

Universidad CEU Cardenal Herrera

Departamento de fisioterapia



**Fiabilidad del sistema inercial durante el
análisis biomecánico de la carrera a pie
en triatletas: Establecimiento del patrón
cinemático normativo.**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:
Sara Perpiñá Martínez

Dirigida por:
Javier Martínez Gramage
Dolores Arguisuelas Martínez

VALENCIA

Año 2017




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

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **“Fiabilidad del sistema inercial durante el análisis biomecánico de la carrera a pie en triatletas: establecimiento del patrón cinemático normativo”**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por Dña. Sara Perpiñá Martínez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que la interesada pueda optar al título de Doctora por dicha Universidad.

Valencia, 07 de noviembre de 2016





Dra. M^a Dolores Arguisuelas Martínez, Profesora Adjunta del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado **“Fiabilidad del sistema inercial durante el análisis biomecánico de la carrera a pie en triatletas: establecimiento del patrón cinemático normativo”**, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera por Dña. Sara Perpiñá Martínez, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que la interesada pueda optar al título de Doctora por dicha Universidad.

Valencia, 07 de noviembre de 2016



A mi familia.

Índice

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE CONTENIDOS	11
ÍNDICE DE TABLAS	13
ÍNDICE DE FIGURAS	14
I. INTRODUCCIÓN	17
I.1. Triatlón.....	19
I.1.1. Antecedentes e historia	19
I.1.2. El triatlón en España	21
I.1.3. Características generales y modalidades del triatlón.	22
I.2. Factores de rendimiento del triatlón.....	25
I.3. Lesiones relacionadas con la biomecánica en triatlón	27
I.4. Biomecánica del gesto técnico.....	29
I.4.1. Natación y cinemática	30
I.4.2. Ciclismo y cinemática.....	32
I.4.3. Carrera a pie	34
I.4.3.1 Ciclo de la carrera.....	34
I.4.3.2 Cinemática de la carrera a pie	39
I.4.3.3 Cinética de la carrera a pie.....	46
I.5. Sistemas de análisis de movimiento en el deporte	52
I.5.1. Medición de la cinética.....	52
I.5.2. Medición de la cinemática.....	54
I.5.3. Electromiografía	56
I.5.4. Sensores inerciales	57
II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	63
III. MATERIAL Y MÉTODOS	67
III.1. Diseño del estudio.....	69
III.2. Sujetos	69
III.3. Aspectos éticos	70
III.4. Instrumentación	71
III.5. Procedimiento.....	73
III.6. Descripción de variables del estudio	76

III.7. Análisis estadístico	78
IV. RESULTADOS	79
IV.1. Fiabilidad del sensor inercial	81
IV.1.1. Sujetos	81
IV.1.2. Fiabilidad y consistencia intraobservador del sensor inercial	81
IV.2. Datos normativos.....	83
IV.2.1. Sujetos	83
IV.2.2. Patrón normativo de la cinemática de la pelvis y los parámetros espacio-temporales en función del sexo y la velocidad	83
V. DISCUSIÓN	93
VI. CONCLUSIONES	113
VII. AGRADECIMIENTOS	117
VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121

Índice de tablas

Tabla 1. Distancias de competición reguladas por la ITU	22
Tabla 2. Separación de grupos por velocidades en función del sexo	77
Tabla 3. Datos descriptivos de la muestra en el análisis de fiabilidad del sensor.....	81
Tabla 4. Resultados de concordancia del sensor en la muestra para las variables de índice de simetría, rangos dinámicos pélvicos, y variables espacio-temporales.....	82
Tabla 5. Datos demográficos de los sujetos que realizaron la prueba de para extraer el patrón cinemático de la pelvis en la carrera a pie.....	83
Tabla 6. Diferencias entre hombres y mujeres en función de la velocidad en las distintas variables cinemáticas de la pelvis. Promedios y diferencia de medias	84

Índice de figuras

Figura 1. Gráfica de la proyección en los tres planos de la trayectoria de la mano en el estilo crol	31
Figura 2. Ciclo de zancada en la carrera a pie	35
Figura 3. Representación gráfica de la fuerza vertical del centro de masas en la carrera a pie	48
Figura 4. Representación gráfica de la fuerza antero-posterior del centro de masas en la a carrera a pie	49
Figura 5. Representación gráfica de las fuerzas medio-laterales del centro de masas en la carrera a pie	50
Figura 6. Imagen del sensor inercial utilizado en la intervención de este estudio	71
Figura 7. Imagen de las cinchas utilizadas con los sujetos.....	72
Figura 8. Imagen de la cinta rodante utilizada en el estudio	72
Figura 9. Colocación del sensor en S1	74
Figura 10. Imagen de un sujeto realizando la prueba.....	75
Figura 11. Variación del índice de simetría en función de la velocidad.	85
Figura 12. Variación del ciclo de carrera en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.....	86
Figura 13. Variación de la cadencia en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.....	86
Figura 14. Variación de la longitud de zancada en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.	87
Figura 15. Variación del <i>tilt</i> en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.....	88

Figura 16. Curva cinemática de la pelvis en el plano sagital. Agrupados todos los sexos y velocidades.....	88
Figura 17. Variación de la oblicuidad en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres	89
Figura 18. Curva cinemática de la oblicuidad de la pelvis a velocidad lenta, mujeres y hombres agrupados.....	89
Figura 19. Curvas cinemáticas de oblicuidad a velocidad media. Hombres y mujeres en líneas separadas.....	90
Figura 20. Curvas cinemáticas de oblicuidad a velocidad rápida. Hombres y mujeres en líneas separadas.....	90
Figura 21. Variación de la rotación pélvica en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres	91
Figura 22. Curvas cinemáticas de rotación pélvica en mujeres. Velocidades en líneas separadas.....	91
Figura 23. Curvas cinemáticas de rotación pélvica en hombres. Velocidades en líneas separadas	92

Introducción

I. INTRODUCCIÓN

I.1. TRIATLÓN

I.1.1. ANTECEDENTES E HISTORIA

El triatlón es un deporte que abarca las tres disciplinas de mayor participación deportiva en todo el mundo que son la natación, el ciclismo y la carrera a pie (Vleck, Millet & Alves, 2013). Hizo su aparición de forma espontánea en 1974 (Unión Internacional de Triatlón, 2015; Team Usa, 2016) y desde entonces ha tenido una aceptación exponencial convirtiéndose en un deporte que actualmente mueve a centenas de miles de participantes al año, creando así, un deporte de moda (Vleck y col., 2013).

“El triatlón es un deporte combinado y de resistencia, en el cual el deportista realiza tres disciplinas en tres segmentos. Estos son: natación, ciclismo y carrera a pie. El orden es el señalado y el cronómetro no se para durante el tiempo en que transcurra la competición (Federación Española de Triatlón, 2016).

Históricamente, el primer dato que da a conocer este deporte tiene lugar en 1895 cuando el Barón Pierre de Coubertain, conocido como padre del Olimpismo moderno, hizo pública la necesidad de contar con un deporte que combinara la natación, el ciclismo y el atletismo, tres de los deportes presentes en los Juegos Olímpicos Modernos desde sus inicios alegando que “Necesitamos un deporte moderno y dinámico que celebre el espíritu olímpico del juego limpio, resistencia, fuerza, capacidad y pasión” (Comité Olímpico Internacional, 2016).

En 1920 aparece en Francia una carrera que combina las 3 modalidades unidas, conocidas como “Les trois sports” en Joinville le Pont. En esta prueba se comenzaba corriendo 3km, pasando por 12kms de ciclismo y finalizaba atravesando el río Marne a nado (Ruiz, 2006). También en Rochelle, Francia, en 1934, se disputó la primera prueba con el mismo orden que la actual, cuyas distancias comprendían 200m de natación cruzando un canal, 12 km de ciclismo y 1,2 km de carrera a pie (Ruiz, 2006).

No existen indicios de otras pruebas de estas características hasta 1974 donde encontramos la primera prueba del triatlón moderno, reconocido como tal. Se celebró en Isla Fiesta, en Mission Bay en San Diego (Estados Unidos). La prueba

reunió a 46 participantes que corrieron 6 millas sobre hierba y arena, 5 millas en bicicleta y 500 yardas de natación. Ese día en la línea de salida se encontraba, John Collins, que fue el impulsor de la versión más extrema y conocida del triatlón (Tinley 1998).

La verdadera leyenda de este deporte, su popularización y organización de orden de segmentos y distancias, se inició con el nacimiento del Ironman. Durante la ceremonia de la “Oahu Perimeter Relay” en Hawaii, los participantes de las distintas pruebas de ultraresistencia discutían sobre quienes eran mejores; Collins sugirió que el debate debía resolverse con una carrera que combinase las tres carreras existentes más largas de la isla:

- La Waikiki Rough Water Swim: 2,4 millas de natación (3800 metros aproximadamente).
- La Around Oahu Bike Race de ciclismo de 120 millas (180 kilómetros aproximadamente).
- Marathon de Honolulu (42,195 kilómetros).

Antes de la competición cada deportista recibió las reglas y la descripción del evento que a partir de ese momento se haría llamar “Ironman” (hombre de hierro) (Tinley, 1998).

El 18 de febrero de 1978, 18 triatletas tomaron línea de salida en Waikiki, 12 acabaron la prueba y el vencedor fue Gordon Haller que tardó en hacer el recorrido 11 horas y 46 minutos. La primera mujer que compitió en esta prueba fue Lyn Lemaire un año después en 12 horas y 55 minutos (Tinley, 1998).

El número de participantes aumentó anualmente, obligando el traslado de la prueba a Kona por ser una zona con menor densidad de tráfico, donde continúa actualmente.

Con el principal objetivo de desarrollar el triatlón, el 1 de abril de 1989, se constituye en Avignon (Francia) la Unión Internacional de Triatlón (ITU) como órgano rector internacional y cuya función es la regularización de este deporte (Team USA, 2016).

En el mismo año y lugar de creación de la ITU, se celebra el primer Campeonato del Mundo de Triatlón en distancia olímpica (1500 metros de natación, 40 kilómetros de ciclismo y 10 kilómetros de carrera a pie). La denominación

“Olímpica” se adquiere al ser las distancias de mayor recorrido de cada modalidad en los Juegos Olímpicos en el momento de su aparición ([Comité Olímpico internacional, 2016](#)).

En 1991, el Comité Olímpico Internacional (COI), reconoce a la International Triathlon Union (ITU) como único cuerpo dirigente del deporte del Triatlón. En 1994 el COI incorpora al triatlón en los Juegos Olímpicos de Verano y debuta en los Juegos Olímpicos en Sídney 2000. ([ITU, 2016](#)).

El organismo regulador de este deporte a nivel internacional, es la ITU. Bajo sus órdenes se encuentra la federación europea de triatlón (ETU) y, a menor escala, las nacionales. Actualmente hay más de 120 federaciones nacionales afiliadas a la ITU ([ITU, 2016](#)).

I.1.2. TRIATLÓN EN ESPAÑA:

El primer dato conocido en España relacionado con el triatlón se dio en Castro-Urdiales (Cantabria), con una prueba de ciclo-nata-cross en 1963. En 1984 se organizó la primera prueba con el orden secuencial actual, y tuvo lugar en Guadalajara, Castilla la Mancha. ([Federación Española de Triatlón, 2016](#)).

En 1989, se crea la Comisión Nacional de Triatlón, respaldada por la Federación Española de Pentatlón moderno. Actualmente, la regulación depende de la Federación Española de Triatlón (FETRI) y del Consejo Superior de Deportes (CSD). La Federación de Triatlón de la Comunidad Valenciana se encarga de la gestión autonómica.

El crecimiento que ha experimentado el triatlón queda evidenciado por la exponencial expansión tanto en el ámbito nacional como internacional.

Analizando los datos cuantitativos del Triatlón en España del año 2015, encontramos que las licencias federativas alcanzaron el máximo histórico con 29.739. En los últimos 10 años el triatlón ha pasado de tener 7.061 a aumentar más de un 400% sus afiliados oficiales a este deporte. En cuanto al ranking de licencias deportivas por comunidades, la Valenciana se sitúa en el tercer puesto con 3.834, superada únicamente por Madrid con 4.003 y Cataluña con 5.386. Respecto a clubes federados, este deporte ha ascendido hasta alcanzar el puesto número 10 de 66 deportes censados en territorio español ([CSD, 2016](#)). Estos datos resaltan la relevancia que ha tomado este deporte convirtiéndolo en más que un deporte, en un estilo de vida ([Vleck y cols., 2013](#)). La Comunidad Valenciana ocupa también el tercer

puesto de clubes asociados al triatlón (164 clubes), por detrás de Cataluña con 198, y superado también por Andalucía por únicamente 4 clubes más (CSD, 2016).

I.1.3. CARACTERÍSTICAS GENERALES Y MODALIDADES DEL TRIATLON:

La diversidad de distancias de competición hace que el triatlón encaje en el perfil de gran variedad de deportistas de todas las edades. A continuación, se explican las distancias de las competiciones reguladas por la ITU (tabla 1).

<i>DISTANCIA</i>	<i>NATACIÓN</i>	<i>CICLISMO</i>	<i>CARRERA A PIE</i>
<i>Sprint</i>	750m	20km	5km
<i>Olímpico</i>	1500m	40km	10km
<i>Media distancia</i>	1900m a 3000m	80km a 90km	20km a 21km
<i>Larga distancia</i>	3800m a 4000m	120km a 180km	30km a 42,2km

Tabla 1 Distancias de competición reguladas por la ITU (ITU, 2015)

La prueba de Triatlón de distancia Sprint (0,75 Km, 20 km, 5 km) es la más corta de las pruebas que se disputan en este deporte, pero la más desarrollada a nivel popular y categorías inferiores como cadetes (15-17 años) y junior (18-19 años) (FETRI, reglamento 2016).

CARACTERÍSTICAS DE CADA SEGMENTO:

Segmento de Natación:

La natación se realiza en aguas abiertas (mares, océanos, pantanos, lagos o ríos). Unas boyas delimitan el recorrido establecido, habitualmente de 750 metros a completar en 2 vueltas. El estilo es de elección libre. La utilización del traje de neopreno dependerá de la temperatura del agua. El reglamento de competición de la FETRI (FETRI, reglamento 2016) establece que entre 14 y 20°C será de libre elección su uso y por debajo de 14°C será obligatorio

Segmento de ciclismo:

El circuito está delimitado y protegido de otros vehículos. Se suele realizar en forma de circuito alrededor de una zona denominada área de transición a la que sólo pueden acceder los participantes. El perfil orográfico del segmento es diferente en función de la organización de la prueba, puede tener o no dificultades montañosas, pero nunca suele haber puertos largos de montaña. Esto diferencia completamente la preparación y disputa de las pruebas (FETRI, reglamento 2016).

El “drafting” o “ir a rueda” se aplica en el segmento de ciclismo y se caracteriza por circular en una posición justo detrás sin apenas espacio entre la rueda trasera de triatleta que circula delante y la rueda delantera del que le sigue. Esta posición es muy ventajosa porque supone un gran ahorro energético debido a la disminución de la resistencia al avance que provoca la succión generada por el triatleta colocado delante (McCole, Claney, Conte, Anderson & Hagberg, 1990). En las pruebas de corta distancia (Sprint y Olímpico) está permitido el “drafting”, mientras que las de Larga Distancia (Doble Olímpico, Larga Distancia y el Ironman) no, para evitar esta ventaja táctica y poder centrarse en las cualidades físicas como principal estrategia competitiva.

Segmento de carrera a pie:

Es un circuito delimitado, y por norma general cerrado al tránsito de viandantes. Se suele disputar normalmente sobre asfalto y con varios puntos de avituallamiento para que los triatletas puedan tomar alguna bebida en su tránsito.

Transiciones:

El área de transición o box es un espacio cerrado donde tienen lugar las transiciones, pudiendo existir una o dos áreas de transición, de natación a ciclismo (también llamada T1) y de ciclismo a carrera a pie (o T2). Por orden cronológico el triatleta sale del agua y se dirige a la T1 descalzo por una alfombra, hasta el puesto asignado con su número donde están sus objetos deportivos personales. En ese momento se desprende del gorro de natación, las gafas y el neopreno, si lo lleva. Seguidamente debe ponerse el casco como material obligatorio dentro del box y todos los objetos que vaya a necesitar durante el segmento ciclista. Debe salir de la zona de transición con la bicicleta a su lado y montar en ella en la línea de salida donde se encuentre el juez que le permita subirse en ella y poder comenzar el circuito. Durante la T2, se desmonta de la bicicleta en la línea de entrada al área, la deja en

el soporte habilitado, se quita el casco y se coloca las zapatillas de correr, en el menor tiempo posible. Los triatletas profesionales son capaces de realizar la transición en tiempos menores a 8 segundos (Sleivert & Rowlands, 1996).

