sujetos sanos (Frederickson et al., 2000). Durante la carrera es necesaria la actuación del glúteo medio y en menor medida la del tensor de la fascia para controlar la aducción de cadera. Sin embargo, mientras que el glúteo medio es además rotador externo, el tensor es un rotador interno de cadera. Cuando se produce la debilidad del glúteo medio, no existe control sobre la rotación interna, la cual es mayor en mujeres (Ferber et al., 2003). De esta manera, el corredor mostrará un aumento en la aducción, rotación interna de cadera y en el valgo de rodilla, colocando a la banda iliotibial en un estado de mayor tensión, haciendo que dicho sujeto sea más propenso a sufrir la compresión de ésta contra el epicóndilo lateral del fémur (Frederickson et al., 2000). Debido a los mayores rangos de movilidad de la cadera en las mujeres, específicamente en la aducción y rotación interna, es necesaria una activación extra por parte del glúteo medio en mujeres sanas como compensación. Son por tanto, más propensas a sufrir este tipo de lesión ante una posible debilidad. Por

esa razón, la detección precoz de un descenso de activación en este músculo puede ayudar a prevenir esta lesión.

Además de esto, las mujeres presentan mayores tasas de lesiones musculares en el glúteo medio que sus congéneres masculinos, debido a la mayor exigencia de trabajo excéntrico en este músculo en situaciones de fatiga como la carrera prolongada (Taunton et al., 2002). Otra de las lesiones que están más fuertemente asociadas a ellas es el síndrome del dolor fémoropatelar (Taunton et al., 2002; Boling et al., 2010). Este síndrome es descrito como dolor en la cara anterior de la rodilla o retrorrotuliano en ausencia de otra lesión. El estrés provocado por la carrera en cualquiera de las cuatro estructuras implicadas (sinovial, hueso subcondral, almohadilla adiposa infrarrotuliana y alerón rotuliano externo) supondría la aparición del dolor (Vanmeerhaedghe y Marzo, 2007). Existe evidencia de una activación menos duradera en el glúteo medio en mujeres que padecen éste síndrome en comparación con aquellas que están sanas, además de debilidad en los músculos abductores y rotadores externos de cadera en las lesionadas (Ireland, Willson, Balantyne y Davis, 2003; Willson et al., 2011). También se ha hallado un aumento de la rotación interna y aducción de cadera en aquellas que sufren esta lesión (Souza y Powers, 2009). Parece ser que la fatiga temprana de la musculatura de la cadera durante la carrera no prevendría dichas alteraciones en la cinemática, reduciendo el control dinámico del fémur, aumentando la aducción y el valgo de rodilla y por tanto aumentando el estrés sobre la articulación y haciendo más posible la aparición de la lesión. De hecho, un programa de rehabilitación sobre la musculatura de la cadera ha demostrado ser eficaz en una reducción más rápida del dolor que tan solo un programa de rehabilitación del cuádriceps (Wilson et al., 2012) Este autor halló también más activación en el glúteo mayor en mujeres durante la carrera y destacó su papel en el control dinámico de la cadera y en la prevención del dolor fémoropatelar. En el presente estudio pese a no ser significativo, existe tendencia a niveles más altos de activación en el glúteo mayor a velocidades medias en las mujeres, al igual que lo que sucede en el

glúteo medio, por lo que dicha diferencia no significativa también puede ser algo que resaltar.

Una vez visto esto, es importante conocer el nivel de activación muscular normal del glúteo medio con el fin de prevenir la aparición de algunas lesiones que como se ha comprobado, guardan una estrecha relación con la disminución de la activación o debilidad de éste músculo. Debido a las características biomecánicas de las mujeres, éstas requerirán mayores niveles de activación en condiciones normales para evitar posibles alteraciones en su cinemática que derivarían en una lesión. De hecho, Snyder et al., (2009) hallaron que tras un programa de fortalecimiento de los abductores y rotadores externos en mujeres, aumentaba la abducción de cadera, disminuía la rotación interna de ésta y la abducción de rodilla durante la carrera, mejorando la alineación del miembro inferior y previniendo la aparición de lesiones. Además, según Powers, (2016), la mejora de la estabilidad de la pelvis y del control dinámico de la cadera gracias a la musculatura, puede prevenir y mejorar la recuperación de lesiones específicas como el síndrome de la cintilla íliotibial y del dolor femoropatelar, además de lesiones ligamentosas, resaltando así la importancia de la detección precoz del descenso en la actividad del glúteo medio.

Por último en lo referente al glúteo medio, otro dato que puede destacar en los resultados, es el hecho de que las diferencias entre hombres y mujeres en la activación del glúteo medio sólo son significativas a velocidades medias. Esta activación diferencial, según se ha explicado anteriormente, puede ser atribuida a las características biomecánicas diferenciales de la mujer. Sin embargo, en las velocidades altas esas diferencias en la activación dejan de ser significativas, existiendo la tendencia a igualarse entre ambos géneros. Parece haber un descenso no significativo en las mujeres a velocidades más altas (velocidad media=3140%; velocidad alta=1580%). Esto puede explicarse debido a un cambio en la estrategia de carrera, que a velocidades más altas implicaría una mayor fase de vuelo y oscilación, una disminución en el tiempo de apoyo y en la fase de absorción de impactos, y un desplazamiento del

contacto inicial del pie, que pasaría al medio pie, transformando ese pico de impacto inicial en un pico activo (Riley, 2008). Es posible que debido a esa reducción de la fase de absorción, el mecanismo de oblicuidad pélvica y aducción de cadera encargado de la absorción de impactos se vea también reducido, por lo que eso se traduce en una menor necesidad y por tanto un descenso en la actividad del glúteo medio, que como se ha dicho anteriormente, limita el exceso de movimiento en ese plano. De hecho, existe evidencia de un descenso en la oblicuidad pélvica en mujeres a velocidades más altas (Perpiñá, 2016).

Otro resultado que arroja este trabajo de investigación, es la existencia de niveles de activación más altos en el recto femoral en las mujeres que corrieron a velocidad alta en comparación con los hombres en todos los casos (hombres=1010%; mujeres 4140%; p=0,003) y con aquellas que corrieron a velocidades más bajas (mujeres a velocidad baja=2400%; velocidad media=950%; velocidad alta=4140%; p=0,003). Para comprender estos resultados, la explicación puede estar en la economía de la carrera y en las fuerzas de contacto. Según lo comentado anteriormente, existen diferencias biomecánicas entre los sujetos que corren a velocidades más altas en comparación con quienes lo hacen a cifras inferiores. En concreto, se ha visto que los que corren a velocidades más altas, denominados “corredores aéreos”, utilizan una estrategia para economizar energía basada en ciclos de estiramiento-acortamiento muscular, existiendo mayor oscilación vertical del centro de gravedad y de la cabeza y mayor rigidez y estabilidad requerida por tanto en el miembro inferior (Lussiana et al., 2015; Dumke, Pfaffenroth, McBride y McCauley, 2010). Además, según Dorne (2012), esto se logra gracias a un aumento en la frecuencia de zancada y disminución su longitud. La otra estrategia de aquellos que escogen velocidades más bajas o “corredores terrestres” es una mayor longitud de zancada, menor frecuencia, más tiempo de contacto y menor de vuelo, reduciendo así la oscilación vertical (Padulo et al., 2012; Lussiana et al., 2015). El mecanismo de estiramiento-acortamiento muscular de los corredores aéreos ha sido demostrado y explicado de dos

maneras. Por un lado, la rigidez en los planos transversos y frontales del tronco y la cadera y por tanto una mayor estabilidad de la pelvis, supone un menor rango de movimiento y una menor necesidad de estabilización muscular, de manera que supondría el ahorro del gasto energético que implica la actividad muscular. Por otro lado, la rigidez provocada por la propia acción muscular y tendinosa aumentaría el almacén de energía elástica que se aprovecharía durante la fase de propulsión, con el consiguiente ahorro energético (Assmussen y Bonde-Petersen, 1974; Gleim, Stachenfeld y Nicholas, 1990). Un artículo que investigó el papel de la musculatura en la economía de la carrera en la mujer, llegó a la conclusión de que existe una mayor activación y durante más tiempo en el recto femoral en las corredoras más económicas, añadiendo estabilidad a la rodilla y facilitando, además del almacén de energía elástica, la redistribución de la energía desde las articulaciones proximales hasta las distales, y por último al suelo durante la propulsión. En la literatura, también se asocia un aumento en la activación de los gemelos a esta estrategia de carrera. En los resultados del presente estudio, puede verse un aumento de la actividad del gastrocnemio en las mujeres que corren a velocidades más altas (velocidad media=480%; velocidad alta=1860%), pese a no ser significativo estadísticamente (Heise et al., 2008; Bourdin et al., 1995; Tartaruga et al., 2012; Kyrolainen, Belli, Komi; 2001). Basándose en estos datos, parece razonable la existencia de una mayor actividad en el recto femoral en las mujeres que eligen correr a velocidades altas y son por tanto corredoras aéreas, debido a la estrategia de economización utilizada por éstas. Esto no sucede así con los hombres, probablemente debido a la existencia intrínseca en ellos de una mayor rigidez, estabilidad y menores rangos de movimiento durante la carrera que las mujeres. Se ha observado de hecho que aquellos hombres sanos y jóvenes que presentan mayor resistencia al estiramiento pasivo y por tanto menor flexibilidad, son a su vez corredores más económicos, no necesitando la activación extra del recto femoral (Craib et al., 1996; Gleim et al., 1990).

La existencia de una mayor actividad en el recto femoral de la mujer puede tener importancia clínica debido a que, además de las ya explicadas

anteriormente, se tiene constancia de una mayor prevalencia en ellas de algunas lesiones relacionadas con ello. En concreto, la lesión del ligamento cruzado anterior se ha estimado que es hasta 4 y 6 veces más frecuente en mujeres que en hombres. Entre los factores explicativos se encuentra un aumento del ángulo Q, mayor en mujeres que en hombres y mayor también con respecto a la población no lesionada (Alanis, Zamora y Cruz, 2012). También se ha encontrado un aumento en la actividad del cuádriceps en mujeres con respecto a los hombres durante la actividad deportiva (McLean, Neal, Myers y Walters, 1999). Esto último puede contribuir a la aparición de este tipo de lesión ligamentosa debido al desequilibrio muscular con la actividad de los isquiotibiales. Este reclutamiento desproporcionado puede causar un deslizamiento anterior de la tibia sobre el fémur situando al ligamento cruzado anterior en una situación de mayor estrés (Hewett, Zazulak, Myers y Ford, 2005; Alanis et al., 2012). Otro trabajo científico encontró picos de activación más altos en el cuádriceps en mujeres atletas con respecto a los hombres. Se llegó a la conclusión de que una adecuada co-contracción de los flexores de rodilla es necesaria en las mujeres para equilibrar la acción del cuádriceps y comprimir y dar estabilidad a la articulación, controlando así la excesiva extensión y abducción de rodilla (Zazulak et al., 2005; Hewett et al., 1996). Estos resultados concuerdan con los que hemos obtenido en nuestro estudio, puesto que las mujeres presentan mayor activación del recto femoral que los hombres, mientras que no existen diferencias en los niveles de activación en ninguno de los dos músculos que forman los isquiotibiales, lo que las haría más propensas a sufrir este tipo de lesiones ligamentosas. En los artículos mencionados anteriormente, existe también una mayor actividad significativa en vasto medial en el caso de las mujeres. En el presente estudio no se observa dicha significatividad, sin embargo el vasto medial tiende a estar más activo en las mujeres en todas las velocidades (hombres a velocidad baja=1680%; mujeres=1910%; hombres a velocidad media=1530%; mujeres=2450%; hombres a velocidad alta=1550%; mujeres=2600%) y sus diferencias con los hombres son más próximas a ser significativas que el resto de los músculos del estudio (p=0,06).

Siguiendo con la importancia de la prevención de lesiones, en la literatura se ha encontrado una disminución de la activación del recto femoral durante la fase de apoyo en corredores con lesiones por sobreuso, como la tendinopatía aquílea. Dicho músculo tiene una función muy importante, debido a que se contrae excéntricamente en las primeras etapas de la fase de apoyo, absorbiendo las fuerzas de impacto procedentes del suelo. De ese modo, un descenso en la activación de éste músculo supondría la menor absorción o el fracaso a la hora de hacer frente las fuerzas de impacto (Azevedo et al., 2009). En relación a esto, otra lesión asociada al género femenino son las fracturas por estrés (Neely, 1998; Walter, 1989). En las mujeres corredoras con fracturas por estrés, parece existir un aumento en las cargas externas (mayor tasa de carga vertical y valores más altos en las fuerzas de reacción del suelo laterales) en comparación con aquellas sin historia previa de fracturas. Además, dichas cargas aumentan a medida que se incrementa la velocidad (Zifchock, Davis, Hamill, 2006; Milner et al., 2006; Myburgh et al., 1990). Kyrolainen et al., (2001) hallaron un aumento de actividad en los músculos extensores de la pierna justo en el momento previo al contacto del pie, a los cuales se les atribuyó la función de prevenir y tolerar los impactos, además de añadir estabilidad y rigidez al miembro inferior para un mejor aprovechamiento de la energía elástica y como consecuencia, una mejor economía. Es posible que en la mujer, debido a su estrategia de carrera y al papel del recto femoral en ella, un descenso en su actividad normativa pueda suponer una disminución en la capacidad para hacer frente a las fuerzas externas y un aumento en el riesgo de padecer fracturas por estrés, sobre todo en aquellas que eligen correr a mayor velocidad. Por tanto, al igual que con el glúteo medio, la detección precoz de un descenso en la actividad del recto femoral junto con una adecuada co-contracción entre estos y los isquiotibiales, podría ayudar en la prevención de éstas lesiones más fuertemente asociadas a las corredoras femeninas.

Una de las limitaciones de éste estudio puede ser el tamaño muestral. Algunos grupos quedaron distribuidos de manera desequilibrada, presentando mayor número unos que otros. Tampoco se tuvo en cuenta la influencia de la

edad, la cual resultó ser bastante dispersa, además de que ésta puede afectar a la elección de la velocidad y a la economía de la carrera (Lussiana et al., 2015). Otra limitación a destacar podría ser la diferencia en el rendimiento entre los atletas que participaron en el estudio. Por último, la falta de publicaciones acerca de los niveles de activación normativos en la carrera, por un lado hace de este estudio un trabajo novedoso, pero por otro hay menos posibilidad de establecer comparaciones y profundizar en las causas de las diferencias halladas en los resultados. Futuros estudios deberían analizar las diferencias en los niveles de activación muscular en la carrera entre sujetos sanos en comparación con otros que padezcan determinadas lesiones con el fin analizar las posibles causas de éstas. También podría resultar de interés investigar acerca de la cinemática de las articulaciones del miembro inferior durante la carrera a velocidades autoseleccionadas para estudiar la influencia de la velocidad y el género y permitir comparaciones con los niveles de activación, profundizando en el conocimiento de la biomecánica de carrera en sujetos sanos.