Durante toda la prueba no está permitido que el deportista reciba cualquier tipo de ayuda externa, obligando al participante a solventar él mismo los problemas técnicos que pudiera tener durante la prueba como cualquier pinchazo o avería.

I.2. FACTORES DE RENDIMIENTO EN EL TRIATLÓN:

El rendimiento del deporte de triatlón se ha relacionado con factores biomecánicos y fisiológicos (García, Díez, Rodríguez, Larrazabal, Galceano & Villa 2009). Los componentes deportivos que intervienen en el éxito de una competición según Ehlenz, Grosser & Zimmermann, son las condiciones físicas básicas, técnicas, psíquicas y las capacidades cognitivo-tácticas entrelazadas sinérgicamente entre sí y con las condiciones externas (Ehlenz y cols., 1990). Las capacidades ergogénicas individuales combinadas con la técnica que posea el atleta influyen de manera significativa en el rendimiento del triatleta. Los componentes de carga interna más estudiados en este tipo de deportistas son la frecuencia cardíaca, el consumo de oxígeno, el umbral anaeróbico y la producción de ácido láctico. Añadidas a estas variables, se encuentran los componentes de carga externa como la distancia recorrida, y el tiempo invertido, además de la capacidad motora necesaria para realizar adecuadamente el gesto deportivo (Cejuela, 2008).

El triatlón es un deporte predominantemente de resistencia, determinado por la capacidad aeróbica del organismo (Bentley, Millet, Vleck, McNaughton & Lars, 2002). Los tipos de resistencia varían según el momento de la competición;

- La resistencia anaeróbica láctica, se emplea en momentos marcados como la salida, los cambios de dirección y ritmo de todos los segmentos (salidas de boya, rotondas y conos indicativos), transiciones, y llegada a meta (Cejuela, Pérez, Villa, Cortell & Rodríguez, 2007).
- La resistencia aeróbica, prácticamente en los límites del umbral, se utiliza durante el transcurso de la prueba en los tramos largos. El sistema motor utiliza como sustrato energético las reservas de glucógeno para movilizar el 70-80% de las fibras musculares rojas, y el 20-30% de las fibras blancas (Cejuela y cols., 2007).

Ambas resistencias están supeditadas al consumo máximo de oxígeno (VO_2max), documentado como un factor esencial en el rendimiento (Millet & Vleck, 2000; Sleivert & Rowlands, 1996; Dengel, Flynn, Costill & Kirwa, 1989). El incremento de la demanda de oxígeno muscular ha sido identificado como una causa parcial del incremento del coste energético, siendo este un hecho predictivo de aparición temprana de fatiga.

Para minimizar el coste energético durante la actividad física, el papel de la técnica propia en cada deporte es fundamental, ya que este sincronismo muscular interviene directamente sobre los otros factores deportivos, traducidos en una mejor aerodinámica, una prevención de lesiones y un refuerzo positivo psicológico (Estela, García-Fojeda & Válios, 1997). A su vez, modificaciones mecánicas durante el entrenamiento o la competición podrían ser desencadenadas por medio de la fatiga muscular (Candau, Belli, Millet, Georges, Barbier & Rouillon, 1998).

La mejora de los resultados cada vez está más condicionada a la mejora de parámetros antropométricos de los deportistas. Mejoras de tipo biológico sobre todo relacionadas con la fuerza muscular y mejoras de tipo técnico. Además del control de otras variables como las psicológicas (Estela y cols., 1997).

Una parte fundamental de la ciencia aplicada al deporte ha ido encaminada al desarrollo de la técnica en los distintos segmentos ya que una buena eficiencia energética, conocida como la relación entre energía gastada y trabajo realizado, supone una ventaja respecto al contrincante. Estudios realizados en ciclismo, sugieren que al modificar el patrón de movimiento puede haber un incremento en la potencia (García y cols., 2009). Por otro lado, el estilicrol en el ámbito de la natación ha experimentado a lo largo de los años un descenso significativo en los tiempos de competición. Esto evidencia el incremento del rendimiento deportivo mediante al análisis biomecánico del gesto técnico (Llana, Quesada, Soriano & Cuevas, 2016).

La eficiencia energética depende, además, de la aplicación de la ventaja biomecánica que supone la correcta técnica, y cuando existen fallos en su desarrollo puede llevar a la pérdida de energía en competición, y prolongado en el tiempo, lesiones por sobrecarga o adaptativas.

I.3. LESIONES RELACIONADAS CON LA BIOMECÁNICA EN TRIATLÓN.

Las diferencias del entrenamiento físico y psicológico entre modalidades puede tener impacto en el alcance, distribución y gravedad de las lesiones relacionadas con estos grupos pero actualmente existe escasa evidencia que incluya datos comparativos sobre la prevalencia de lesiones en triatlón analizados en profundidad (Vleck y cols., 2013) y la evidencia existente presenta limitaciones metodológicas como definición de la lesión, diferenciación inadecuada de los grupos de estudio de sujetos por edad, sexo, capacidad, la experiencia, la especialización o la distancia (O'Toole, Miller & Hiller, 2001; McHardy, Pollard & Fernandez 2006; Gosling, Gabbe & Forbes, 2008).

Pese a estas limitaciones, parece ser que en la distancia sprint y olímpica, las contusiones y abrasiones son las más comunes durante la competición (Gosling, Forbes, McGivern & Gabbe, 2010), siendo los calambres y la deshidratación las más habituales en larga distancia (Rimmer & Coniglione, 2012; Vleck y cols., 2013; Gosling y cols., 2008).

Respecto a las características de las lesiones, las producidas por sobreuso son más comunes en entrenamiento en una proporción de 3:1 respecto a las agudas (Wilk, Fisher & Rangelli, 1995). Las lesiones por sobreuso se dan en mayor porcentaje en la extremidad inferior (Egermann, Brocai, Lill & Schmitt, 2003; Korkia, Tunsall & Maffulli, 1994; Vleck y cols., 2013, Migliorini, 2011). La carrera, según algunos estudios (Bertola Sartori, Corrêa, Zotz & Gomes, 2014), es donde mayor incidencia de lesiones se encuentra con un 79% frente al 16% en ciclismo y 5% en natación. Dentro de la carrera, la rodilla parece ser la parte anatómica más afectada afectando entre el 25% y 43% de los triatletas encuestados (Andersen, Clarsen, Johansen, & Engebretsen, 2013 y Vleck y cols., 2013). Estos datos tomados como referencia se recogen de distintas regiones, con condiciones climáticas distintas en cada estudio. Actualmente no existen datos sobre la incidencia de lesiones en triatletas en España.

En el deporte en sí, la continuidad de los segmentos tiene una repercusión biomecánica funcional y se ha comprobado que puede haber alteraciones en la cinemática de la carrera después del ciclismo asociándose con cambios en la economía de la carrera (Bonacci, Green, Saunders, Blanch, Franettovich, Chapman y cols., 2010), llevando a probables lesiones por sobreuso, si este patrón alterado se mantiene en el tiempo.

Los mecanismos potenciales de desarrollo de las lesiones, incluyendo las causas o exacerbaciones, podrían deberse a las exigencias del entrenamiento cruzado (Spiker, Dixit & Cosgarea 2012; Bales & Bales, 2012a) pero la mayoría de artículos son discusiones sin valoración crítica, basados en fisiología teórica o investigación en laboratorio. El entrenamiento cruzado, consiste en diferentes cargas de entrenamiento aplicadas de distinta forma de trabajo muscular en diferente medio y contribuyen a una mejora de la condición física y perceptivo-motriz (Cejuela, 2008). La mayoría de estudios relacionados con el entrenamiento cruzado se han realizado en poblaciones de deportistas recreativos (Tanaka, 1994). Sin embargo, la mayor probabilidad de lesión mediante las transferencias se da en categoría elite, grupos de edad jóvenes y atletas que provienen de deportes como la natación y ciclismo (Migliorini, 2011; Spiker y cols., 2012; Bales & Bales, 2012b). Como observan repetidos autores en sus respectivos estudios sobre la transición ciclismo-carrera a pie, tras un segmento de bici de intensidad submáxima en un periodo de tiempo corto, al empezar la carrera se producen evidentes cambios de patrones de movimiento en el plano sagital en el 33% de los triatletas, con una duración de hasta 5 minutos (Bonnaci, y cols., 2010). Otros autores observan que en triatletas elite las transferencias cruzadas se producen entre el ciclismo y la carrera a pie, pero no entre la natación y el ciclismo. (Millet, Candau, Barbier, Busso, Rouillon & Chatard, 2002).

Aunque según la evidencia, la carrera es el segmento más lesivo en el triatleta (Bertola y cols., 2014), existen escasos estudios sobre las posibles causas de lesión desde el punto de vista biomecánico durante este segmento, ya que la mayoría de los estudios han sido descriptivos, mediante cuestionarios pasados a los triatletas. No se ha encontrado bibliografía que analice causas biomecánicas de las lesiones encontradas tras los resultados obtenidos mediante los cuestionarios. Tampoco existen estudios donde se investigue la cronología y el alcance real de las lesiones relacionadas con el triatlón.

Actualmente, y por el número creciente de lesiones en la gente que practica deportes de fondo, el estudio de la técnica o gesto técnico para detectar las posibles alteraciones en los patrones biomecánicos es una herramienta utilizada en centros de tecnificación o clínicas especializadas.

I.4. BIOMECÁNICA DEL GESTO TÉCNICO.

Para llegar a conseguir una optimización de la técnica una herramienta de evaluación útil es la biomecánica. Además, su utilidad se amplía en el campo de la motricidad humana para el estudio y prevención de los mecanismos lesionales, así como de la optimización del rendimiento de los deportistas. El análisis biomecánico está encaminado a detectar patrones erróneos de movimiento, a reeducarlos para conseguir una correcta técnica, y a la vez corregir de forma consciente el movimiento erróneo lesivo o que pueda suponer una desventaja energética (Estela y cols., 1997).

Su clasificación en el ámbito deportivo se podría distinguir en biomecánica interna, que estudia las sollicitaciones mecánicas a que se ven sometidos los diferentes tejidos, y sus consecuencias; y biomecánica externa que analiza los cambios en las posiciones espaciales de los diferentes segmentos corporales en el tiempo. Ambas tienen una incidencia directa sobre el gesto deportivo y, por tanto, sobre su patología, prevención y su tratamiento (Estela y cols., 1997).

Debido al aumento de participación recreacional o competitiva en el triatlón, también ha ido asociado un aumento de lesiones (Shaw, Howat, Trainor & Maycock cols., 2004). La literatura sugiere una relación lineal entre los patrones de entrenamiento y las lesiones, sobretodo en triatletas *amateur* debido al nivel bajo de entrenamientos o demasiado alto no adaptado o planificado de forma individualizada (Shaw y cols., 2004). La necesidad de un plan de entrenamiento adecuado a sus características y supervisando la correcta biomecánica del gesto deportivo, especialmente en bicicleta y carrera a pie, puede prevenir las lesiones por sobreuso producidas por un gesto incorrecto y/o un aumento de carga que el cuerpo no es capaz de asimilar (Shaw y cols., 2004).

Actualmente gran parte de los estudios referentes al triatlón se centran en la incidencia de lesiones causadas en su práctica, las implicaciones que pueden tener los hábitos de entrenamiento, la nutrición o el componente psicológico (Houston, Dolan & Martin, 2011), pero se desconocen los patrones biomecánicos de los triatletas. Se han investigado estos gestos técnicos de forma aislada en cada uno de los deportes que lo componen asociados a los atletas que lo practican, pero se desconoce cómo estos patrones varían en los triatletas. Bonacci y cols. demostraron que los patrones de movimiento en la transición del segmento de ciclismo a la carrera a pie quedan alterados a nivel neuromuscular (Bonacci y cols. 2010). En triatlón, existe evidencia de la influencia que tiene la natación sobre el ciclismo (Laursen, Rhodes & Langill, 2000), sin embargo, la consecuencia fisiológica más estudiada es

el efecto directo que tiene el ciclismo sobre el control neuromuscular en la carrera, independientemente de la fatiga (Chapman, Vicenzino, Blanch, Dowlan, Hodges, 2008). Incluso en triatletas veteranos y altamente entrenados existe un reclutamiento muscular alterado tras el ciclismo, a pesar de los años de práctica. Se han documentado fracturas de estrés tibial por sobreuso posiblemente asociadas al aumento de carga de hueso relacionadas por un control neuromuscular alterado (Chapman, Vicenzino, Blanch, Knox, Dowlan y cols., 2008). Por tanto, no debe considerarse la biomecánica del gesto deportivo en triatlón de forma aislada o en deportistas que practican exclusivamente cada deporte. Para identificar los patrones motores o alterados hay que conocer antes los gestos considerados como normales en cada segmento deportivo y observar cómo varían de los adquiridos mediante el triatlón.

I.4.1. NATACIÓN Y CINEMÁTICA

La natación es un tipo de locomoción ontogenético, que ha experimentado constantes mejoras a lo largo de los años para aumentar su velocidad (Llana y cols., 2013). La natación implica un patrón de movimientos coordinados dentro de una tarea motriz y además una habilidad motora que permita maximizar la fuerza propulsiva a la vez de minimizar las fuerzas de resistencia que ejerce el agua sobre el nadador (Pink, Edelman, Mark & Rodeo, 2011).

Pese a que en triatlón en este segmento se puede utilizar el estilo que elija el triatleta, normalmente se utiliza el estilo crol, ya que es el que mayor velocidad proporciona.

El gesto técnico busca una posición horizontal para reducir la resistencia del agua al avance. La posición del cuerpo debe estar coordinada dentro del agua mediante la patada, la brazada y la respiración.

El ciclo de brazada está formado por 2 fases: El momento de tracción, considerada la fase subacuática del gesto (Pink y cols., 2011), donde se producen las fuerzas propulsivas mediante la aducción y rotación interna del hombro junto con la flexo-extensión de codo; y la fase de recuperación o recobro, que se limita a posicionar el brazo en el punto partida, con los movimientos de abducción y rotación externa del hombro, flexo-extensión de codo (Llana y cols., 2013).

Al ser un deporte cíclico, se asumirá que el punto de partida o entrada al agua coincide con el final del recobro tal y como se muestra en la figura 1 (Schleihauf, 1974).

La fase subacuática, comienza con la tracción en sentido curvilíneo con velocidad ascendente, aprovechando la inercia del brazo que ha entrado en el agua. La mano realiza una flexión palmar y desviación cubital de muñeca con el brazo aún en extensión, contribuyendo a la propulsión anterior del cuerpo mientras el brazo contralateral termina su fase de tracción subacuática (Maglischo, 2003). El codo se flexiona gradualmente hasta llegar a 90° de flexión con una rotación interna de hombro, mientras la mano acompaña en la misma dirección. El otro brazo se encuentra en fase de recobro (Maglischo, 2003).

A partir de entonces comienza la fase de propulsión en sentido diagonal. La mano realiza extensión palmar y una desviación cubital con el brazo en pronación, combinado con la extensión de codo y de hombro, en dirección a la superficie, alcanzando su máxima aceleración. Esta fase es la de mayor fuerza propulsiva en la brazada. El final de la propulsión finaliza con los dedos rozando del muslo.

La fase de reciclaje, sitúa al brazo en posición adecuada para iniciar la siguiente brazada. Puede ser con el codo elevado para potenciar la fuerza y evitar la desalineación con el cuerpo (Pink y cols., 2011).

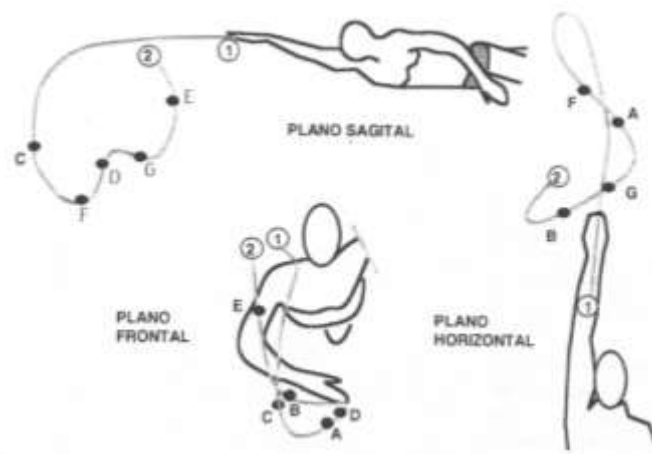


Figura 2. Gráfica de la proyección en los tres planos de la trayectoria de la mano en el estilo crol siendo 1) la entrada de la mano en el agua y 2) el punto de salida (según Schleihauf, 1974).

El recobro se realiza con el brazo dentro del agua. El codo en extensión desde la superficie comienza de nuevo la flexión, de forma relajada, combinando con

extensión de hombro hasta el momento en el que ambas articulaciones se sitúan en el mismo plano, horizontal, situando la articulación del codo sobre del hombro. En este punto se iniciará el movimiento inverso, con flexión de hombro y extensión de codo y pronación de muñeca con ligera flexión palmar para prepararse para la entrada al agua. El movimiento debe ser lo más lineal posible para disminuir las fuerzas laterales y verticales que puedan perturbar la alineación corporal (Toussaint Hollander, Van den Berg & Vorontsov, 2000).

En cada ciclo de brazada se realizan entre 6 y 8 patadas en un plano vertical con un pequeño componente oblicuo (Arellano, 1992), dotándolas de una función estabilizadora del cuerpo además de ayudar a la propulsión disminuyendo, por tanto, la resistencia del agua (Counsilman, 1968).

La respiración coordina la brazada del miembro superior y la patada del miembro inferior. Se produce antes de la entrada del brazo, la hemicara contralateral está sumergida en el agua, eliminando así una resistencia adicional en el avance; la cabeza y el cuerpo giran hacia un mismo lado. El punto máximo de inspiración coincide con el punto más alto del hombro que recobra. Cuando el contacto de la mano se adentra en el agua al final del recobro, el cuerpo retorna a una posición ventral neutra, mientras el otro hemicuerpo comienza este movimiento.

I.4.2. CICLISMO Y CINEMÁTICA

El ciclismo es un deporte complejo de carácter cíclico cuyas condiciones biomecánicas dependen en gran medida del binomio ciclista-bicicleta (Burke & Pruitt, 2003). La acción muscular es predominantemente concéntrica (Kautz & Neptune, 2002) en cadena cinética cerrada (Bini & Diefenthaler, 2009), aunque también se ha evidenciado un componente excéntrico que demuestra la existencia del almacenamiento elástico de energía (Hull & Hawkins, 1990; Bini & Diefenthaler, 2009).

Debido a que el gesto biomecánico en el plano sagital se realiza de forma automatizada, una posición incorrecta del triatleta o un cambio de unos pocos milímetros en alguna medida individual de la bicicleta puede alterar el rendimiento del deportista, o bien se puede traducir en una lesión crónica (Bini, Tamborindeguy & Mota 2010; Olivito, 1986). La altura del sillín ha sido una variable muy estudiada, observando que una modificación en la posición y ángulo del mismo puede repercutir en aplicación de fuerzas combinadas con la cadencia y llevar a una alteración en el

rendimiento y favorecer la aparición de lesiones (Bailey, Maillardet & Messenger, 2003; Bini & Diefenthaler, 2009; Miller & Berry, 2010; Mellion, 1991).

El ciclo de pedalada clásica (Gregor, Broker & Ryan, 1991) está dividido en 2 fases, la de *propulsión o potencia* y la de *recuperación*, aunque otros autores, distinguen 4 fases (Zani, 1998), o incluso 6 (Algarra & Gorrotxategi, 1996). Entre cada fase hay descritos 2 momentos de nominados “Vertical Superior” (VS) a 0°, y el otro a 180° o “Vertical inferior” (VI) (Calvo, 2009).

En la fase de *propulsión* se produce una triple extensión del miembro inferior mediante la transmisión de las fuerzas en el plano frontal, siendo éste el eje de movimiento de la biela. La cadera generará un rango de movimiento entre 43° y 45°. Pasa de una flexión máxima de 62°-80° según los diferentes estudios en la VS, a una ligera flexión entre 17° y 35° en posición de 180° de la biela en la VI (Calvo 2009; Rivero, Ferrer, Ogueta, Rodríguez y García, 2013; García y cols., 2009). La rodilla es la articulación que proporciona mayor rango articular en la pedalada, entre 73.8°-76.8°. Pasa de una flexión máxima de 69.2°-70° en la VS a una extensión de 143°-147° en la VI (Calvo 2009 & Rivero y cols., 2013; García y cols., 2009). La máxima extensión registrada es de 155° de (Zani, 1998). El tobillo se sitúa entre 15° y 18.4° de rango dinámico (Calvo 2009 & Rivero y cols., 2013; García y cols., 2009). Realiza una flexión dorsal situándolo entre los 90° y 118° (Calvo 2009) y una flexión plantar máxima de 136.8° (Rivero y cols., 2013; García y cols., 2009).

En la *recuperación*, la pierna se prepara para la siguiente fase de *potencia*, en la que se asume un descanso relativo para los músculos agonistas de la propulsión (Rivero y cols., 2013).

En los ejes transversos y frontal también se producen movimientos, aunque de mucho menor calibre. La extensión de rodilla durante la *propulsión*, aumentará el ángulo Q, debido a la acción de los aductores desvía hacia medial la rodilla, dado que la cadera y los pies permanecen en distancias fijas respecto a la bicicleta (Sanner & O'Halloran, 2000).

En ciclismo, al igual que en la carrera, el miembro inferior es el ejecutor principal del gesto deportivo. Sin embargo, en ambos gestos deportivos, el resto del aparato locomotor genera movimientos importantes para el equilibrio de la cadena ascendente (Calvo, 2009).

Los movimientos de tronco limitan el balanceo de desestabilización producido en la pelvis por las fuerzas generadas a nivel inferior (Zani, 1998).

El cuello y la cabeza no ejercen movimientos propulsivos, pero si tienen un papel estabilizador; Se han descrito movimientos de flexo-extensión de la columna cervical, movimientos oscilantes respecto al plano longitudinal del cuadro y movimientos de balanceo de la nuca y de la cabeza (Calvo, 2009).

Las extremidades superiores tienen la principal función de evitar la caída del cuerpo hacia delante, dirección del manillar, amortiguación de las vibraciones transmitidas, así como movimientos de tracción y empuje alternando y sincronizando las fases de pedalada, principalmente en desniveles positivos (Calvo, 2009).

I.4.3. CARRERA A PIE

I.4.3.1 CICLO DE CARRERA:

El ciclo de carrera es la unidad básica de medida de la carrera.

La forma de interpretarlo más extendida se realiza tomando como referencia las divisiones de las fases de la marcha y adaptarlos a la carrera (Novacheck, 1998).

El ciclo de la carrera está compuesto por 2 fases relacionadas: 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 (Novacheck, 1998), 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 (figura 2).

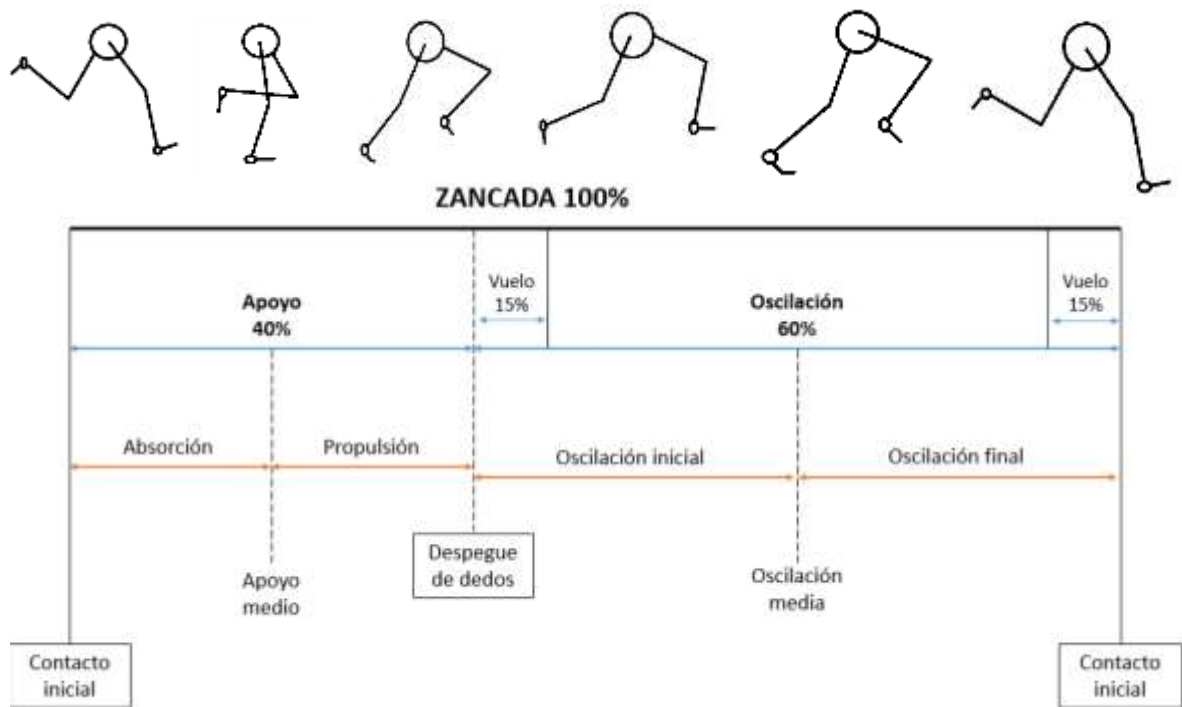


Figura 2. Ciclo de zancada en la carrera a pie. La imagen superior se correlaciona con el esquema inferior. La fase de apoyo consta de un periodo de absorción de la energía hasta el apoyo medio y una segunda fase de propulsión que concluye con el despegue de dedos.

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 conocido 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). Las implicaciones cinéticas y cinemáticas se verán en los apartados correspondientes.

Entre el contacto inicial y el despegue de los dedos al final de la fase de apoyo existe una subfase denominada como apoyo medio, que 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 de dedos, 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 (Novacheck, 1998). Este periodo se da 2 veces por ciclo, una al principio y otra al final de oscilación (Ounpuu, 1980). Siendo característica más significativa de este ciclo respecto a la marcha, ya que dicha fase de vuelo 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, los cambios de contacto inicial se trasladan del retropié al mediopié, por el ahorro energético que supone (Novacheck, 1998). Normalmente, esto marca la diferencia entre correr y esprintar, los velocistas de élite realizan un contacto inicial con la parte delantera del pie, siendo muy difícil el apoyo talonar o incluso del mediopié.

La fase de oscilación concluye en el momento donde la extremidad contacta de nuevo con el suelo, iniciando la fase de apoyo.

En la carrera a pie, desde un punto de vista energético, el rendimiento depende de:

- La producción energética del triatleta, que está ligada al perfil fisiológico individual como el volumen del corazón, masa muscular o composición de fibras (Cala-Mejías, 2009).
- La eficacia con la que estos elementos transforman la energía en movimiento. El perfil biomecánico adquiere importancia en este punto, y está determinado por las características antropométricas (Cavanagh & Kram, 1989), flexibilidad (Nelson, Kokkonen, Eldredge, Cornwell & Glickman-Weiss, 2001), la función neuromuscular (Paavolainen Nummela & Rusko, 1999), la distribución de las fibras musculares (Kyröläinen, Finni, Avela & Komi, 2003), desarrollo de determinados patrones de movimiento (Anderson, 1996), por el aprendizaje, adaptaciones al entrenamiento e historial de lesiones (Slawinski & Billat, 2004).

El rendimiento en triatletas con un buen patrón técnico biomecánico, se puede ver influido por el nivel de fatiga metabólica (Cala-Mejías, 2009), sin embargo,

la economía de carrera se verá afectada si el desarrollo motor está alterado, ya que está íntimamente relacionada con los patrones cinéticos y cinemáticos del individuo.

Una buena técnica tiene un efecto positivo sobre la eficiencia de la carrera, mediante la adquisición de una longitud de zancada libre mejorada (Cavanagh 1982; Kyröläinen y cols., 1999; Kyröläinen, Belli & Komi, 2001). También se observan factores de economía energética como una menor oscilación vertical del centro de masas (COM) (Williams & Cavanagh, 1987) y una mayor flexión de rodilla. El pico de fuerzas de reacción disminuirá asociado a un mejor aprovechamiento de energía elástica (Anderson, 1996).

La técnica también ha demostrado un cambio biomecánico en el pie, confiriéndole menor rango de movimiento y, por tanto, mayor velocidad angular de flexión plantar en el despegue (Cavanagh, 1986 & 1987), y menor tiempo de contacto en el suelo (Paavolainen, Hakkinen, Hamalainen, Nummela & Rusko, 1999). La economía energética está asociada a una menor amplitud de braceo (Williams & Cavanagh., 1987; Arellano & Kram, 2011).

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-Mejias, 2009).

Se encuentran diferencias relativas al coste energético y longitud de zancada según el género. En mujeres el coste energético es mayor (Bhambhani & Singh, 1985). La literatura demuestra que los factores biomecánicos responsables relacionados con el género femenino pueden ser un porcentaje de grasa mayor (Cureton & Sparling, 1980), un aumento del desplazamiento vertical del cuerpo (Nelson, Brooks & Pike, 1977) y menor capacidad de almacenamiento de energía elástica (Aura & Komi, 1986). La mayor frecuencia de zancada se ha relacionado al ensanchamiento del diámetro pélvico, que aumenta la oblicuidad del fémur creando una menor longitud de pierna respecto al suelo y, por tanto, mayor frecuencia de zancada y ángulo de despegue (Nelson y cols., 1977).

La edad es otro factor a tener en cuenta, atribuyendo una peor economía de zancada en niños por su estatura, la longitud de zancada menor (Daniels, Oldridge, Nagle & White, 1978) o la peor capacidad de los tendones a almacenar energía elástica debido a su pleno desarrollo (Shadwick, 1990).

También a edad avanzada existen cambios en el sistema músculo-esquelético, como una mayor rigidez en las articulaciones y reducción de la función

en la unión músculo-tendinosa del tríceps sural y cuádriceps femoral (Karamanidis, Arampatzis & Bruggemann, 2003). Se sabe relativamente poco sobre los patrones movimiento en corredores de edad avanzada y los resultados no son concluyentes, pero ha sido demostrada una mayor frecuencia de zancada y una menor longitud (Fukuchi & Duarte, 2008), además de un menor rango de movimiento de rodilla tanto en flexión como en extensión (Conoboy & Dyson, 2006; Karamanidis y cols., 2003). Otros estudios sobre corredores de más edad (55 a 65 años) no muestran diferencias con respecto a los corredores adultos jóvenes en la cinemática de la región del tobillo, pero se encuentra una mayor flexión de rodilla en el contacto inicial, un mayor pico de fuerza en el impacto, y una tasa de carga inicial más alta (Bus, 2003). Otros autores han encontrado en corredores de edad avanzada una dorsiflexión máxima de tobillo en el contacto inicial un 10% antes que en jóvenes (Fukuchi y cols. 2008).

La realización de las pruebas en pista o en tapiz rodante también pueden aportar resultados en las pruebas que no reproducen situaciones reales, como la variable “resistencia del viento”. Esto puede suponer un problema sobretodo en test relacionados con el coste energético de los deportistas (Pugh, 1970). Otras comparaciones centradas en la cinemática en ambos escenarios observaron ángulos similares en el patrón de apoyo, con una disminución de la dorsiflexión de tobillo en tapiz rodante (Nigg, Boher & Fisher, 1995; Fellin, Manal & Davis 2010). Schache examinó el complejo lumbopélvico y encontró una menor flexión de cadera asociada a un mayor pico de extensión en tapiz rodante (Schache, 1999).