A lo largo del texto, se ha hecho referencia a la elevada tasa de lesiones asociadas a la carrera a pie. También se ha hecho hincapié en el papel de la biomecánica en la prevención de éstas, debido a que la ejecución de una buena técnica y una baja tasa de lesiones están asociadas a la correcta biomecánica del miembro inferior. Además, el restablecimiento de la biomecánica mediante un programa de rehabilitación y el calzado u ortesis adecuados favorece la recuperación y la incorporación rápida del deportista a su actividad habitual (Subotnik, 1985; Vaughan, 2009). Según nuestro conocimiento, hasta el momento no existía ningún estudio dirigido a describir los niveles de activación en condiciones normales y sin lesión en los deportistas durante la carrera, por lo que dicho análisis resultaba necesario para progresar en el conocimiento de la biomecánica. En la literatura, se han visto cambios en la activación entre hombres y mujeres, además de variaciones en el nivel de activación entre las diferentes velocidades de ejecución de la carrera, de ahí que las hipótesis de partida eran la existencia de una activación diferencial entre hombres y mujeres

a diferentes velocidades. Los resultados respaldan parcialmente dichas hipótesis, ya que por un lado, en la mayoría de los músculos estudiados no existen diferencias significativas entre géneros ni entre velocidades. Éste hecho que contrasta con lo previamente esperado según la literatura, puede deberse a que los estudios que analizan los niveles de activación muscular han utilizado velocidades estandarizadas, las cuales según la evidencia, alteran la estrategia de economización de energía y varían el funcionamiento muscular. Por otro lado, existe una mayor activación en el glúteo medio de la mujer, apoyada por la literatura, cuya causa puede estar en la cinemática del miembro inferior. Lo mismo sucede con el recto femoral solamente a velocidades altas cuya causa puede estar en el cambio de estrategia de economización. Esta activación diferencial y el descenso en los niveles de activación predisponen a las mujeres a sufrir determinadas lesiones con mayor frecuencia que los hombres. Dicho esto, el conocimiento de los niveles de activación normal y de las diferencias entre hombres y mujeres puede ser de gran utilidad para los clínicos, permitiendo detectar a posibles deportistas en situación de riesgo y establecer planes de entrenamiento y de prevención personalizados, además de ayudar en la recuperación más rápida si la lesión ya se ha producido.

Conclusiones

VI.CONCLUSIONES

1. Una vez establecidos los datos normativos, no existen diferencias significativas en los niveles de activación de la mayoría de los músculos del miembro inferior durante la carrera entre hombres y mujeres, ni tampoco entre las distintas velocidades autoseleccionadas.
2. El glúteo medio presenta mayores niveles de activación en las mujeres a velocidad media con respecto a los hombres debido a la cinemática de su miembro inferior. Un descenso en los niveles de activación de este músculo la predispone a sufrir lesiones como el síndrome del dolor fémoropatelar y de la cintilla íliotibial. El recto femoral presenta mayores niveles de activación en las mujeres a velocidad alta con respecto a los hombres y a aquellas que corren a velocidades más bajas, debido a un cambio en la estrategia de carrera. Un descenso en los niveles de activación de éste músculo y el desequilibrio con los flexores de la pierna la predispone a sufrir lesiones ligamentosas y fracturas por estrés.
3. Establecer los niveles normativos de activación muscular constituye un instrumento útil para la detección de alteraciones en la actividad muscular. Una evaluación precoz del deportista podría facilitar la prevención de la aparición de lesiones, al permitir una rehabilitación sistemática de la alteración de la función muscular basándose en los datos normativos de referencia procedentes de este estudio.

Agradecimientos

VII.AGRADECIMIENTOS

A mis padres y a toda mi familia, que me han brindado su apoyo en todos los sentidos, enseñándome que para recorrer cualquier camino todo es cuestión de fe. Me habéis enseñado también lo importante que es tener esperanza y ayudar a los demás. Estoy aquí gracias a vosotros.

A mis amigos, los cuales con su cariño incondicional han aliviado parte de la carga y han hecho de este camino uno mucho más agradable y divertido. A mis compañeras por ser una segunda familia, recordándome con su optimismo que todo llega a buen puerto si se confía en ello. Cuando estoy con todos vosotros sin duda me hacéis sentir en casa.

A Juanjo, por su gran apoyo, sus consejos y por haber creído en mí desde el principio, buscando y abriendo caminos para llegar a tiempo. A Javi, por hacer todo esto posible, sin ti este proyecto habría naufragado desde el principio.

A Sara, porque no se me ocurre mejor compañera de camino que ella, habiendo compartido miedos, alegrías, esperanzas, y sobre todo haberme ayudado a disfrutar del camino en lugar de hundirme, en los momentos en los que las dudas eran mayores que la confianza en mí mismo.

Al club de atletismo de Torrent, a Mª José, y a todas las personas que habéis participado en este estudio de manera altruista, vosotros sois el corazón de este proyecto.

Referencias bibliográficas

VII.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abadia, S., Medina, F.X., Sánchez, R., Bantulà, J., Fornons, D., Bastida, N., Augé, A., Corderas, F., Vega, S. & Pujadas, X. 2014, "Entre el boom atlético y la cooperación social: Las carreras solidarias y el ejemplo de la Trailwalker España 2013", *Península*, vol. 9, no. 1, pp. 105-124.

Adelaar, R.S. 1986, "The practical biomechanics of running", *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 14, no. 6, pp. 497-500.

Alanís-Blancas, L.M., Zamora-Muñoz, P. & Cruz-Miranda, Á. 2012, "Ruptura de ligamento cruzado anterior en mujeres deportistas", *Anales Médicos*, vol. 57, no. 2, pp. 93-97.

Aleshinsky, S.Y. & Zatsiorsky, V. 1978, "Human locomotion in space analyzed biomechanically through a multi-link chain model", *Journal of Biomechanics*, vol. 11, no. 3, pp. 101-108.

Álvarez Fiallo, R., Santos Anzorandía, C. & Medina Herrera, E. 2005, "Implementación de la electromiografía cuantitativa para el estudio de las enfermedades neuromusculares", *Revista Cubana de Medicina Militar*, vol. 34, no. 1, pp. 0-0.

Aminian, K., Najafi, B., Büla, C., Leyvraz, P. & Robert, P. 2002, "Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes", *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 5, pp. 689-699.

Anderson, T. 1996, "Biomechanics and running economy", *Sports medicine*, vol. 22, no. 2, pp. 76-89.

Anon. 2016, BTS Bioengineering. [En linea] Disponible en: http://www.btsbioengineering.com [Consulta: 24 Oct. 2016].

Arellano, C.J. & Kram, R. 2011, "The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running", *Journal of Biomechanics,* vol. 44, no. 7, pp. 1291-1295.

Arendt-Nielsen, L. & Mills, K. 1985, "The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity", *Electroencephalography and clinical neurophysiology,* vol. 60, no. 2, pp. 130-134.

Asmussen, E. & Bonde-Petersen, F. 1974, "Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise", *Acta Physiologica Scandinavica,* vol. 92, no. 4, pp. 537-545.

Azevedo, L.B., Lambert, M.I., Vaughan, C.L., O'Connor, C.M. & Schwellnus, M.P. 2009, "Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners", *British journal of sports medicine,* vol. 43, no. 4, pp. 288-292.

Bao, S., Mathiassen, S.E. & Winkel, J. 1995, "Normalizing upper trapezius EMG amplitude: comparison of different procedures", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 5, no. 4, pp. 251-257.

Barr, A.E., Goldsheyder, D., Özkaya, N. & Nordin, M. 2001, "Testing apparatus and experimental procedure for position specific normalization of electromyographic measurements of distal upper extremity musculature", *Clinical Biomechanics,* vol. 16, no. 7, pp. 576-585.

Bates, B., James, S., Osternig, L., Sawhill, J. & Hamill, J. 1981, "Effects of running shoes on ground reaction forces", *Biomechanics VII-B,* , pp. 226-233.

Bates, B., Osternig, L., Sawhill, J. & James, S. 1983, "An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data", *Journal of Biomechanics,* vol. 16, no. 3, pp. 181-191.

Baur, H., Hirschmuller, A., Cassel, M., Muller, S. & Mayer, F. 2010, "Gender-specific neuromuscular activity of the M. peroneus longus in healthy runners - A descriptive

laboratory study", *Clinical biomechanics (Bristol, Avon),* vol. 25, no. 9, pp. 938-943.

Baur, H., Hirschmuller, A., Muller, S., Cassel, M. & Mayer, F. 2012, "Is EMG of the lower leg dependent on weekly running mileage?", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 33, no. 1, pp. 53-57.

Benedetti, M.G., Ebenbichler, G., Loisel, P. & Roy, S.H. 2001, "Clinician's view: dynamic EMG", *IEEE engineering in medicine and biology magazine,* vol. 20, no. 6, pp. 33-37.

Bergamini E. 2011, “Biomechanics of sprint running: a methodological contribution”. París: Arts et Métiers ParisTech.

Bickham, D., Young, W. & Blanch, P. 2000, "Relationship between a lumbopelvic stabilization strength test and pelvic motion in running", *Journal of Sport Rehabilitation,* vol. 9, no. 3, pp. 219-228.

Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S. & Beutler, A. 2010, "Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome", *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports,* vol. 20, no. 5, pp. 725-730.

Bonato, P., Roy, S.H., Knaflitz, M. & De Luca, C.J. 2001, "Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 48, no. 7, pp. 745-753.

Burden, A. 2010, "How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research", *Journal of Electromyography and Kinesiology,* vol. 20, no. 6, pp. 1023-1035.

Bus, S.A. 2003, "Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 35, no. 7, pp. 1167-1175.

Cala Mejías, A. 2009, “Análisis biomecánico del segmento de la carrera a pie de la competición en triatlón”. Madrid: Universidad politécnica de Madrid.

Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E. & Lacquaniti, F. 2006, "Motor patterns in human walking and running", *Journal of neurophysiology,* vol. 95, no. 6, pp. 3426-3437.

Carlson, H., Thorstensson, A. & Nilsson, J. 1988, "Lumbar back muscle activity during locomotion: effects of voluntary modifications of normal trunk movements", *Acta Physiologica Scandinavica,* vol. 133, no. 3, pp. 343-353.

Cavanagh, P.R. 1990, “Biomechanics of Distance Running*”.* Champaign: Human Kinetic Books.

Cavanagh, P.R. 1982, "The shoe-ground interface in running", *American Academy of Orthopaedic Surgeons Symposium on the Foot and Leg in Running Sports.* St. Louis (MO): Mosby, pp. 30.

Cavanagh, P.R., Hewitt, F. & Perry, J. 1992, "In-shoe plantar pressure measurement: a review", *The foot,* vol. 2, no. 4, pp. 185-194.

Cavanagh, P.R. & Lafortune, M.A. 1980, "Ground reaction forces in distance running", *Journal of Biomechanics,* vol. 13, no. 5, pp. 397-406.

Cavanagh, P.R. & Sanderson, D.J. 1986, "The biomechanics of cycling: Studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders", *Science of cycling,* vol. 1, pp. 91-122.

Cavanagh, P.R. 1987, "The biomechanics of lower extremity action in distance running", *Foot & ankle,* vol. 7, no. 4, pp. 197-217.

Cavanagh, P.R. & Kram, R. 1989, "Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects", *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 21, no. 4, pp. 467-479.

Cejuela Anta, R., Pérez Turpin, J.A., Villa Vicente, J.G., Cortell Tormo, J.M. & Rodríguez Marroyo, J.A. 2007, "Análisis de los factores de rendimiento en triatlón distancia sprint", *Journal of human sport and exercise*, Vol.2, no. 11, pp.1-25.

Cervera, F.J.A. & Rotger, M.A.N. 2006, "El fisioterapeuta en la prevención de lesiones del deporte", *Revista de fisioterapia*, vol. 5, no. 2, pp. 31-36.

Chapman, R.F., Laymon, A.S., Wilhite, D.P., McKenzie, J.M., Tanner, D.A. & Stager, J.M. 2012, "Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners", *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 44, no. 5, pp. 917-925.

Chendeb, M., Khalil, M. & Duchêne, J. 2004, "Wavelet based method for detection: application in proprioceptive rehabilitation", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 37.

Chumanov, E.S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B.C. 2008, "Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces", *Clinical Biomechanics*, vol. 23, no. 10, pp. 1260-1268.

Chumanov, E.S., Wille, C.M., Michalski, M.P. & Heiderscheit, B.C. 2012, "Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased", *Gait & posture*, vol. 36, no. 2, pp. 231-235.

Chumanov, E.S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B.C. 2008, "Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces", *Clinical biomechanics*, vol. 23, no. 10, pp. 1260-1268.

Clarke, T., Frederick, E. & Cooper, L. 1983, "Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 4, no. 04, pp. 247-251.

Craib, M.W., Mitchell, V.A., Fields, K.B., Cooper, T.R., Hopewell, R. & Morgan, D.W. 1996, "The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 28, no. 6, pp. 737-743.

Dankloff Mora, C., Rodríguez, R. & Fernández Valencia, R. 1993, "Estudio morfofuncional de la marcha humana", In Congreso español en antropologia biológica, pp. 203-209.

De Luca, C.J. 1997, "The use of surface electromyography in biomechanics", *Journal of applied biomechanics,* vol. 13, pp. 135-163.

De Luca, C.J. & Mambrito, B. 1987, "Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation", *Journal of neurophysiology,* vol. 58, no. 3, pp. 525-542.

De Wit, B., De Clercq, D. & Aerts, P. 1996, "Ground reaction forces and spatio-temporal variables during barefoot and shod running", *J. Abrantes (ed.): Proceedings of the XlVth international symposium of biomechanics in sports,* Ediçoes FMH, Portugal, pp. 252.

Derlatka, M. & Pauk, J. 2009, "Data Mining in Analysis of Biomechanical Signals", *Solid State Phenomena,* vol. 147, pp. 588.

Dorn, T.W., Schache, A.G. & Pandy, M.G. 2012, "Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance", *The Journal of experimental biology,* vol. 215, pp. 1944-1956.

Dufour, M. & Pillu, M. 2006, Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco: bases anatómicas, estabilidad, movilidad, tensiones. Barcelona: Masson.

Dumke, C., Pfaffenroth, C.M., McBride, J.M. & McCauley, G.O. 2010, "Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners", *International journal of sports physiology and performance,* vol. 5, pp. 249.

Duysens, J., Tax, A., Van der Doelen, B., Trippel, M. & Dietz, V. 1991, "Selective activation of human soleus or gastrocnemius in reflex responses during walking and running", *Experimental brain research,* vol. 87, no. 1, pp. 193-204.

El-hafez, S.M. 2005, "Using Two Electromyographic Normalization Techniques in Analysis of Pushing Activity", *Bull.Fac.Ph.Th.Cairo Univ,* vol. 10, no. 1.

Elliott, B.C. & Blanksby, B.A. 1979, "Optimal stride length considerations for male and female recreational runners", *British journal of sports medicine,* vol. 13, no. 1, pp. 15-18.

Esteve Lanao, J. 2007, "Periodización y control del entrenamiento en corredores de fondo*"*. Madrid: Universidad europea de Madrid.