La aportación científica sobre factores biomecánicos relacionados con la economía de carrera es mucho menor en comparación con los factores fisiológicos, atribuido a la variación individual de los sujetos. Williams & Cavanagh encontraron diferencias en 21 variables cinéticas y cinemáticas relacionadas con la fatiga (Williams & Cavanagh, 1987), sin embargo, sigue siendo un tema donde no hay un consenso claro. Han sido investigadas la velocidad (Daniels, 1985) y su relación con la longitud y frecuencia de zancada (Mero & Komi 1992), y a su vez con la estructura y elasticidad muscular (Mero & Komi, 1986).

La longitud de zancada ha demostrado ser más económica al elegir libremente la velocidad, y provoca una mayor eficiencia mecánica (Williams & Cavanagh, 1987; Squadrone & Gallozi, 2009). Con un estado de fatiga se produce un descenso de la longitud de zancada (Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger & Isakov, 1998).

Se ha observado que una técnica con una ligera inclinación anterior del tronco en grupos de corredores, mejora la economía de carrera (Cavanagh, 1987).

Respecto al tiempo de contacto del pie existe una falta clara de evidencia, hay estudios que sugieren que un mayor tiempo de contacto tiene relación con una economía de carrera pobre (Williams & Cavanagh, 1987). Pero sí es cierto que un menor tiempo de contacto y un aumento de la frecuencia de zancada están relacionados con la función neuromuscular (Dietz, Schmidtbleicher & Noth, 1979) además de un desplazamiento angular menor del tobillo y rodilla en la fase de frenado (Kyröläinen y cols., 2001).

Las fuerzas aplicadas en la fase de apoyo condicionan los tiempos de contacto y vuelo. Los corredores más rápidos aplican una mayor fuerza en cada contacto con el suelo (Weyand, Sternlight, Bellizzi & Wright, 2000).

Respecto al braceo, los corredores más eficientes presentan un movimiento de brazos de menor amplitud (Williams y cols., 1987).

I.4.3.2 CINEMÁTICA EN LA CARRERA A PIE:

Los gráficos cinemáticos consideran las curvas que describen el movimiento angular. No se tienen en cuenta los valores máximos en grados de movimiento ya que dependen del nivel de entrenamiento del atleta y su velocidad (Novacheck, 1998).

Toda la bibliografía toma como referencia los movimientos angulares producidos en los distintos planos con sistemas optoelectrónicos o visuales. La mayor parte de literatura científica se centra en analizar la cinemática articular del tobillo, rodilla y cadera (Kadaba, Ramakrishnan & Wooten, 1990; McClay & Manal, 1998; Williams & Cavanagh, 1985; Leskinen, Häkkinen, Virravirta, Isolehto, & Kyröläinen, 2009; Fukuchi y cols., 2008; Hanley, Smith & Bissas, 2011; Sinclair, Richards, Taylor, Edmundson, Brooks, & Hobbs, 2013; Kyröläinen y cols., 2005). Son pocos estudios los que se centran en la pelvis (Bickham, Young, & Blanch, 2000; Cairns, Burdett, Pisciotta, & Simon, 1986; Novacheck, 1995; Ounpuu, 1990; Schache, Blanch, & Murphy, 2000) y el tronco (Carlson, Thorstensson, & Nilsson, 1988; Elliott & Blanksby, 1979; Thorstensson, Carlson, Zomlefer, & Nilsson, 1982; Thorstensson, Nilsson, Carlson, & Zomlefer, 1984).

Los principales movimientos durante la carrera se dan en el miembro inferior y tronco. El vaivén en el miembro superior tiene una función estabilizadora y compensadora de las reacciones de los apoyos del cuerpo (Lorente, 2004), y por tanto la mayoría de la literatura se centra en las piernas.

También se han descrito estudios que analizan el complejo lumbopélvico como unidad funcional debido a las relaciones musculares y a la transmisión de fuerzas que componen la carrera y tanto en el rendimiento como en el desarrollo de lesiones (Dalichau, Scheele, Reissdorf, & Huebner, 1998; Whittle, Levine, & Pharo, 2000; Schache, Blanch, Rath, Wrigley & Bennell, 2002). El aumento del movimiento de balanceo antero-posterior de la pelvis (*tilt*) y la lordosis lumbar se han asociado a una mayor tensión en flexores de cadera y tensión en isquiotibiales (Schache y cols., 2000). Otros estudios han observado un menor rango de rodilla en corredores con dolor de espalda (Hamill, Moses, & Seay, 2009); esto podría ser debido a que la hipomovilidad de una articulación se asocia con hiper movilidad de articulaciones contiguas produciendo una sobresolicitación de tejidos, que, prolongada en el tiempo lleva a dolor y disfunciones funcionales o estructurales (Ricard & Salle, 2003).

Sistemas visuales e inerciales, han probado su fiabilidad en el análisis del complejo lumbopélvico durante la marcha, sin embargo, en la carrera a pie, únicamente Schache realizó un análisis de fiabilidad con sistemas de videografía (Schache y cols., 2002). Todos los parámetros angulares han sido determinados con sistemas visuales otros autores (Novacheck, 1998; Dalichau y cols., 1999; Whittle y cols., 2000), pero no constan estudios en los que se utilicen sistemas inerciales aplicados a la cinemática de la carrera a pie.

En la cinemática articular del segmento lumbo-pélvico no se han estudiado posibles diferencias entre mujeres y hombres. Ferber, McClay, Dorsey & Williams publicaron contrastes en variables cinemáticas de pie rodilla y cadera, según el sexo (Ferber y cols., 2003); sin embargo, estos datos en la pelvis no se conocen durante la carrera a pie.

EL TRONCO:

PLANO SAGITAL: MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

La flexo-extensión de tronco durante la carrera muestra un patrón regular de 2 oscilaciones completas por ciclo de carrera (Ounpuu, 1990; Kadaba, y cols., 1990; Davis & DeLuca, 1996). Todos los estudios han realizado las mediciones angulares respecto a una referencia externa (vertical) (Schache y cols., 1999). En los

estudios realizados hasta el momento para el análisis del tronco durante la carrera sólo se han utilizado sistemas de medición visual en 2D o 3D cuyo desarrollo se realizará posteriormente; pero no existe evidencia científica de mediciones con sistemas inerciales. El ángulo medio de flexión de tronco se sitúa entre 2,4 ° y 13° a velocidades de 2 a 7,4 m/s. (Schache y cols., 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 y cols., 1988; Elliott & Blanksby, 1979). A continuación, vuelve hacia la extensión preparándose para el despegue de dedos. A velocidad lenta la máxima extensión de tronco se produce en el contacto inicial. Si la velocidad aumenta, dicho máximo ocurrirá en el periodo precedente al apoyo, y, por tanto, en contacto inicial el tronco ya habrá comenzado a flexionarse (Thorstensson y cols., 1984).

PLANO CORONAL: MOVIMIENTOS EN ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN.

En el contacto inicial, se produce un desplazamiento angular hacia el lado del apoyo, o antes del apoyo inicial si la velocidad aumenta llegando a su máximo en el apoyo medio. A partir de entonces comienza el movimiento contrario llegando su 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 y cols., 1999).

PLANO TRANSVERSAL: ROTACIÓN INTERNA-ROTACIÓN EXTERNA

Los estudios afirman que la columna rota hacia atrás arrastrada con la extensión de la pierna posterior mientras la columna superior hacia delante en sincronismo con el brazo para mantener el equilibrio (Slocum & James, 1968; Uppal, O'Toole & Dillin, 1996). Todavía no hay estudios que cuantifiquen la rotación lumbar en la carrera.

LA PELVIS:

PLANO SAGITAL: MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

El patrón de movimiento en la inclinación antero-posterior de pelvis o *tilt* (Slocum & Bowerman, 1962) es similar en todas las velocidades, aunque puede haber un leve incremento angular al aumentar la velocidad (Novacheck, 1998). El centro de masas baja y la fuerza horizontal producida en la fase de propulsión se maximiza (Schache y cols., 1999).

En la oscilación, los movimientos sinusoidales de anteversión y retroversión de la pelvis se deben a las fuerzas contralaterales de la fase de apoyo del miembro inferior (Ounpuu, 1990; Novacheck, 1998; Schache y cols., 1999).

El movimiento de la pelvis ha sido estudiado con sistemas optoelectrónicos, en 2D y 3D (Schache y cols., 1999). El *tilt* muestra una curva bifásica por ciclo de carrera, y el rango dinámico medio se sitúa entre 5 y 7° con sistemas visuales (Schache y cols., 1999). Sin embargo, no existe una unificación del rango dinámico en el *tilt*, así como de la rotación y la oblicuidad pélvica según la velocidad. En los trabajos publicados, distintos autores señalan rangos muy variados independientemente que las velocidades coincidan o no, por tanto, no se puede establecer una diferenciación de los rangos dinámicos según dicha variable.

El ángulo medio de la pelvis en el ciclo de carrera se sitúa entre los 15-20° de *tilt* anterior, siendo un punto esencial en los movimientos de oscilación (Schache y cols., 1999). Esto es ligeramente mayor al *tilt* anterior en bipedestación que es de 11° (Levine & Whittle, 1996). Si la velocidad en carrera aumenta, el ángulo medio se desplaza hacia anterior, y el rango dinámico podría sufrir un aumento, pero debe ser mínimo para conservar la energía y mantener la eficiencia de la carrera (Schache, Blanch & Murphy, 2000).

PLANO CORONAL: MOVIMIENTOS EN ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN.

La oblicuidad tiene la función de absorción del golpe y el control suave del ascenso y descenso del centro de gravedad del cuerpo al mismo tiempo (James & Brubaker, 1973). La máxima oblicuidad hacia abajo ocurre en el despegue de dedos, arrastrada por la extensión de cadera (Schache y cols., 2002). Varios autores señalan rangos dinámicos distintos con velocidades similares. Novacheck determinó una oblicuidad de entre 7° y 12° (Novacheck, 1998); en contraposición Mann & Hagy, reportaron amplitudes entre 16° y 22°, pero el abanico de velocidad era mayor (Mann & Hagy, 1980). En trabajo de Cairns y cols. se muestra una media de 15° de oblicuidad durante la carrera a pie a unas velocidades similares a la de los otros autores (Cairns y cols., 1986).

PLANO TRANSVERSAL, ROTACIÓN INTERNA-ROTACIÓN EXTERNA

En el patrón de rotación pélvica, la rotación interna se describirá 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. Los patrones de rotación pélvica son importantes

para economizar la eficiencia energética (Novacheck, 1998). Al igual que en el *tilt* y la oblicuidad, existe una falta de unificación en los rangos.

La pelvis, en este plano, ejerce de pivote entre la contrarrotación de los hombros y las piernas (Novacheck, 1998).

Los análisis cualitativos en 3D de han descrito el patrón de la carrera en este plano, opuesto al de la marcha (Ounpuu, 1990; Novacheck, 1998). En el contacto inicial de la marcha, para aumentar la longitud de zancada la pelvis estará en rotación interna máxima, sin embargo, en la carrera esto no ocurre (Novacheck, 1998; Schache y cols., 1999). De esta forma se maximiza la fuerza de propulsión horizontal y se evita la pérdida de energía potencial (Novacheck, 1998).

En el rango dinámico hay una mayor unificación de resultados, situándolo entre 16° y 18° con los sistemas visuales (Schache, 1999; Novacheck, 1998).

LA CADERA:

PLANO SAGITAL: MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

El movimiento de cadera en este plano ha sido profundamente estudiado, sin embargo, debido a la amplia variedad de metodologías empleadas la representación gráfica de la medición angular puede variar.

La mayoría de estudios en 2D han utilizado el ángulo de segmento para sus mediciones, donde se mide el muslo respecto a la vertical (Elliot y Blanksby, 1979; Williams y Cavanagh., 1986 y 1987; Cavanagh, 1987); o bien con el ángulo articular donde se mide el muslo respecto al segmento adyacente proximal que puede ser la pelvis (Mann, & Hagy, 1980; Mann, Moran & Dougherty, 1986; Novacheck 1998) o el tronco (Mann, Kotmel, Herman, Johnson & Schultz, 2008), obtenido en estudios 3D. Hay estudios que utilizan ambas referencias anatómicas tanto en 2D (Mann y cols., 1986, Mann & Herman, 1985) como en 3D (Novacheck, 1998; Pink, Perry, Houghlum & Devine, 1994). Al encontrarse el tronco en flexión respecto a la vertical, los estudios que miden el ángulo articular tienen mayor flexión y menor extensión que los que lo miden respecto al ángulo del segmento. Para la descripción de la cinemática articular se tomará como referencia el ángulo articular.

El movimiento de la cadera en el plano sagital es curvilíneo. Y los valores máximos se incrementan si la velocidad aumenta. Este hecho produce una mayor longitud de paso (Williams, 1987). A diferencia de la marcha (Davis, 1996), la cadera

comienza el movimiento de extensión durante la segunda mitad de la fase de oscilación para prepararse para el contacto inicial, evitando la excesiva deceleración que podría ocurrir en el momento del contacto inicial si el pie estuviera lejos del COM del cuerpo dirigiendo el vector de fuerza de reacción del suelo excesivamente a posterior (Novacheck, 1998).

Los rangos dinámicos de cadera presentan resultados muy dispares, variando entre 46° (Ounpuu, 1990) y 73° (Novacheck, 1998). La tendencia a este aumento puede deberse al incremento de velocidad (Schache y cols., 1999), sin embargo, estudios muestran un rango dinámico de 42° (Pinky cols., 1994), mientras que otros registraron 73° de amplitud a una velocidad similar (Novacheck, 1998).

PLANO CORONAL: MOVIMIENTOS EN ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN.

El movimiento de aducción de cadera en este plano refleja el movimiento de la pelvis. Es un movimiento casi recíproco combinado con un ligero movimiento de oblicuidad lumbopélvica que minimiza los movimientos de hombros y cabeza. Este es considerado el mecanismo más importante de desacoplamiento entre la intensa actividad del miembro inferior y el tronco y la cabeza (Novacheck, 1998). El resultado es el relativo leve movimiento en el tronco dorsal y cabeza permitiendo que se mantenga el equilibrio (Schache y cols., 1999)

En el apoyo de la pierna, la cadera aduce relativamente hacia la pelvis como mecanismo de absorción. La pelvis se encontrará relativamente estacionada (Schache y cols., 1999). En el segundo tercio del apoyo se inicia el movimiento contrario, con el propósito de añadir espacio libre a la extremidad contralateral que está oscilando hasta el despegue de dedos (Novacheck, 1998). Al rebasar 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 prepararlo a un contacto inicial estable (Ounpuu, 1990).

PLANO TRANSVERSAL, ROTACIÓN INTERNA-ROTACIÓN EXTERNA

Respecto a las rotaciones de cadera no existe un consenso científico, teniendo en cuenta las dos formas de medición de la cadera. En el momento de apoyo se cree que la cadera se encuentra en rotación externa, y durante la absorción de la fase de apoyo va rotando internamente (Mann y cols., 1986). En la fase de propulsión algunos autores defienden la continuidad de la rotación interna (Slocum & James, 1968, Jame & Brubaker 1973), mientras que otros afirman una rotación externa

progresiva (Mann y cols.,1986). Sin embargo, los únicos autores que realizaron su estudio con sistemas 3D, encontraron una clara rotación interna en el periodo de absorción de la fase de apoyo, seguido de una vuelta a la posición neutra durante la propulsión (Ounpuu, 1990). Posteriormente, se produce un aumento de la rotación interna a mediados de la oscilación antes de volver a la posición neutra en la oscilación final (Novacheck, 1998). El rango de movimiento encontrado varía entre 8° y 10° de rotación (Novacheck, 1998).

LA RODILLA:

PLANO SAGITAL: MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

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 durante la carrera, la rodilla flexiona hasta los 45° aproximadamente. A esto le sigue la extensión de rodilla a unos 25° durante la fase de propulsión, considerada como la mayor extensión del ciclo. A medida que aumenta la velocidad, el periodo de absorción es más corto y la rodilla extiende más (Novacheck,1998).

En la fase de oscilación se produce la mayor flexión de rodilla, que va desde los 90° de media y aumenta hasta los 105° en el sprint, alcanzando un máximo de 130° en los atletas más entrenados, a diferencia de los 60 de flexión en la marcha (Novacheck,1999).

PLANO CORONAL Y PLANO TRANSVERSAL

En este plano 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 y cols., 2002). 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 1982). 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 29° 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 (Dufour & Pillu, 2006).

EL TOBILLO:

PLANO SAGITAL: MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN.