Ferber, R., McClay Davis, I., Williams, D. & Laughton, C. 2002, "A comparison of within-and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners", *Journal of Orthopaedic Research,* vol. 20, no. 6, pp. 1139-1145.

Ferber, R., Davis, I.M. & Williams Iii, D.S. 2003, "Gender differences in lower extremity mechanics during running", *Clinical Biomechanics,* vol. 18, no. 4, pp. 350-357.

Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N. & Sahrmann, S.A. 2000, "Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome", *Clinical Journal of Sport Medicine,* vol. 10, no. 3, pp. 169-175.

Fukuchi, R.K. & Duarte, M. 2008, "Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners", *Journal of sports sciences,* vol. 26, no. 13, pp. 1447-1454.

Fukuchi, R.K., Stefanyshyn, D.J., Stirling, L., Duarte, M. & Ferber, R. 2014, "Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners", *Clinical Biomechanics,* vol. 29, no. 3, pp. 304-310.

Gavilanes-Miranda, B., De Gandarias, Juan J Goiriena & Garcia, G.A. 2012, "Comparison by EMG of Running Barefoot and Running Shod", *Current applications and future challenges,* pp. 65.

Gazendam, M.G. & Hof, A.L. 2007, "Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds", *Gait & posture,* vol. 25, no. 4, pp. 604-614.

Gill, H. & O'Connor, J. 2003, "Heelstrike and the pathomechanics of osteoarthrosis: a pilot gait study", *Journal of Biomechanics,* vol. 36, no. 11, pp. 1625-1631.

Gleim, G.W., Stachenfeld, N.S. & Nicholas, J.A. 1990, "The influence of flexibility on the economy of walking and jogging", *Journal of orthopaedic research,* vol. 8, no. 6, pp. 814-823.

Gleim, G.W., Stachenfeld, N.S. & Nicholas, J.A. 1990, "The influence of flexibility on the economy of walking and jogging", *Journal of orthopaedic research,* vol. 8, no. 6, pp. 814-823.

González Hidalgo, M. 2008, "Electromyography evaluations of the masticator muscles during the maximum bite force", *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial,* vol. 30, no. 6, pp. 428-430.

Gowitzke, B.A. & Milner, M. 1999, *El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas,* Editorial Paidotribo.

Guidetti, L., Rivellini, G. & Figura, F. 1996, "EMG patterns during running: intra-and inter-individual variability", *Journal of Electromyography and Kinesiology,* vol. 6, no. 1, pp. 37-48.

Halvorsen, K., Eriksson, M. & Gullstrand, L. 2012, "Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy", *Journal of strength and conditioning research,* vol. 26, no. 8, pp. 2065-2070.

Hamill, J., Bates, B., Knutzen, K. & Sawhill, J. 1983, "Variations in ground reaction force parameters at different running speeds", *Human Movement Science,* vol. 2, no. 1-2, pp. 47-56.

Hamill, J. & Knutzen, K. 2006, "Biomechanical Basis of Human Movement". Lippincott: Williams & Wilkins.

Hamilton, N., Luttgens, K. & Weimar, W. 2002, "Kinesiology, Scientific basis of human motion*",* New York: McGrew–Hill Comparies Inc.

Heise, G., Shinohara, M. & Binks, L. 2008, "Biarticular leg muscles and links to running economy", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 29, no. 8, pp. 688-691.

Hewett, T.E., Stroupe, A.L., Nance, T.A. & Noyes, F.R. 1996, "Plyometric training in female athletes decreased impact forces and increased hamstring torques", *The American Journal of Sports Medicine,* vol. 24, no. 6, pp. 765-773.

Hewett, T.E., Zazulak, B.T., Myer, G.D. & Ford, K.R. 2005, "A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes", *British journal of sports medicine,* vol. 39, no. 6, pp. 347-350.

Higginson, B.K. 2009, "Methods of running gait analysis", *Current sports medicine reports,* vol. 8, no. 3, pp. 136-141.

Hreljac, A., Marshall, R.N. & Hume, P.A. 2000, "Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 32, no. 9, pp. 1635-1641.

Hreljac, A., Marshall, R.N. & Hume, P.A. 2000, "Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 32, no. 9, pp. 1635-1641.

Hunter, I. & Smith, G.A. 2007, "Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run", *European journal of applied physiology,* vol. 100, no. 6, pp. 653-661.

Hutchison, D.L., Roy, R.R., Bodine-Fowler, S., Hodgson, J.A. & Edgerton, V.R. 1989, "Electromyographic (EMG) amplitude patterns in the proximal and distal compartments of the cat semitendinosus during various motor tasks", *Brain research,* vol. 479, no. 1, pp. 56-64.

Iaaf.org. 2016, IAAF: International Association of Athletics Federations. [En linea] Disponible en: http://iaaf.org [Consulta: 24 Oct. 2016].

Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T. & Davis, I.M. 2003, "Hip strength in females with and without patellofemoral pain", *Journal of orthopaedic & sports physical therapy,* vol. 33, no. 11, pp. 671-676.

Jiménez, M.G., de Subijana Hernández, Cristina López & Fernández, S.V. 2015, "Comportamiento de la Pelvis, el Centro de Gravedad y la Cadera de Hombres y Mujeres Durante la Marcha Normal", *Kronos: revista universitaria de la actividad física y el deporte,* vol. 14, no. 2, pp. 7.

Jódar, X. 1993, "Eficacia y técnica deportiva. Análisis del movimiento humano". Barcelona: INDE

Jones, B.H. & Knapik, J.J. 1999, "Physical training and exercise-related injuries", *Sports medicine,* vol. 27, no. 2, pp. 111-125.

Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H. & Wootten, M. 1990, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking", *Journal of orthopaedic research,* vol. 8, no. 3, pp. 383-392.

Kapandji, J. 1982, "Miembro inferior" in *Cuadernos de fisiología articular*. Barcelona: Toray-Masson, pp. 136-219.

Kawabata, M., Goto, K., Fukusaki, C., Sasaki, K., Hihara, E., Mizushina, T. & Ishii, N. 2013, "Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running", *Journal of sports sciences*, vol. 31, no. 16, pp. 1841-1853.

Kellis, E., Zafeiridis, A. & Amiridis, I.G. 2011, "Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue", *Journal of athletic training*, vol. 46, no. 1, pp. 11-19.

Kluitenberg, B., Bredeweg, S.W., Zijlstra, S., Zijlstra, W. & Buist, I. 2012, "Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study", *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 13, no. 1, pp. 1.

Kong, P.W., Candelaria, N.G. & Tomaka, J. 2009, "Perception of self-selected running speed is influenced by the treadmill but not footwear", *Sports Biomechanics*, vol. 8, no. 1, pp. 52-59.

Konrad, P. 2005, "The abc of emg - A practical introduction to kinesiological electromyography*",* USA:Noraxon INC, vol. 1.

Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P.V. 2005, "Changes in muscle activity with increasing running speed", *Journal of sports sciences*, vol. 23, no. 10, pp. 1101-1109.

Kyröläinen, H., Komi, P.V. & Belli, A. 1999, "Changes in Muscle Activity Patterns and Kinetics With Increasing Running Speed.", *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 13, no. 4, pp. 400-406.

Kyrolainen, H., Belli, A. & Komi, P.V. 2001, "Biomechanical factors affecting running economy", *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 33, no. 8, pp. 1330-1337.

Lavcanska, V., Taylor, N.F. & Schache, A.G. 2005, "Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults", *Human Movement Science*, vol. 24, no. 4, pp. 544-557.

Leskinen, A., Häkkinen, K., Virmavirta, M., Isolehto, J. & Kyröläinen, H. 2009, "Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners", *Sports Biomechanics*, vol. 8, no. 1, pp. 1-9.