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 en ligera dorsiflexión.

En la fase de generación del apoyo se produce la mayor plantiflexión, que se incrementa al aumentar la velocidad (Novacheck, 1998).

PLANO CORONAL Y TRANSVERSAL, INVERSIÓN Y EVERSIÓN

El pie realiza un movimiento de prono-supinación, que ocurre en un plano oblicuo. La proporción del movimiento que ocurre en el plano transversal refleja cambios en la progresión del ángulo del pie en la fase de apoyo. En el plano sagital la pronosupinación se incorpora en el tobillo en la dorsi-plantiflexión. La pronación ocurre en la fase de absorción cuando la pierna está apoyada. El pie luego supina en la fase de generación de la absorción dándole 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 menor magnitud, y los segmentos corporales sobre los que ocurren son pequeños y de localización exacta complicada (Novacheck, 1998).

I.4.3.3 CINÉTICA DE LA CARRERA A PIE

La cinética en biomecánica tiene en cuenta las fuerzas internas y externas que actúan sobre el individuo. Durante la carrera a pie estas fuerzas dependen de la contracción muscular, la gravedad, la inercia y las mismas fuerzas de reacción del suelo (GRF) (Winter & Bishop, 1992). El trabajo se realiza en cadena cinética cerrada de carácter predominantemente excéntrico. Las fuerzas generadas dependen del patrón biomecánico, de la morfología y de la adaptabilidad del deportista. Por tanto, las GRF y la tasa de carga pueden tener un impacto negativo en el individuo, al estar asociadas a la producción de lesiones por sobreuso (Malisoux, Chambon, Delattre, Guéguen, Urhausen, & Theisen, 2015; Grabowski & Kram, 2008). Esto se debe a que el gesto de carrera es repetitivo y necesita que los elementos de amortiguación de la carga estén en buenas condiciones para poder aguantar la carga producida por las

fuerzas de reacción del suelo, además de la inercia y la gravedad. También debe soportar la velocidad de carga, implicada en la aparición de lesiones ([Hreljac, Marshall & Hume, 2000](#)),

Las principales tareas de la musculatura están encaminadas a la absorción del impacto, el control vertical en la aceptación de peso, el equilibrio y control de la postura del tronco y miembro superior. La musculatura también se encarga de la generación de energía propulsiva hacia adelante y hacia arriba, y del control de los cambios de dirección del centro de masa del cuerpo. Además, de ella depende la generación de las fuerzas propulsivas.

Para evaluar estas variables en carrera, se utilizan plataformas de fuerza y los resultados se expresan mediante gráficas.

CENTRO DE GRAVEDAD

La trayectoria del centro de gravedad durante la carrera 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, esta se pierde al contactar el pie con el suelo. La energía potencial y cinética alcanzan su pico máximo 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, haciendo que se eleve de nuevo el centro de gravedad ([Novacheck, 1998](#))

FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO (GRF)

Las GRF 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, Burger, Wosk, & Arcan, 1985](#); [Clarke, Frederick, & Cooper, 1983](#)). Investigaciones anteriores han sugerido que las GRF, independientemente de su magnitud y duración, son el factor principal del cual depende la velocidad de carrera ([Roy 1981](#); [Hamill, Bates, Knutzen, & Sawhill, 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 GRF se descomponen en sus 3 componentes: vertical, anteroposterior y mediolateral. Cada una de las cuales varía 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 un objetivo de análisis de patologías (Cavanagh & LaFortune, 1980; Bates, James, Osternig, Sawhill & Hamill, 1981; Bates, Osternig, Sawhill & James, 1983; Dickinson, Cook & Leinhardt, 1985, Nigg 1986, Nigg & Bahlsen, 1988; Munro, Miller & Fuglevand, 1987).

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 retropié (Kluitenberg, Bredeweg, Zijlstra, Zijlstra & Buist, 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 milisegundos(ms) tras el impacto, la fuerza vertical 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 es más gradual y se asocia con la propulsión (Gavilanes, De Gandarias & García, 2012).

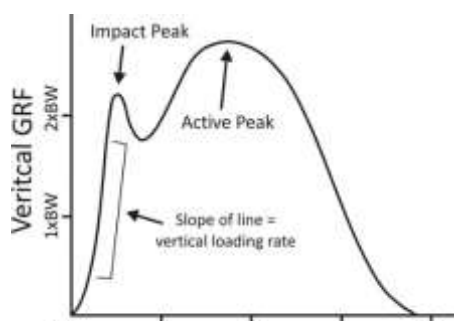


Figura 3. Fuerza Vertical. Existen dos picos, el primer pico o pico de impacto, y el segundo pico o pico activo. La barra de abajo corresponde al tiempo y la barra lateral a las fuerzas Fuerza-peso (BW). (Novacheck, 1998)

FUERZAS ANTERO-POSTERIORES:

Incluyen 2 picos de fuerza, denominados pico positivo o impacto y pico negativo o de aceleración.

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 (Aguado, 1993). Cuando el cuerpo sobrepasa el pie en apoyo, éste 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 y cols., 2012).

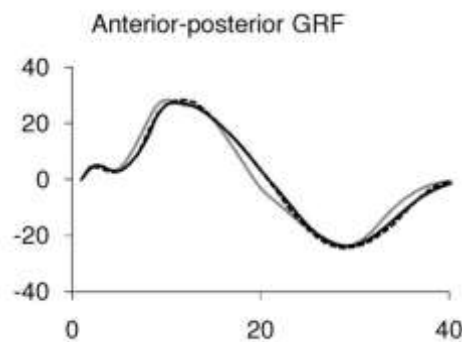


Figura 4. Fuerza antero-posterior. La barra de abajo refleja el tiempo en ms. la barra lateral representa la fuerza en newton. Al aumentar la velocidad las curvas tenderán a desplazarse porcentualmente a la izquierda (Novacheck, 1998)

FUERZAS MEDIO-LATERALES:

Parámetro discriminativo de corredores con apoyo inicial de talón, mediopié y antepié. Se ha hallado una fuerza anteroposterior irregular en corredores de antepié y mediopié con la inestabilidad de tobillo (Turmo, 2000). Estas fuerzas son las que presentan una mayor variabilidad (Munro y cols., 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 y cols., 2012).

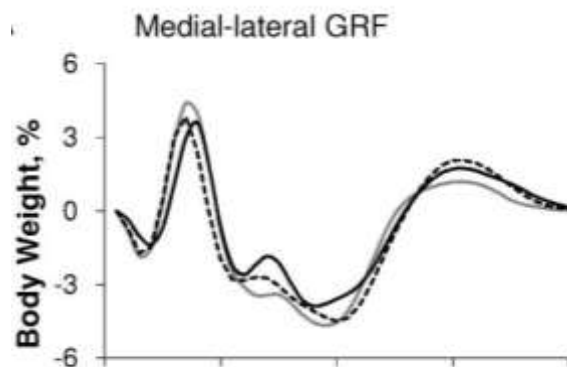


Figura 5. Representación gráfica de las fuerzas medio-laterales producidas durante la carrera a pie (Novacheck, 1998).

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 observan diferencias significativas, sobre todo entre los corredores que apoyan el mediopié 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, que representa el tiempo desde el contacto inicial hasta el despegue (Cavanagh, 1987). La presión generalmente se inicia centrada en el borde lateral del talón, desplazándose bastante rápido hacia medial y seguidamente hacia el mediopié donde 2 picos de presión casi iguales se sitúan en torno a la cabeza del primer y segundo 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 (Novacheck, 1997).

MOMENTOS Y ENERGÍA DE LAS ARTICULACIONES

Los momentos resultantes de las articulaciones describen las fuerzas que se producen en el movimiento humano, a diferencia de la cinemática articular, que describe el movimiento y rangos angulares. Para calcular el momento resultante de un segmento, es necesario conocer la velocidad lineal y angular; la aceleración, la masa del segmento y el momento de inercia (Vaughan, 1984). Se han calculado las fuerzas y momentos tridimensionales en todas las articulaciones para la marcha humana, la carrera a pie y el sprint (Aleshinsky & Zatsiorsky, 1978). Se resalta la importancia de las fuerzas de la cadera en la carrera a pie, generando unos

momentos más altos durante la fase de apoyo (Vaughan, 1984). Al combinar la cinética con la moción de las GRF 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 (Novacheck, 1998). El plano sagital recibe la mayor actividad cinética. Los extensores de cadera generan grandes momentos de fuerza tras el contacto inicial, y los flexores tras el despegue de dedos.

Los periodos de absorción van seguidos de periodos de generación de fuerza tanto andando como corriendo o durante el sprint (Novacheck, 1998). La fuerza generada proporciona energía para la siguiente propulsión. La magnitud de la generación de fuerza es directamente proporcional a la velocidad del atleta. En la carrera, mientras la rodilla flexiona tras el contacto inicial, el cuádriceps se contrae excéntricamente. Esta acción se ha definido como una fuerza de absorción y refleja su rol esencial en la amortiguación del golpe (Novacheck, 1998).

El plano coronal tiene un papel estabilizador y por tanto las energías son menores, sobretudo en rodilla y tobillo; sin embargo, en la cadera durante el apoyo se genera un momento aductor debido a las GRF mientras el glúteo medio se contrae excéntricamente para controlar el movimiento (Novacheck, 1998).

I.5. SISTEMAS DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO EN EL DEPORTE.

Con el paso del tiempo y gracias a los avances tecnológicos, las publicaciones científicas han contribuido de forma notable a profundizar tanto en el conocimiento en el deporte, como en la salud (Pérez & Llana, 2007). Los sistemas de análisis de movimiento tienen como tarea principal servir como herramienta de evaluación objetiva. Su aplicación clínica se centra en identificar patrones alterados de movimiento, y evaluar los que ya se han adquirido.

Existen herramientas encaminadas al análisis cinemático de un movimiento, donde se describe el movimiento sin tener en cuenta las causas que lo producen, como son el tipo de desplazamiento, la velocidad y las aceleraciones (Izquierdo, 2008); por otro lado, existen las herramientas de análisis cinético, que describen las causas o cargas mecánicas que producen el movimiento. Se analizan presiones, fuerzas y momentos (Izquierdo, 2008). Por último, se encuentran las herramientas combinadas, que son capaces de medir variables cinemáticas y cinéticas. Estos distintos sistemas pueden ser portátiles o no portátiles (Muro, García & Mendez, 2014).

Los sistemas más utilizados en la biomecánica deportiva para analizar variables cinéticas y cinemáticas son:

I.5.1. MEDICIÓN DE LA CINÉTICA:

- **Transductores de deformación:** Las galgas isométricas se utilizan en natación, y los pedales instrumentados con galgas extensométricas o piezoeléctricas en ciclismo. Estos últimos permiten obtener las componentes rectangulares de la fuerza y calcular la magnitud de la fuerza efectiva, tangente a la biela y la fuerza no efectiva coincidente con la dirección de la biela (Hull & Davis, 1981; Cavanagh & Sanderson, 1986; LaFortune, 1986). Sin embargo, todavía falta por evidenciar los cambios que se producen en los picos de fuerza al alterar variables como la altura del sillín, la longitud y posición de la biela o la cadencia.
- **Plataformas dinamométricas o de fuerza:** Permiten medir la fuerza realizada durante una acción determinada. Actualmente existen captadores de tensión capaces de registrar la fuerza y los momentos de presiones que

actúan sobre el cuerpo humano en la interacción con el medio. Como ejemplos: plantillas de fuerza, sensores de fuerza propulsional, pedales instrumentados, etc... (Pérez & Llana 2007). En natación evalúan la fuerza de impulsión en las salidas y virajes.

En carrera a pie, las plataformas permiten el registro de las fuerzas de reacción del suelo en sus 3 ejes. Son sistemas no portátiles y pueden estar formados por piezas piezoeléctricas o extensométricas (Pérez & Llana, 2007). Son los sistemas más utilizados para medir parámetros cinéticos. Se colocan 3 transductores en una plataforma que captan fuerzas anteroposteriores, medio-laterales y verticales. Muestran el comportamiento del pie frente a las fuerzas de reacción del suelo (Barrios, De Bernardo, Vera, Laíz & Hadala, 2011). En la carrera a pie existe una gran variedad en la metodología de estudios que analizan los torques, potencias y cantidad de trabajo en carrera a pie, pero la mayoría se centran en el plano sagital o a una velocidad establecida (Belli, Kyröläinen & Komi, 2002; Swanson & Caldwell 2000). Pese a correr en llano sin variar dirección y sentido, se producen torques en los 3 planos, aunque predominan en el frontal (McClay & Manal, 1998).

- **Cicloergómetros:** Utilizados en ciclismo, miden la potencia de pedaleo (w), incluyendo el torque máximo, mínimo y efectivo. (Rivero y cols., 2013). Muchos estudios analizan las distintas variables relacionadas con la cadencia y la distribución de presiones (Sanderson, Hennig & Black, 2000; Theurel, Crepin, Foissac & Temprado, 2012), o con la activación muscular y consumo de oxígeno (Latasa, Cordova, Malanda, Navallas, Lavilla-Oiz & Rodriguez-Falces, 2016).
- **Células de carga:** Registran compresión y tracción. Se utilizan para medir fuerzas de arrastre mediante un cinturón conectado a un cable o goma con la célula de carga. Miden fuerzas propulsivas. Se registran variables como la velocidad, y la potencia desarrollada por el nadador.
- **Guantes instrumentados:** Incluyen unos transductores en la palma y dorso de la mano, que registran el componente perpendicular de la fuerza hidrodinámica, los resultados muestran que la mayor parte de la fuerza se da al final de la brazada (Takagi & Wilson, 1999).

- **Electrodinografía y presurometría:** Es el estudio de cargas mecánicas y su distribución en la planta del pie, mediante transductores presurométricos o piezoeléctricos (Hennig, Cavanagh & Macmillan, 1982). Su uso se centra en el rendimiento deportivo y en la prevención de lesiones. Actualmente estos sistemas son superficies flexibles o son plantillas que permiten el registro y análisis dinámico en la distribución de presiones en la interacción calzado-pie. Analizan la distribución de la fuerza en relación a un área de superficie (De Bernardo, 2009) y variables relacionadas con la presión como la cadencia o la potencia (Amoroso, Henning & Sanderson, 1993). También pueden estar integrados dentro de plataformas rígidas con el sujeto en bipedestación se pueden realizar en estático o en dinámico. Se analiza la presión que recibe el pie con calzado o sin calzado (Nigg, 1983).

I.5.2. MEDICIÓN DE LA CINEMÁTICA

Medición descriptiva del movimiento. Analiza el desplazamiento, velocidades y aceleraciones angulares y lineales.

- **Fotometría:** También conocidos como sistemas visuales o de procesado de imágenes (Muro y cols. 2014) son el sistema de referencia o *Gold Standard* en el análisis cinemático; capturan los datos a través de sensores ópticos, extraen mediciones objetivas de distintos parámetros a través del procesado digital de imágenes. Las cámaras digitales y analógicas son las más usadas para aportar información de variables cinemáticas como la posición del centro de gravedad, movimientos angulares, velocidad, etc. (Pérez & Llana 2007). Se utilizan de forma sincronizada dos o más cámaras para realizar análisis en 2D o 3D integradas en laboratorios. Son capaces de capturar hasta 1500 imágenes por segundo y su digitalización es automática.

En natación permiten realizar un análisis tridimensional de los movimientos técnicos subacuáticos y aéreos. Se ubican entre 70-90° entre sí. Para su medición los segmentos articulares se delimitan con unas referencias externas o marcadores, que una vez procesados podrán crear un sistema de coordenadas locales y conocer los ángulos formados entre segmentos. Son procesos laboriosos y se emplean algoritmos de transformación lineal directa (Abdel-aziz & Karara, 1971). Posteriormente las gráficas se suavizan mediante filtros para extraer los parámetros que se pretenden analizar. Existen graficas

validas fiables y precisas de la técnica en los 4 estilos (Schleihauf, 1986) y de las velocidades de tracción y avance (Maglischo, 2003). Los sistemas de videografía permiten analizar variables cinemáticas como los momentos de fuerza articulares, con picos exteriores y flexores articulares. Los momentos de fuerza articulares también podrían ser analizados ya que son el producto del momento y la velocidad angular. Los marcadores captados por el programa de análisis se disponen siguiendo indicaciones de estudios de fiabilidad (Pohl, Lloyd & Ferber, 2010).