Lieberman, D.E., Raichlen, D.A., Pontzer, H., Bramble, D.M. & Cutright-Smith, E. 2006, "The human gluteus maximus and its role in running", *The Journal of experimental biology*, vol. 209, no. Pt 11, pp. 2143-2155.

Liu, H., Chen, X. & Chen, Y. 2005, "wavelet transform analyzing and real-time learning method for EMG signal in motion Discrimination", *2005 IEEE International Conference on Neural Interface and control proceedings*, pp. 127.

Lussiana, T., & Gindre, C. 2016 "Feel your stride and find your preferred running speed." *Biology Open*, vol. 5, no. 1, pp. 45-48.

López, J.R. 2000, *Historia del deporte*, Inde.

Malisoux, L., Nielsen, R.O., Urhausen, A. & Theisen, D. 2015, "A step towards understanding the mechanisms of running-related injuries", *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 18, no. 5, pp. 523-528.

Mann, R.A., Moran, G.T. & Dougherty, S.E. 1986, "Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting", *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 14, no. 6, pp. 501-510.

Marras, W.S., Davis, K. & Maronitis, A. 2001, "A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 2. Validation and use to predict spinal loads", *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 11, no. 1, pp. 11-18.

Marras, W. & Davis, K. 2001, "A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development", *Journal of Electromyography and Kinesiology,* vol. 11, no. 1, pp. 1-9.

Marti, B., Vader, J.P., Minder, C.E. & Abelin, T. 1988, "On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study", *The American Journal of Sports Medicine,* vol. 16, no. 3, pp. 285-294.

Martín, R., Postigo, S., Ezquerro, F. & Blanca, A. 2010, "Análisis cinemático y cinético de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda: bajada escalones, quiebro y vuelta", *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecanica, Ciudad Real*.

McClay, I. & Manal, K. 1998, "A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals", *Clinical Biomechanics,* vol. 13, no. 3, pp. 195-203.

McCulloch, M.U., Brunt, D. & Vander Linden, D. 1993, "The Effect of Foot Orthotics and Gait Velocity on Lower Limb Kinematics and Temporal Events of Stance 1", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* vol. 17, no. 1, pp. 2-10.

McKean, K.A., Manson, N.A. & Stanish, W.D. 2006, "Musculoskeletal injury in the masters runners", *Clinical Journal of Sport Medicine,* vol. 16, no. 2, pp. 149-154.

McLean, S.G., Neal, R.J., Myers, P.T. & Walters, M.R. 1999, "Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury", *Medicine & Science in Sports & Exercise,* vol. 195, no. 9131/99, pp. 3107-0959.

McNair, P.J. & Marshall, R.N. 1994, "Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes", *British journal of sports medicine,* vol. 28, no. 4, pp. 256-260.

Mero, A., Komi, P. & Gregor, R. 1992, "Biomechanics of sprint running", *Sports medicine,* vol. 13, no. 6, pp. 376-392.

Mero, A. & Komi, P.V. 1986, "Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters", *European journal of applied physiology and occupational physiology,* vol. 55, no. 5, pp. 553-561.

Mero, A. & Komi, P.V. 1987, "Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 19, no. 3, pp. 266-274.

Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J. & Davis, I.S. 2006, "Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 38, no. 2, pp. 323.

Miralles, R. & Puig, M. 1999, "Biomecánica aplicada del aparato locomotor". Barcelona: Mason.

Monfort-Pañego, M., Vera-García, F.J., Sánchez-Zuriaga, D. & Sarti-Martínez, M.Á. 2009, "Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis", *Journal of manipulative and physiological therapeutics,* vol. 32, no. 3, pp. 232-244.

Monfort-Pañego, M., Vera-García, F.J., Sánchez-Zuriaga, D. & Sarti-Martínez, M.Á. 2009, "Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis", *Journal of manipulative and physiological therapeutics,* vol. 32, no. 3, pp. 232-244.

Montgomery, W.H.,3rd, Pink, M. & Perry, J. 1994, "Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running", *The American Journal of Sports Medicine,* vol. 22, no. 2, pp. 272-278.

Moran, G.T., Mann, R., Dougherty, S.E. & Moran, S.A. 1988, "biomechanics of running-Electromyographic Analysis of the Hip during Jogging, Running and Sprinting", *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Muñoz Badilla, O. & Silva Castan, M. 2011, "Tiempo de activación muscular del glúteo medio y tensor de la fascia lata derante la carrera en atletas con síndrome de la banda Iliotibial". Universidad de Chile: Chile.

Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B. & Mendez-Zorrilla, A. 2014, "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications", *Sensors,* vol. 14, no. 2, pp. 3362-3394.

Myburgh, K.H., Hutchins, J., Fataar, A.B., Hough, S.F. & Noakes, T.D. 1990, "Low bone density is an etiologic factor for stress fractures in athletes", *Annals of Internal Medicine,* vol. 113, no. 10, pp. 754-759.

Neely, F.G. 1998, "Intrinsic risk factors for exercise-related lower limb injuries", *Sports medicine,* vol. 26, no. 4, pp. 253-263.

Neptune, R.R. & Sasaki, K. 2005, "Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed", *The Journal of experimental biology,* vol. 208, no. Pt 5, pp. 799-808.

Nigg, B. 1983, "Selected methodology in biomechanics with respect to swimming", *Biomechanics and medicine in swimming,* pp. 72-80.

Nigg, B.M. & Bahlsen, H.A. 1988, "Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running", *International Journal of Sport Biomechanics,* vol. 4, no. 3, pp. 205-219.

Nigg, B.M. 1986, *Biomechanics of running shoes,* Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.

Norberg, J.D. 2015, "Biomechanical Analysis of Race Walking Compared to Normal Walking and Running Gait", Universidad de Kentucky: Kentucky.

Novacheck, T. 1997, "The biomechanics of running and sprinting", *Running Injuries.Philadelphia, PA: WB Saunders,* vol. 2, pp. 4-19.

Novacheck, T.F. 1998, "The biomechanics of running", *Gait & posture,* vol. 7, no. 1, pp. 77-95.

Novacheck, T.F. 1995, "Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics", *Instructional course lectures,* vol. 44, pp. 497-506.

Nummela, A., Keränen, T. & Mikkelsson, L. 2007, "Factors related to top running speed and economy", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 28, no. 08, pp. 655-661.

Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. & García-López, J. 2013, "Variables antropométricas, fisiológicas y bimecáni-cas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón", *Biomecánica,* vol. 21, no. 1, pp. 20-29.

Ogueta-Alday, A., Morante, J.C., Rodriguez-Marroyo, J.A. & Garcia-Lopez, J. 2013, "Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running", *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association,* vol. 27, no. 5, pp. 1455-1462.

Ounpuu, S. 1990, "The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis", *Instructional course lectures,* vol. 39, pp. 305-318.

Ozgunen, K.T., Celik, U. & Kurdak, S.S. 2010, "Determination of an Optimal Threshold Value for Muscle Activity Detection in EMG Analysis", *Journal of sports science & medicine,* vol. 9, no. 4, pp. 620-628.

Paavolainen, L., Hakkinen, K., Hamalainen, I., Nummela, A. & Rusko, H. 1999, "Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power", *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985),* vol. 86, no. 5, pp. 1527-1533.

Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G.M., D'ottavio, S. & Tihanyi, J. 2012, "Kinematics of running at different slopes and speeds", *Journal of strength and conditioning research,* vol. 26, no. 5, pp. 1331-1339.

Paschalis, V., Giakas, G., Baltzopoulos, V., Jamurtas, A.Z., Theoharis, V., Kotzamanidis, C. & Koutedakis, Y. 2007, "The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics", *Gait & posture,* vol. 25, no. 2, pp. 236-242.