En ciclismo permite realizar un análisis tridimensional del ciclo de pedaleo del ciclista, y a la vez calibrar la bicicleta ajustándose a las medidas del ciclista (Barratt, Korff, Elmer & Martin, 2011; Heil, Derrick, & Whittlesey, 1997). Se colocan marcadores reflectantes en las referencias anatómicas a evaluar (Bailey & Messeger 1995), y miden los ángulos en las distintas fases del ciclo (Gregor y cols. 1991; García y cols. 2009).

Las mediciones en la carrera a pie se pueden realizar en tapiz rodante o en pista. Estudios previos no han encontrado diferencias significativas en la cinética y cinemática en carrera a pie (Riley Dicharry, Franz, Croce, Wilder & Kerrigan, 2008; Schache y cols., 2001; Nigg y cols., 1995) a excepción de pequeñas diferencias en la flexión máxima de rodilla (Riley y cols., 2008) durante el vuelo. También han reportado una longitud de zancada más corta y un aumento de frecuencia en cinta de correr respecto a pista (Riley, y cols., 2008; Schache y cols., 2001; Elliot & Blansky, 1976)

- **Acelerometría:** Son instrumentos portátiles (Muro y cols., 2014) que se fijan a un elemento sobre la superficie de la piel y registran aceleraciones de un segmento durante la práctica de los deportes que tienen contacto de impacto con el suelo como la carrera a pie. El índice de transmisión de impacto es medible con la combinación de acelerómetros y plataformas dinamométricas (Pérez & Llana 2007).
- **Electrogoniometría:** Son sistemas portátiles (Muro y cols., 2014) que transducen ángulos para conocer el rango dinámico o la posición angular en el tiempo. Según las coordenadas de la articulación se utilizan electrogoniómetros uniaxiales, biaxiales o triaxiales (Pérez & Llana 2007).

- **Sensores inerciales:** Estos sistemas portátiles están formados por una combinación de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros que miden velocidad, aceleración, orientación y dirección del campo magnético de la tierra (Novak, Goršic, Podobnik & Munih, 2014). Suelen instalarse en un dispositivo de medida inercial. Su pequeño tamaño permite localizarlos en cualquier parte del cuerpo sin cables, o incluso integrarlos en plantillas (Bamberg, Benbasat, Scarborough, Krebs & Paradiso., 2008). Su composición y utilidad se explica con mayor detalle en el punto I.5.4.

I.5.3. ELECTROMIOGRAFÍA:

Los electromiógrafos están incluidos en los sistemas portátiles (Muro y cols., 2014). Analizan los cambios eléctricos producidos antes o durante de la contracción en los músculos. El electromiógrafo es un instrumento que recoge las señales eléctricas con un sistema de procesado que las traduce en señales visuales. La actividad eléctrica se puede recoger de forma no invasiva, con electrodos de superficie que se colocan en la piel, o de forma invasiva electrodos intramusculares (Pérez & Llana, 2007). La electromiografía superficial (sEMG) es la suma de los potenciales de acción generados por las unidades motoras (UM) activas registradas por los electrodos colocados sobre la piel que recubre los músculos (Fratini, Bifulco, Romano, Clemente, & Cesarelli, 2014). La señal de la sEMG depende de factores como la tasa de estimulación del músculo, el tamaño de las unidades motoras reclutadas y su morfología; las propiedades eléctricas de los tejidos y la presencia de cualquier sincronización de la actividad con otras UM. La tasa de estimulación del músculo y el tamaño de las unidades motoras activas dependen de la fuerza de contracción necesaria para ser producida por el músculo (Prilutsky & Gregor, 2000). Su utilidad se aplica en enfermedades neurológicas, como la paresia, Parkinson o espasticidad (Frigo & Crenna, 2009). Actualmente su aplicación en el deporte contribuye de forma significativa en la ampliación de conocimiento en la mecánica del movimiento.

La EMG se ha utilizado en natación para analizar parámetros cinemáticos de amplitud y frecuencia (Figueiredo, Rouard, Vilas-Boas & Fernandes, 2013) y ayudar a conocer cómo influye la fatiga con la actividad eléctrica muscular (Stim, Jarm, Kapus & Strojnik, 2013). Sin embargo, la literatura que trata sobre EMG en natación es escasa.

En la marcha y carrera a pie se han descrito diferencias en la activación muscular (Mann & Hagy, 1980), observando que al aumentar la velocidad aumenta la activación de cuádriceps e isquiotibiales. La utilidad de la sEMG en la carrera a pie ha ido encaminada a identificar la pre-activación muscular con el objetivo de preparar al sistema locomotor para el aterrizaje (Hall y cols. 2013); la activación al inicio del movimiento, la activación máxima y total (Baur, Müller, Hirschmüller, Cassel, Weber & Mayer, 2011). Las amplitudes de la EMG han sido identificadas en las fases del ciclo de carrera (Winter & Stephen, 1991). La señal bruta se rectifica (Winter & Yack, 1987) y se alisa (Kabada, Wootten, Gainey & Cochran, 1985). Se han encontrados diferencias en la señal eléctrica muscular en pruebas de carrera a pie hechas en tapiz rodante respecto a pista (Baur, Hirschmüller, Müller, Gollhofer & Mayer, 2007), al igual que con calzado y sin calzado. En este sentido, algunos autores han encontrado una mayor pre-activación de los flexores plantares sin el uso de calzado, y una menor pre-activación del tibial anterior (Von Tscharnner & Goepfert, 2003), sugiriendo una menor tasa de carga en la tibia. Este hecho podría ser preventivo de fracturas por estrés y fascitis plantar (Baur y cols., 2007).

La sEMG en ciclismo se ha utilizado para analizar actividad eléctrica a diferentes potencias, el estado funcional de la musculatura de la espalda durante el pedaleo (Xiao, Gao, Wang & Yang, 2014). Se ha utilizado unida a parámetros cinemáticos para analizar variables de economía de pedaleo (Sinclair, Hebron, Atkinson, Hurst & Taylor, 2014), o con la técnica de pedaleo en triatletas relacionados con patrones de activación muscular (Bini, Diefenthaler & Carpes, 2011). Se han realizado revisiones sistemáticas donde se evidencia la relación de la actividad eléctrica muscular del miembro inferior con numerosos factores que afectan a pedalear, como potencia de salida, frecuencia de pedaleo, la posición del cuerpo, los contactos del zapato con el pedal, el nivel de entrenamiento y la fatiga (Hug & Dorel, 2009).

I.5.4. SENSORES INERCIALES

Los sensores inerciales son un campo tecnológico relativamente reciente, debido a la unión de sus 3 componentes. Se han utilizado por separado acelerómetros y giroscopios, pero unidos han demostrado un aumento de su precisión en el análisis del movimiento humano (Cuesta, Galán & Williams, 2010).

El acelerómetro se fundamenta en las leyes del movimiento de Newton. *La aceleración de un objeto es directamente proporcional a la fuerza neta que actúa sobre él e inversamente proporcional a su masa.* Si se conoce la masa del objeto, y todas las fuerzas (medidas por el sensor), se puede calcular la aceleración, Acelerómetros y giroscopios pueden ser uniaxiales, biaxiales o triaxiales dependiendo de la cantidad de ejes que analicen. Además, si ambos miden los 3 ejes, se puede calcular la aceleración y la velocidad angular. Tomando la integral de la aceleración se obtiene la velocidad, y mediante la integración de la velocidad se obtiene la posición de referencia de los 3 ejes. Con la integración de la velocidad angular se obtiene el ángulo de flexión. Al analizar, filtrar y clasificar los algoritmos de los acelerómetros se pueden extraer los parámetros espacio-temporales (Muro y cols., 2014).

En la década de los 90 la aplicación de los acelerómetros era costosa y se asumían segmentos articulares como rígidos con ángulos simples (Willemsen, Frigo, & Boom, 1991; Heyn, Mayagoitia, Nene & Veltink, 1996). Actualmente estos sistemas simplificados han sido desarrollados. Los datos de los acelerómetros y giroscopios pueden utilizarse para estimar la orientación relativa de una estructura.

Los giroscopios están basados en otra propiedad, que implica que todos los cuerpos que se mueven alrededor de un eje desarrollan una fuerza rotacional (resisten cambiando su dirección y velocidad de rotación). La inercia rotacional de un cuerpo está determinada por su momento de inercia, que consiste en la resistencia rotacional de un cuerpo para cambiar su velocidad de rotación. El giroscopio siempre mira hacia la misma dirección, de esta forma se usa como referencia para detectar los cambios direccionales (Muro y cols., 2014).

Aunque la orientación puede estimarse por la integración de los datos del giroscopio, existen errores acumulados que causan distorsión y errores de deriva. El acelerómetro puede ser usado para compensar la deriva del giroscopio en los ejes del plano frontal.

Los magnetómetros o sensores magnéticos se encargan de orientar el sensor con el norte magnético para solventar errores de deriva en el eje vertical (O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe, 2007).

Estos dispositivos emiten un campo electromagnético usado para determinar la localización y orientación de los sensores. Sin embargo, la precisión

puede verse comprometida con la presencia de metales (Milne, Chess, Johnson & King, 1996)

Para mejorar la precisión, Favre y cols. integraron los datos de la velocidad angular del giroscopio, corrigiendo posteriormente el ángulo de estimación basado en los datos del acelerómetro recogidos durante el descanso o en periodos de velocidad de movimiento constante (Favre, Jolles, Aissaoui & Aminian, 2008). Posteriormente se mejoró la calibración considerando limitaciones articulares. Actualmente se necesita una calibración estática para mediciones dinámicas (Cooper, Sheret, McMillian, Siliverdis, Sha, Hodgins y cols., 2009).

Hoy en día, los sistemas inerciales tienen múltiples y útiles aplicaciones en patologías relacionadas con la marcha, utilizándose como herramienta de información en la evolución, cuando ésta se ve alterada, aportando información de las características de la marcha en un momento dado, así como del seguimiento y evaluación de las mismas a lo largo del tiempo (Muro y cols., 2014).

En los últimos años las investigaciones médico-científicas han utilizado esta tecnología para cuantificar los patrones de movimiento en enfermedades neurológicas como Parkinson (Fazio, Granieri, Casetta, Cesnik, Mazzacane, Caliandro, y cols., 2013; Salarian, Russmann, Vingerhoets, Dehollain, Blanc, Burkhard y cols., 2004; Tay, Yen, Li, Lee, Yogaprakash, Chung y cols., 2013). Los acelerómetros triaxiales proporcionan datos cinemáticos precisos en el cuerpo humano (Wixted, Billing & James 2010). Miden características mecánicas de las GRF y variables espacio-temporales (Zijlstra & Hof, 2003; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004). Tienen una alta sensibilidad y detectan movimientos rápidos incluso en desplazamientos cortos, o incluso en temblores (Vaillancourt & Newell, 2000). Como ventajas, incluyen la libertad de intervención, tanto en laboratorio como en el entorno.

Los acelerómetros de tres ejes o triaxiales miden la aceleración lineal de centro de masas respecto del eje vertical (V o eje Z), que corresponde a la dirección vertical de vaivén del cuerpo humano; el eje anteroposterior (AP o eje Y) que corresponde a la dirección de balanceo anterior-posterior del cuerpo; y el eje mediolateral (ML o eje X) que corresponde a la influencia lateral del cuerpo humano. Esos acelerómetros han de ser fiables y precisos en la marcha o al correr (Le Bris, Billat, Auvinet, & Chaleil, 2006; Rowlands, Stone, & Eston, 2007). El emplazamiento del acelerómetro varía según los autores. Algunos lo sitúan a la altura del COM del individuo en torno a L5 (Godfrey, Conway, Meagher, & ÓLaighin, 2008; Kizilova,

Jarmalienė, Šešok, Daunoravičienė, & Griškevičius, 2009) otros lo sitúan en L3 (Kawabata, Goto, Fukusaki, Sasaki, Hihara, Mizushina y cols., 2013).

Actualmente el uso de los acelerómetros se centra en el análisis de la marcha, donde presentan una fiabilidad buena respecto al *Gold Standard* con buenos coeficientes de correlación en los movimientos en un plano en rodilla y cadera (Zhang, Novak, Brouwer, & Li, 2013; Favre y cols., 2008; Takeda, Tadano, Natorigawa, Todoh & Yoshinari, 2009). Se han utilizado para cuantificar la simetría de la marcha en base a unos datos normativos (Sant'Anna, Wickstrom, Eklund, Zügner & Tranberg, 2013). También han demostrado validez y fiabilidad en las mediciones cinemáticas tanto en sujetos sanos, como en prótesis de cadera (Sant'Anna y cols., 2103).

Están validados en test como el "sit to walk" (Kerr, Rafferty, Dall & Muhaidat, 2012), y también en la marcha, incluso en superficies irregulares donde los resultados indicaron que la compensación de la aceleración gravitacional utilizando la información de la orientación proporcionada por la unidad de medida inercial fue superior a la utilización de sistemas optoeléctricos (Kole y cols., 2014).

Por tanto, los sistemas inerciales tienen una fiabilidad y precisión validadas en el análisis de movimiento, aunque el grado depende del lugar y el movimiento, y del diseño del estudio. Sin embargo, sus aplicaciones en el ámbito del deporte aún están por explotar.

En deporte, existe literatura relativa a aceleración del centro de masa en tres dimensiones (Lin, Sung, Kuo, Kuo & Chen, 2014) con acelerómetros en ultramaratonianos para diagnosticar y monitorizar la técnica de carrera. Sin embargo, no se dispone de datos normativos de la carrera con deportistas o sujetos sanos para compararlos dentro de un patrón de normalidad. Tampoco se sabe que ocurre en la cinemática de la pelvis con sistemas inerciales en el análisis de la carrera a pie, como sí ocurre en el tronco (Kawabata y cols., 2013), siendo que la pelvis es la conexión entre miembro inferior y superior, transmisora de fuerzas a extremidades. Hay estudios donde se analiza con sistemas de análisis visual y software 3D, la mecánica de una articulación proximal en individuos con una alteración biomecánica distal, hallándose una correlación de predicción de lesión de una estructura (Williams, 2012). Pero esto no ha ocurrido con sensores inerciales específicamente.

De todo lo anterior se desprende que, actualmente no hay evidencia científica sobre la fiabilidad de los sensores inerciales durante la carrera a pie. Tampoco existe ninguna referencia sobre datos normativos en la misma, y, por tanto,

nuestro estudio sería el primero que analice de forma aislada bajo condiciones controladas la cinemática de la pelvis en la carrera a pie en triatletas.

Hipótesis y objetivos

II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo principal del estudio fue valorar la fiabilidad del sensor inercial BTS G-sensor en triatletas sanos durante la carrera a pie en las siguientes variables del patrón de movimiento de la pelvis.

- Índice de simetría de la aceleración vertical
- Cadencia
- Ciclo de carrera
- Longitud de zancada
- Rango dinámico de *tilt*
- Rango dinámico de oblicuidad
- Rango dinámico de rotación

Los objetivos secundarios fueron

- Establecer los datos normativos de parámetros espacio-temporales como la cadencia, duración de ciclo de carrera y longitud de zancada, en mujeres y hombres en función de la velocidad de ejecución de la prueba.
- Establecer los datos normativos de los rangos dinámicos articulares de la pelvis y su índice de simetría durante la carrera en triatletas, en mujeres y en hombres en función de la velocidad de ejecución de la prueba.

La hipótesis a contrastar fue que el sensor inercial es un sistema de análisis del movimiento fiable para el estudio biomecánico de la pelvis durante la carrera, en triatletas.

Material y métodos

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El presente trabajo de investigación constó de 2 partes diferenciadas.

En una primera etapa, se realizó un análisis de fiabilidad sobre el uso de un sensor inercial empleado para la evaluación biomecánica de los parámetros espacio-temporales, rangos dinámicos e índice de simetría sobre la aceleración vertical de la pelvis durante la carrera a pie. Para ello se desarrolló un estudio observacional transversal.

Por otro lado, también se determinaron los datos normativos de los rangos dinámicos e índice de simetría de la pelvis, así como los parámetros espacio-temporales cadencia, longitud de zancada y ciclo de la carrera pie mediante un sensor inercial.

III.2. SUJETOS

ESTUDIO DE FIABILIDAD

En esta parte del estudio se incluyeron 29 triatletas sanos, procedentes de Valencia y provincia. Todos hicieron la prueba en el laboratorio de Análisis del Movimiento de la Universidad Cardenal Herrera-CEU de Moncada, Valencia.

Criterios de Inclusión:

- Ser hombre o mujer sanos.
- Practicar triatlón en la actualidad.
- Practicar sesiones de carrera continua de al menos 1 hora y 30 minutos repartidos durante la semana.

Criterios de Exclusión:

- Presentar alguna patología ortopédica o neurológica en miembro inferior diagnosticada ([Kawatana y cols., 2013](#)).
- Edad superior a 65 años.
- Cirugía en extremidad inferior.
- Historia médica de alguna lesión de miembro inferior el último año
- Presentar ampollas dolorosas en el pie.

DATOS NORMATIVOS

Para obtener los datos normativos sobre la cinemática de la pelvis y los parámetros espacio-temporales de la carrera a pie, se analizaron 101 sujetos. Todos ellos procedentes o residentes en Valencia y provincia.

Criterios de Inclusión:

- Ser hombre o mujer sanos.
- Practicar triatlón un mínimo de 6 meses.
- Practicar sesiones de carrera continua de al menos 1 hora y 30 minutos repartidos durante la semana.
- Realizar un plan de entrenamiento de forma continua.

Criterios de Exclusión:

- Presentar alguna patología ortopédica o neurológica en miembro inferior diagnosticada ([Kawataba y cols., 2013](#)).
- Dismetría de miembros inferiores
- Edad superior a 65 años
- Cirugía en extremidad inferior.
- Historia médica de alguna lesión de miembro inferior el último año.
- Presentar ampollas dolorosas en el pie.

III.3. ASPECTOS ÉTICOS

El estudio se llevó a cabo siguiendo los requerimientos éticos establecidos en la Declaración de Helsinki de 1975 y en la sexta revisión de 2008 ([Williams, 2008](#)). El estudio contó con la aprobación del Comité Ético de la Universidad Cardenal Herrera-CEU. Todos los sujetos estudiados fueron convenientemente informados sobre la naturaleza de su participación en el estudio y firmaron un documento de consentimiento informado.

III.4. INSTRUMENTACIÓN:

Para la realización del estudio y registro de la cinemática articular de la pelvis, así como de los parámetros espacio-temporales se utilizó un sensor inercial, el BTS G-sensor (figura 6) (BTS Bioengineering, Garbagnate Milanese, Italia)



Figura 6. Imagen del sensor inercial utilizado en la intervención de este estudio.

Las dimensiones del sensor eran 70x40x18 mm, y tenía un peso de 37 gr. El dispositivo estaba formado por 4 componentes:

- Un acelerómetro triaxial de 16 ejes con sensibilidad múltiple (± 2 , ± 4 , ± 8 , ± 16 g) con una frecuencia de 4 a 1.000Hz.
- Un magnetómetro triaxial de 13 bit (± 1.200 uT) y una frecuencia mayor a 100Hz.
- Un giroscopio de 16 ejes, con sensibilidad múltiple (± 250 , ± 500 , ± 1000 , $\pm 2000^\circ/s$). Su frecuencia oscila entre 4 a 8.000Hz.
- Un GPS con una precisión de posición de 2,5 metros hasta 5Hz y 3 metros hasta 10Hz.

Los datos fueron recogidos por el dispositivo de almacenamiento en la memoria interna del sensor (flash de 256MB) y se trasladaron al programa G-Studio versión 2.8.16.1. de BTS ©Bioengineering 2013-2015, mediante conexión Bluetooth® 3.0, clase 1.5, integrado en el sensor y de alcance hasta 60 metros.

El sensor estaba protegido mediante una cincha elástica a modo de cinturón con velcro en sus extremos con el fin de una óptima fijación alrededor de la cintura pélvica (figura 7). En la zona posterior del cinturón existe un hueco para introducir el sensor inercial, sellado con un cierre de velcro en la parte externa para evitar movimiento del sensor, y en la parte anterior 2 tiras de silicona horizontales y de forma paralela, diseñadas para contactar con la piel y evitar el deslizamiento del cinturón durante la prueba.



Figura 7. Imagen de las cinchas utilizadas para adherir el sensor a los sujetos de la prueba.

Para establecer unas condiciones estandarizadas de la carrera, se utilizó una cinta rodante modelo BH Fitness Columbia Pro con una inclinación de 0° y velocidad constante (figura 8).



Figura 8. Imagen de la cinta rodante utilizada para este estudio.

III.5. PROCEDIMIENTO:

Los estudios de fiabilidad del sensor inercial y de normalidad del patrón biomecánico de la pelvis se desarrollaron mediante una metodología muy similar. Después de haber sido convenientemente informados y firmar el consentimiento para participar en el estudio, se registraron los datos antropométricos de todos los sujetos y se comprobaron los criterios de inclusión y exclusión.

A continuación, se tomaron medidas de la altura de ambas piernas. En posición de bipedestación con las rodillas extendidas, sin calzado ni calcetines y frente a la pared, se colocó el extremo de la cinta métrica con valor “0” sobre el trocánter mayor, alargando la cinta en dirección caudal, llegando a tocar el suelo marcando el valor correspondiente.

Una vez confirmada la simetría de la altura de ambos miembros, los sujetos subían a la cinta rodante, con calcetines a modo de protección de las posibles abrasiones que pudiese causar el rozamiento de la cinta con el pie.

Para conseguir unas condiciones estandarizadas y limitar el error de variabilidad al mínimo, todos los participantes realizaron la prueba bajo las mismas pautas, ya que los pequeños cambios en la intervención pueden variar los resultados biomecánicos y fisiológicos del individuo (Saunders, Pyne, Telford & Hawley, 2004).

Por tanto, para evitar posibles diferencias cinemáticas entre los distintos tipos de calzado, y su relación a nivel articular en tobillo con la velocidad (Sinclair y cols., 2013) y la rodilla (Bonacci y cols., 2013) todos los sujetos realizaron la prueba sin calzado, únicamente con calcetines. El contacto del pie también se ve afectado con calzado y con la variación de la velocidad (Perl, Daoud & Lieberman, 2012).

Previo a la recolección de datos, los sujetos realizaron una prueba-simulacro con una doble finalidad:

1. Adaptarse a correr descalzo.
2. Determinar la velocidad con la que posteriormente realizarían el test con el sensor activo.

Partiendo de una velocidad mínima para que el sujeto acomodara la pisada (Bates y cols., 1979; Kerrigan y cols., 2009; Morley y cols., 2010, se auto-seleccionaba la velocidad hasta llegar a la que sintiese que tenía una buena “economía de carrera” (Saunders y cols., 2004; Lussiana & Gindre, 2015). Esta

velocidad fue denominada como “el ritmo de carrera que llevaría durante una prueba de 10km”. La forma en la que debían interpretar ese ritmo, era mantenerse entre el umbral aeróbico y anaeróbico. Una velocidad exigente, pero que pudiesen mantener durante un periodo de una hora. En un lapso de tiempo entre 2 y 5 minutos mantendrían esa velocidad constante hasta confirmar que era la elegida para realizar la prueba. A los sujetos indecisos se les permitió alargar el tiempo de prueba hasta que se sintieron confiados con su elección.

Tras la realización de la prueba simulacro, todos los sujetos fueron instrumentalizados con el sensor inercial. El G-sensor fue situado sobre la apófisis espinosa de S1 mediante una cincha elástica (figura 9), con el fin de aproximar el centro de masas y a la vez recolectar datos cinemáticos de la pelvis.



Figura 9. Colocación del sensor en la espinal de S1

Posteriormente se realizó el registro de datos durante la carrera. Para ello, los sujetos se colocaban sobre la cinta rodante y se mantenían en una posición estática con las piernas ligeramente separadas, y los brazos relajados a los lados hasta que recibían la orden del fisioterapeuta e iniciaban la cinta rodante. Previamente a iniciar la cinta y para calibrar el sensor, se activaba manualmente presionando durante 3 segundos de forma continua sobre un botón superior izquierdo del dispositivo, hasta que el pitido era constante. A partir de este momento, el investigador volvía a sellar el sensor dando la orden al sujeto de iniciar la cinta de correr y así activar simultáneamente el cronómetro. Durante los primeros 30

segundos aumentaban la velocidad hasta alcanzar la que previamente determinaron como ritmo de carrera. Mantenían esa velocidad hasta alcanzar el tiempo de 5 minutos de registro de datos (figura 10).

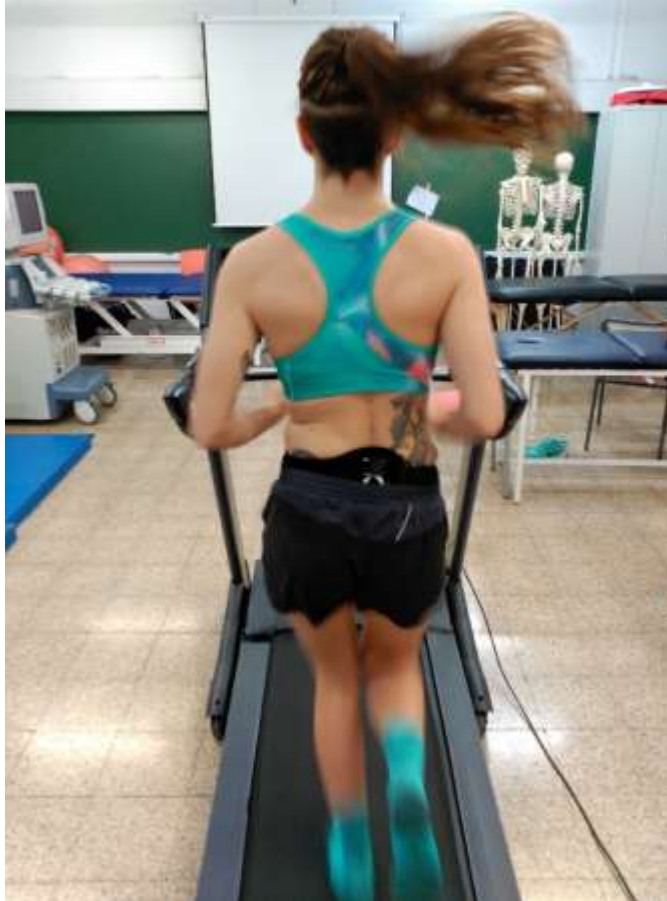


Figura 10. Sujeto realizando la prueba con el sensor.

Una vez finalizado el tiempo, se anotó la distancia recorrida. En cuanto el sujeto se frenaba totalmente, el investigador retiraba el velcro del cinturón que protegía el sensor y desactivaba manualmente el sensor.

El procedimiento de actuación descrito fue el mismo en el caso del estudio de fiabilidad del sensor inercial y en el estudio sobre la normalidad del patrón biomecánico de la pelvis. Únicamente en la parte del estudio correspondiente al análisis de la fiabilidad, tras la realización de la prueba de recogida de datos durante la carrera, se realizó un segundo test, tras una pausa de 15 minutos. El protocolo seguido fue el mismo que en la primera prueba. El mismo investigador colocó el sensor ambas veces al mismo sujeto.

Las pruebas se realizaron el mismo día, y en similar franja horaria, bajo condiciones normales de laboratorio con temperaturas entre 22 y 25 °C y humedad relativa del 40-55%.

El registro de datos para el estudio de fiabilidad del sensor inercial tuvo lugar durante el mes de junio de 2015, mientras que los datos sobre el estudio de normalidad del patrón biomecánico de la pelvis fueron registrados desde julio hasta diciembre de 2015. Además, dada la similitud en el procedimiento empleado para ambos estudios, los datos obtenidos por los sujetos participantes en el estudio de fiabilidad del sensor también se incluyeron en el análisis de los datos obtenidos a partir del estudio del patrón biomecánico de la pelvis.

III.6. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES.

En el estudio de fiabilidad, se analizaron las siguientes variables:

- El índice de simetría de la aceleración vertical, que mide la aceleración de masas respecto al eje vertical. Se expresa en una escala de porcentaje de 0 a 100, atribuyendo el máximo valor a la simetría perfecta.
- La cadencia, es un parámetro que expresa los pasos por minuto (p/m) realizados durante la carrera (Gill & O'Connor, 2003).
- La longitud de zancada se refiere a la distancia en la que el centro de gravedad del corredor se desplaza con el contacto de un pie hasta el siguiente contacto con el pie del mismo lado (Cunningham, Moschandreou & Subotic, 2001). Se expresa en metros (m).
- El ciclo de carrera se mide en segundos y corresponde al tiempo promedio entre el contacto de un pie y el próximo contacto del mismo lado (Tobalina, 2011).
- Rango cinemático del tilt o inclinación de la pelvis sobre el plano sagital. Comprende los valores mínimos y máximos de inclinación durante el ciclo de carrera a pie. Se expresa en grados.
- Rango cinemático de oblicuidad pélvica sobre el plano coronal. Comprende los valores mínimos y máximos de oblicuidad durante el ciclo de carrera a pie. Se expresa en grados.

- Rango cinemático de la rotación pélvica sobre el plano transversal. Comprende los valores mínimos y máximos de rotación durante el ciclo de carrera a pie. Se expresa en grados.

Por otro lado, para determinar los datos normativos del patrón cinemático de la pelvis y los parámetros espacio-temporales del ciclo de carrera, se hizo una distribución de los grupos por sexos donde se analizaron las siguientes variables.

- El índice de simetría de la aceleración vertical.
- Rangos cinemáticos de tilt, oblicuidad y rotación pélvicas.
- Parámetros espacio-temporales: como la cadencia, longitud de zancada y ciclo de carrera.

En el estudio de los datos normativos el análisis de las variables se realizó considerando el factor sexo (hombres/mujeres) y la velocidad de ejecución de la prueba. La velocidad autoseleccionada por cada triatleta, se categorizó posteriormente como variable cualitativa, mediante el uso de percentiles (Luissiana & Gindre, 2015). Para ambos grupos hombres y mujeres, se establecieron 3 grupos de velocidades (lenta, media y rápida) que fueron obtenidos en función de la velocidad máxima alcanzada en cada grupo por sexo. La tabla 2 muestra el corte de velocidades por cada grupo.

	MUJERES			HOMBRES		
	Velocidad	Velocidad (km/h)	N	Velocidad	Velocidad (km/h)	N
Percentil <33%	Lenta	<8,75	16	Lenta	<9,98	16
33% a 66%	Media	Entre 8,75 y 10,11	16	Media	Entre 9,98 y 11,70	17
Percentil >66%	Rápida	>10,11	18	Rápida	>11,70	18

Tabla 2. Separación de grupos por velocidades en función del sexo.

III.7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

El cumplimiento del supuesto de normalidad se comprobó para cada variable dependiente mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Para el estudio de fiabilidad del sensor inercial, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) para las variables dependientes índice de simetría de la aceleración vertical, cadencia, longitud de zancada, duración del ciclo de carrera y los rangos dinámicos de *tilt*, oblicuidad y rotación pélvica. El valor ICC puede variar entre 0 y 1, atribuyéndose una baja fiabilidad a valores de 0.41 a 0.60, una fiabilidad media o moderada entre 0.61 y 0.80 y una alta repetibilidad con valores superiores a 0.80 (Shrout, 1998).

Para comparar las diferencias del patrón biomecánico de la pelvis entre hombres y mujeres en función de la velocidad que se empleó en cada caso, se utilizó un análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores entre-sujetos, siendo uno de los factores el sexo en el que se diferenciaban dos niveles (hombres y mujeres) y otro factor la velocidad de ejecución de la prueba para la que se definieron 3 niveles (velocidad lenta, media y rápida). La homogeneidad de varianzas se comprobó mediante la prueba de Levene. La significatividad se situó en $P < 0.05$ en todos los casos excepto para aquellas variables en las que se fijó un valor de significación más exigente en $P < 0.025$ (Sánchez, 2010).

Para llevar a cabo los cálculos estadísticos se utilizó en programa SPSS versión 18.0 para Windows (SPSS INC, Chicago, IL EEUU)

Resultados

IV. RESULTADOS

IV.1. ESTUDIO FIABILIDAD DEL SENSOR INERCIAL.

IV.1.1. SUJETOS.