Perpiñá, S. 2016, “Fiabilidad del sistema inercial durante el análisis biomecánico de la carrera a pie en triatletas: Establecimiento del patrón cinemático normativo”, UCH-CEU: Valencia.

Pelletier-Galarneau, M., Martineau, P., Gaudreault, M. & Pham, X. 2015, "Review of running injuries of the foot and ankle: clinical presentation and SPECT-CT imaging patterns", *American journal of nuclear medicine and molecular imaging,* vol. 5, no. 4, pp. 305.

Perkins, K.P., Hanney, W.J. & Rothschild, C.E. 2014, " The Risks and Benefits of Running Barefoot or in Minimalist Shoes: A Systematic Review ", *Sports Health*, vol.8, no. 8, pp. 475.

Perry, J. & Davids, J.R. 1992, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function.", *Journal of Pediatric Orthopaedics,* vol. 12, no. 6, pp. 815.

Powers, C.M. 2010, "The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective", *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, vol. 40, no. 2, pp. 42-51.

Pöyhönen, T., Kyröläinen, H., Keskinen, K.L., Hautala, A., Savolainen, J. & Mälkiä, E. 2001, "Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercises under water", *Clinical Biomechanics,* vol. 16, no. 6, pp. 496-504.

Queen, R.M., Gross, M.T. & Liu, H. 2006, "Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds", *Gait & posture,* vol. 23, no. 3, pp. 282-287.

Rash, G.S. & Quesada, P. 2003, "Electromyography fundamentals", *Retrieved February*, vol. 4.

Reber, L., Perry, J. & Pink, M. 1993, "Muscular control of the ankle in running", *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 21, no. 6, pp. 805-10.

Riley, P.O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U.D., Wilder, R.P. & Kerrigan, D.C. 2008, "A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running", *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 40, no. 6, pp. 1093.

Román, L., Salas Sánchez, J., Santos e Campos, M., Soto Hermos, V. & García Pinillos, F. 2013, "Características sociodemográficas del corredor popular veterano español", *Kronos XII*, vol. 2, pp. 80-89.

Roy, B. 1981, "Temporal and dynamic factors of long distance running", *Biomechanics VIII-B*, pp. 219-225.

Sánchez, D. 2011, "Estadística aplicada a la fisioterapia, las ciencias del deporte y la biomecánica", *Madrid: CEU Ediciones.*

Schache, A.G., Bennell, K.L., Blanch, P.D. & Wrigley, T.V. 1999, "The coordinated movement of the lumbo–pelvic–hip complex during running: a literature review", *Gait & posture*, vol. 10, no. 1, pp. 30-47.

Schache, A.G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T. & Bennell, K. 2002, "Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running", *Human Movement Science*, vol. 21, no. 2, pp. 273-293.

Schache, A., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T. & Bennell, K. 2003, "Differences between the sexes in the three-dimensional angular rotations of the lumbo-pelvic-hip complex during treadmill running", *Journal of sports sciences*, vol. 21, no. 2, pp. 105-118.

Schache, A.G., Blanch, P.D. & Murphy, A.T. 2000, "Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension", *British journal of sports medicine,* vol. 34, no. 4, pp. 279-283.

Schwab, G.H., Moynes, D.R., Jobe, W. & Perry, J. 1983, "Lower extremity electromyographic analysis of running gait.", *Clinical orthopaedics and related research,* vol. 176, pp. 166-170.

Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P. & De Clercq, D. 2007, "Influence of M. tibialis anterior fatigue on the walk-to-run and run-to-walk transition in non-steady state locomotion", *Gait & posture,* vol. 25, no. 4, pp. 639-647.

Seniam.org. 2016, Welcome to SENIAM. [En linea] Disponible en: http://seniam.org [Consulta: 24 Oct. 2016].

Sinclair, J., Greenhalgh, A., Edmundson, C.J., Brooks, D. & Hobbs, S.J. 2012, "Gender differences in the kinetics and kinematics of distance running: implications for footwear design", *Int J Sports Sci Eng,* vol. 6, no. 2, pp. 118-128.

Skof, B. & Stuhec, S. 2004, "Kinematic analysis of Jolanda Ceplak's running technique", *New Studies in Athletics,* vol. 19, pp. 23-31.

Slocum, D.B. & James, S.L. 1968, "Biomechanics of running", *Jama,* vol. 205, no. 11, pp. 721-728.

Slocum, D.B. & Bowerman, W. 1962, "The biomechanics of running", *Clinical orthopaedics,* vol. 23, pp. 39-45.

Snyder, K.R., Earl, J.E., O'Connor, K.M. & Ebersole, K.T. 2009, "Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running", *Clinical Biomechanics,* vol. 24, no. 1, pp. 26-34.

Soderberg, G.L. & Cook, T.M. 1984, "Electromyography in biomechanics", *Physical Therapy,* vol. 64, no. 12, pp. 1813-1820.

Soidán, JLG. & Arufe Giráldez, V. 2003, "Análisis de las lesiones más frecuentes en pruebas de velocidad, medio fondo y fondo", *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte,* vol. 3, no. 12, pp. 260.

Squadrone, R. & Gallozzi, C. 2009, "Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners", *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness,* vol. 49, no. 1, pp. 6.

Stålberg, E., Bischoff, C. & Falck, B. 1994, "Outliers, a way to detect abnormality in quantitative EMG", *Muscle & nerve,* vol. 17, no. 4, pp. 392-399.

Stegeman, D. & Hermens, H. 2007, "Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)", (*En Línea).Disponible en: http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf [Consultado en agosto de 2008]*.

Suárez Varela, M. 2016, "Caso clínico: síndrome de la Cintilla Iliotibial", *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología),* vol. 7, no. 2.

Subotnick, S.I. 1985, "The biomechanics of running implications for the prevention of foot injuries", *Sports Medicine,* vol. 2, no. 2, pp. 144-153.

Tartaruga, M.P., Brisswalter, J., Peyré-Tartaruga, L.A., Ávila, A.O.V., Alberton, C.L., Coertjens, M., Cadore, E.L., Tiggemann, C.L., Silva, E.M. & Kruel, L.F.M. 2012, "The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners", *Research quarterly for exercise and sport,* vol. 83, no. 3, pp. 367-375.

Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R. & Zumbo, B.D. 2003, "A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics", *British journal of sports medicine,* vol. 37, no. 3, pp. 239-244.

Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R. & Zumbo, B.D. 2002, "A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries", *British journal of sports medicine,* vol. 36, no. 2, pp. 95-101.

Thijs, Y., Van Tiggelen, D., Roosen, P., De Clercq, D. & Witvrouw, E. 2007, "A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain", *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine,* vol. 17, no. 6, pp. 437-445.

Tobalina, J.C. 2011, "Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales", *Entramado,* vol. 7, no. 1, pp. 160-173.

Tong, J.W. & Kong, P.W. 2013, "Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis", *journal of orthopaedic & sports physical therapy,* vol. 43, no. 10, pp. 700-714.

Turmo Garuz, A. 1999, "El peu en carrera: fase de recolzament.", *Apunts Medicina de l" Esport,* vol. 35, no. 132, pp. 31-38.

Uppal, G., O'Toole, M. & Dillin, W. 1996, "Running", *The Spine in Sports.St Louis, MO: Mosby,* , pp. 475-479.

Vaughan, C.L. 1984, "Biomechanics of running gait", *Critical Reviews in Biomedical Engineering,* vol. 12, no. 1, pp. 1-48.

Vílchez Conesa, M. 2010, "Incidencia de las lesiones deportivas en el corredor popular", *Cultura, Ciencia y Deporte,* vol. 5, no. 15, pp. 32.

Voloshin, A., Burger, C., Wosk, J. & Arcan, M. 1985, "An in-vivo evaluation of the leg's shock-absorbing capacity" in *Biomechanics Ix-B* Human Kinetics Publishers Champaign, , pp. 112-116.

Von Tscharner, V. & Goepfert, B. 2003, "Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis", *Journal of Electromyography and Kinesiology,* vol. 13, no. 3, pp. 253-272.

Von Tscharner, V., Goepfert, B. & Nigg, B.M. 2003, "Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets", *Journal of Biomechanics,* vol. 36, no. 8, pp. 1169-1176.

Wang, L., Hong, Y. & Li, J.X. 2014, "Muscular Activity of Lower Extremity Muscles Running on Treadmill Compared with Different Overground Surfaces", *American Journal of Sports Science and Medicine,* vol. 2, no. 4, pp. 161-165.

Wank, V., Frick, U. & Schmidtbleicher, D. 1998, "Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 19, no. 07, pp. 455-461.

Whittle, M.W., Levine, D. & Pharo, E.C. 2000, "Sagittal plane motion of the pelvis and lumbar spine during level, uphill and downhill walking and running", *Gait and Posture,* vol. 11, pp. 162.

Willems, T.M., Witvrouw, E., De Cock, A. & De Clercq, D. 2007, "Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running", *Medicine and science in sports and exercise,* vol. 39, no. 2, pp. 330.

Williams, K. & Cavanagh, P. 1986, "Biomechanical correlates with running economy in elite distance runners", *proceedings of the North American Congress on Biomechanics,* pp. 287.

Williams, K.R. & Cavanagh, P.R. 1987, "Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance", *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985),* vol. 63, no. 3, pp. 1236-1245.

Willson, J.D., Bjorhus, J.S., Williams, D.B., Butler, R.J., Porcari, J.P. & Kernozek, T.W. 2014, "Short-term changes in running mechanics and foot strike pattern after introduction to minimalistic footwear", *PM&R,* vol. 6, no. 1, pp. 34-43.

Willson, J.D., Petrowitz, I., Butler, R.J. & Kernozek, T.W. 2012, "Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running", *Clinical Biomechanics,* vol. 27, no. 10, pp. 1052-1057.

Winter, D.A. & Bishop, P.J. 1992, "Lower extremity injury", *Sports Medicine,* vol. 14, no. 3, pp. 149-156.

Wit, B., Clercq, D. & Aerts, P. 1996, "Ground reaction forces and spatio-temporal variables during barefoot and shod running", *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Yang, J.F. & Winter, D.A. 1983, "Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* vol. 64, no. 9, pp. 417-420.

Zamparo, P., Perini, R., Peano, C. & di Prampero, P. 2001, "The self selected speed of running in recreational long distance runners", *International Journal of Sports Medicine,* vol. 22, no. 08, pp. 598-604.

Zazulak, B.T., Ponce, P.L., Straub, S.J., Medvecky, M.J., Avedisian, L. & Hewett, T.E. 2005, "Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* vol. 35, no. 5, pp. 292-299.

Zeller, B.L., McCrory, J.L., Kibler, W.B. & Uhl, T.L. 2003, "Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat", *The American Journal of Sports Medicine,* vol. 31, no. 3, pp. 449-456.

Zifchock, R.A., Davis, I. & Hamill, J. 2006, "Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures", *Journal of Biomechanics,* vol. 39, no. 15, pp. 2792-2797.

Anexos

ANEXO I

OBJETIVOS GENERALES DEL ESTUDIO:

En los últimos años, el *running* o carrera a pie ha experimentado un gran crecimiento en cuanto a la gente que la practica como deporte preferente a todos los niveles, debido a los beneficios que supone para la salud y el bajo costo. A su vez, la carrera es una de las actividades durante la cual se producen más lesiones en el miembro inferior por diversos factores, tales como una mala técnica, errores de entrenamiento, desequilibrios musculares y alteraciones en la biomecánica.

Actualmente, existen muchos y muy diversos métodos para la medición de la biomecánica durante la carrera, tales como el novedoso uso de los sensores inerciales y la recogida de datos acerca de la actividad eléctrica muscular o electromiográfica. Ésta, es la actividad eléctrica producida de manera natural por el músculo humano, la cual normalmente es estudiada para detectar posibles anormalidades o analizar la biomecánica del movimiento.

El electromiógrafo FREEEMG 1000 de BTS destaca por su funcionalidad debido al novedoso uso de electrodos inalámbricos, y el sensor G-Walk de BTS por su gran utilidad y la amplia variedad de parámetros que puede recoger. Los electrodos de FREEEMG 1000 se colocan mediante adhesivo sobre la piel y el sensor G-Walk se fija a la cintura mediante un cinturón de velcro.

Los resultados de la medición de estos datos, al ser comparados con un patrón de normalidad, pueden ayudar a planificación de programas de entrenamiento adecuados o para la detección de posibles debilidades musculares y la consiguiente reducción del riesgo de lesiones deportivas.

El objetivo de este estudio es la recogida de datos acerca de la actividad electromiográfica de los músculos del miembro inferior en sujetos sanos, de ambos sexos y de un amplio rango de edad que practiquen el *running* habitualmente, con el fin de establecer unos patrones normativos para todos ellos. Los ensayos de carrera se realizarán sobre una cinta de correr, en una de las aulas de la Universidad Cardenal Herrera. Usted deberá venir vestido con ropa cómoda y calzado deportivo clásico.

Le agradecemos su interés y recuerde que puede retirarse del estudio sin ningún compromiso cuando lo desee.

PRUEBAS A REALIZAR:

- Recogida de datos personales demográficos
- TEST: Ensayo de carrera

1. RECOGIDA DE DATOS PERSONALES DEMOGRÁFICOS:

En primer lugar, se recogerán los datos de carácter personal de cada paciente, tales como el sexo, edad, peso, altura, antiguas lesiones si las hubiera y tiempo de entrenamiento de carrera semanal.

2.TEST: ENSAYO DE CARRERA

Se le colocarán los electrodos adhesivos en diferentes puntos de la pierna, y el cinturón con el sensor G-Walk alrededor de la cintura mediante un cinturón de velcro. A continuación se procederá con el registro en reposo de la actividad electromiográfica, que durará un total de 10 segundos. Después, comenzará a correr sobre la cinta, y usted contará con dos minutos para escoger la velocidad que le resulte más cómoda, la cual llevaría en un entrenamiento cotidiano. Una vez pasados dos minutos, usted correrá durante tres minutos más a velocidad constante. Para terminar, contará con dos minutos de recuperación para bajar la velocidad progresivamente hasta detener completamente la cinta.

Al finalizar, se retirará el equipo. Los datos obtenidos se almacenarán para ser procesados, ya que antes de conocer los resultados del estudio, se ha de procesar la señal electromiográfica.

INFORMACIÓN COMPLEMENTARIA:

……

……

……

……

……

ANEXO II

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Determinación de los datos normativos de la actividad muscular del miembro inferior durante la carrera

CONSENTIMIENTO INFORMADO PERSONAL

Yo ..... (Nombre y apellidos)

con DNI ……He recibido suficiente información sobre el estudio, presto libremente mi conformidad para participar en él. Acepto la realización de los procedimientos abajo indicados, he leído y comprendido las instrucciones acompañantes al dorso y he recibido las explicaciones que considero suficientes.

Comprendo que mi participación es voluntaria, comprendo que puedo retirarme del estudio cuando quiera sin tener que dar explicaciones.

AUTORIZO NO AUTORIZO

Fdo.: _____- Fdo.: _____

En Valencia a ……. . de …… .de 20….