En esta parte del estudio se incluyeron 29 triatletas sanos siendo 14 hombres y 15 mujeres, de edad media 31 años ($\pm 8,5$), con un peso medio de 66,32 kilos ($\pm 10,30$ kg) y una altura de 172 centímetros (± 8.25). Los datos descriptivos de la muestra están reflejados en la tabla 3.

	HOMBRES	MUJERES
N	14	15
EDAD (años)	32.36 \pm 9.09	30 \pm 8.08
PESO (kilos)	74.65 \pm 6.69	58 \pm 6.09
ALTURA (cms)	178 \pm 4.94	167 \pm 7.02

Tabla 3. Datos descriptivos de la muestra en el análisis de fiabilidad del sensor.

IV.1.2. FIABILIDAD Y CONSISTENCIA INTRA OBSERVADOR DEL SENSOR INERCIAL

Los resultados obtenidos en el test-retest muestran una alta fiabilidad para todas las variables analizadas (Shrout, 1998), tanto en los rangos dinámicos de la pelvis, como en los parámetros espacio-temporales ($P < 0.001$). Para 11 de las 14 variables el ICC fue superior a 0.950 ($P < 0.001$), indicando una concordancia excelente (Sánchez, 2010). Los datos detallados se muestran en la tabla 4.

VARIABLE	TODA LA MUESTRA	
	ICC	P
ÍNDICE SIMETRÍA	0.808	<0.001
CADENCIA	0.983	<0.001
LONGITUD ZANCADA	0.997	<0.001
CICLO CARRERA	0.985	<0.001
TILT	0.868	<0.001
OBLICUIDAD	0.922	<0.001
ROTACIÓN	0.963	<0.001

Tabla 4. Resultados de fiabilidad del sensor en la muestra para las variables de índice de simetría, parámetros espacio-temporales y rangos dinámicos pélvicos.

IV.2. DATOS NORMATIVOS DEL PATRÓN CINEMÁTICO DE LA PELVIS EN LA CARRERA A PIE.

IV.2.1. SUJETOS

Para obtener los datos normativos del patrón cinemático de la pelvis, así como parámetros espacio-temporales relativos a la longitud de zancada, cadencia y ciclo de zancada se analizaron 101 triatletas, entre 18 y 53 años y una edad media de 31.34 años (± 8.81), un peso medio de 65.72 kilos (± 11.10) y la altura media fue de 170.90 cm (± 7.63). Los participantes del grupo de fiabilidad fueron incluidos posteriormente para completar la muestra de 101 sujetos. La comparativa de los datos se muestra en la tabla 5.

VARIABLES	HOMBRES	MUJERES
N	51	50
EDAD (años)	32.49 \pm 8.61	30.16 \pm 8.94
PESO (kilos)	74.02 \pm 8.24	57.25 \pm 6.11
ALTURA (cms)	176 \pm 5.70	165.70 \pm 5.79

Tabla 5. Datos demográficos de los sujetos que realizaron la prueba para extraer el patrón cinemático de la pelvis en la carrera a pie.

IV.2.2. PATRÓN NORMATIVO DE LA CINEMÁTICA DE LA PELVIS Y LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES EN FUNCIÓN DEL SEXO Y LA VELOCIDAD

Las principales variables dependientes en función de la velocidad y el sexo se reflejan en la tabla 6. Se dan valores promedio y los intervalos de confianza de cada grupo para cada una de las velocidades. En la tabla se muestran las diferencias de medias entre hombres y mujeres para cada velocidad.

	Datos promedio en cada variable						Diferencias de medias		
	HOMBRES			MUJERES			VELOCIDAD LENTA	VELOCIDAD MEDIA	VELOCIDAD RÁPIDA
	V1	V2	V3	V1	V2	V3	H-M	H-M	H-M
ÍNDICE DE SIMETRÍA (%)	99.04(0.69)	99.43(0.44)	98.62(0.82)	99.37(0.34)	98.89(0.73)	98.99(0.73)	-0.33(-0.80-0.14)	0.55* (0.07-1.03)	-0.37(-0.81-0.08)
CADENCIA (p/m)	170.1(9.7)	173.0(10.4)	171.3(9.39)	171.9 (15.5)	172.2(10)	173.5(10)	-1.76 (-9.56-6.04)	7.81 (-7.02-8.59)	-2.117(-9.47-5.24)
CICLO DE CARRERA (s)	0.70(0.04)	0.67(0.05)	0.70(0.04)	0.69(0.06)	0.69(0.04)	0.69(0.24)	0.01(-0.03 a -0.04)	-0.01 (-0.04-0.02)	0.01 (-0.02-0.04)
LONGITUD ZANCADA (m)	1.81(0.12)	2.02(0.23)	2.47(0.27)	1.30(0.14)	1.84(0.10)	2.14(0.14)	0.22(0.08-0.35)	0.18(0.06-0.31)	0.33(0.21-0.45)
TILT PELVIS (°)	7.50(1.70)	8.43(2.46)	8.01(2.00)	7.31(2.40)	8.33(2.58)	8.91(2.22)	0.20 (-1.37-1.77)	0.10 (-1.45-1.65)	-0.9 (-2.38-0.58)
ROTACIÓN PELVIS (°)	10.64(2.47)	9.96(3.76)	13.60(3.68)	13.21(2.98)	15.74(3.99)	16.13(3.42)	-2.57 (-5.09 a -0.05)	-5.78 (-8.26 a -3.30)	-2.53 (-4.91 a -0.16)
OBLICUIDAD PELVIS (°)	9.27(2.53)	7.84(2.16)	8.75(1.44)	8.11(1.34)	9.64(1.77)	7.81(1.99)	1.16 (-1.18-2.51)	-1.80*(-3.12 a -0.47)	0.95 (-2.23-0.34)

Tabla 6. Diferencias entre hombres y mujeres en función de la velocidad en las distintas variables cinemáticas de la pelvis. En las primeras columnas se muestran los valores promedio de los parámetros espacio-temporales, los rangos dinámicos de la pelvis y el índice de simetría de la aceleración vertical. En las siguientes columnas de muestra la diferencia de medias entre hombres y mujeres en las distintas velocidades. V1: Velocidad lenta, V2: Velocidad media, V3: velocidad rápida. H-M: hombres-mujeres *P<0.025

Para la variable **índice de simetría** (figura 11) no se cumplió la homogeneidad de varianzas y por tanto se tuvo en cuenta un nivel de significatividad $P < 0.025$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas respecto los efectos principales de sexo o velocidad, pero sí se hallaron en la interacción de ambos factores. Concretamente, a velocidad media, los hombres registraron un índice de simetría significativamente mayor respecto de las mujeres ($P < 0.05$). Pese a no hallar resultados estadísticamente significativos, el índice de simetría muestra una ligera tendencia a disminuir a medida que aumenta la velocidad de ejecución en ambos grupos.

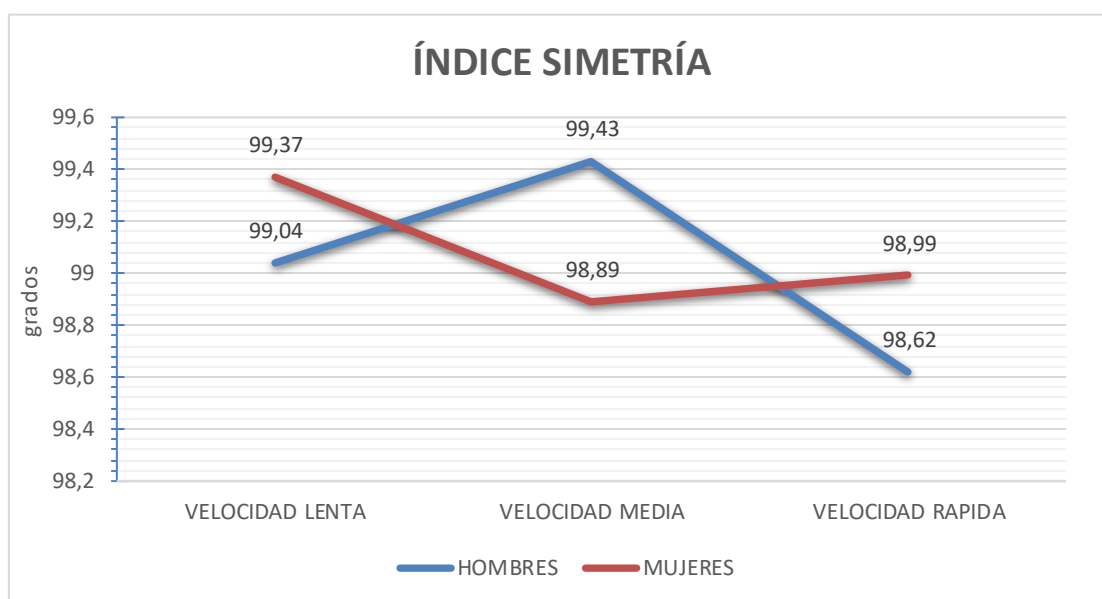


Figura 11. Variación del índice de simetría en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres

Para las variables de **cadencia** y **ciclo de carrera** (figuras 12 y 13) no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los factores principales sexo o velocidad, ni en la interacción entre ambos factores. A diferencia del ciclo de carrera, que mantiene un promedio estable en toda la muestra, en el caso de la cadencia se observó en las mujeres una leve tendencia al aumento conforme se incrementaba la velocidad de ejecución de la prueba, sin embargo, este resultado no alcanzó la significatividad estadística.

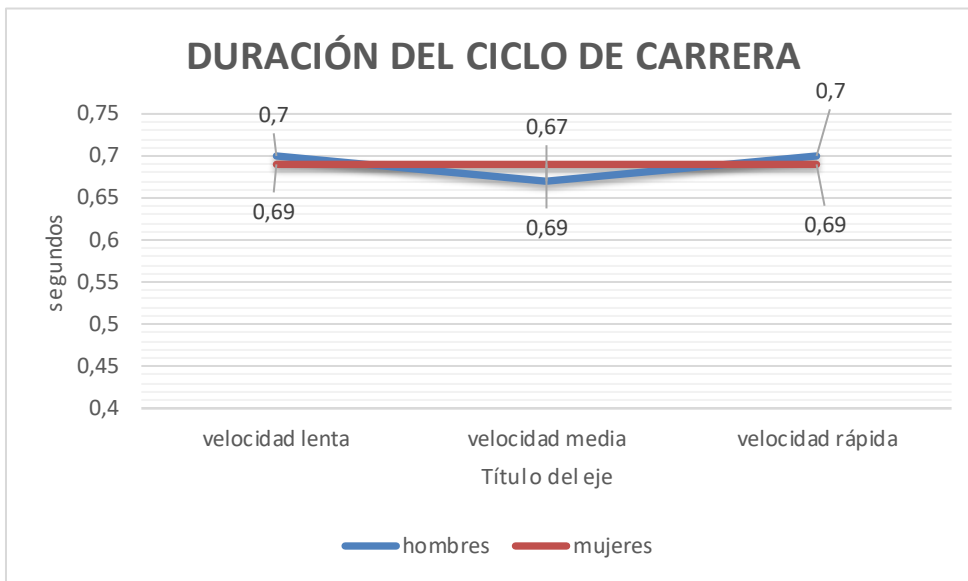


Figura 12. Variación del ciclo de carrera en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.

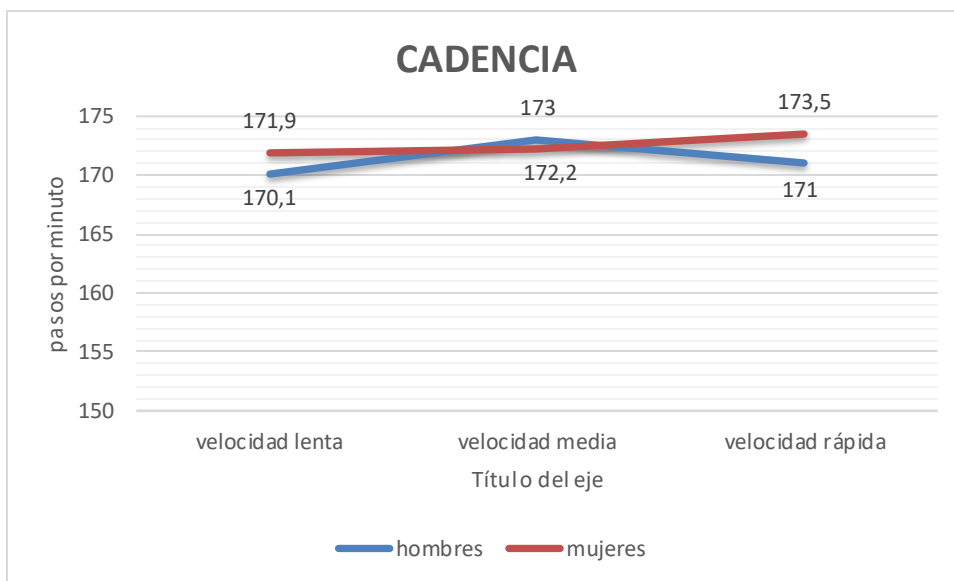


Figura 13. Variación de la cadencia en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.

En la **longitud de zancada** (figura 14) se observan diferencias estadísticamente significativas únicamente en los factores principales sexo ($P < 0.025$) y velocidad ($P < 0.025$), pero no en la interacción entre ambos factores. En esta prueba no se cumplió el supuesto de homogeneidad de varianzas y, por tanto, se consideraron resultados estadísticamente significativos los valores de $P < 0.025$. Se observó una mayor longitud de zancada en hombres respecto a las mujeres para cada una de las velocidades. Igualmente, se observó un incremento estadísticamente significativo de la longitud de zancada conforme se incrementaba la velocidad de ejecución de la prueba tanto en hombres como en mujeres.

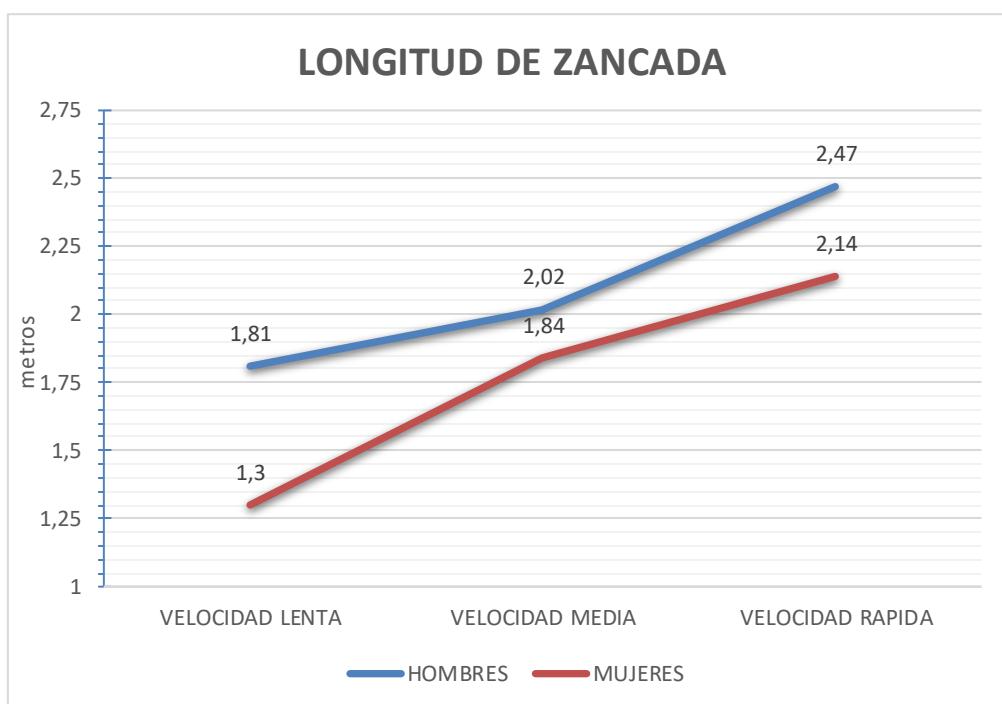


Figura 14. Variación de la longitud de zancada en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.

Los resultados de la cinemática articular referentes al **tilt** no muestran diferencias estadísticamente significativas en los efectos principales de sexo, velocidad o en la interacción de ambos factores. No obstante, la ausencia de significación estadística en el grupo de las mujeres se observó una tendencia al incremento del **tilt** pélvico conforme aumentaba la velocidad de la prueba (figura 15).

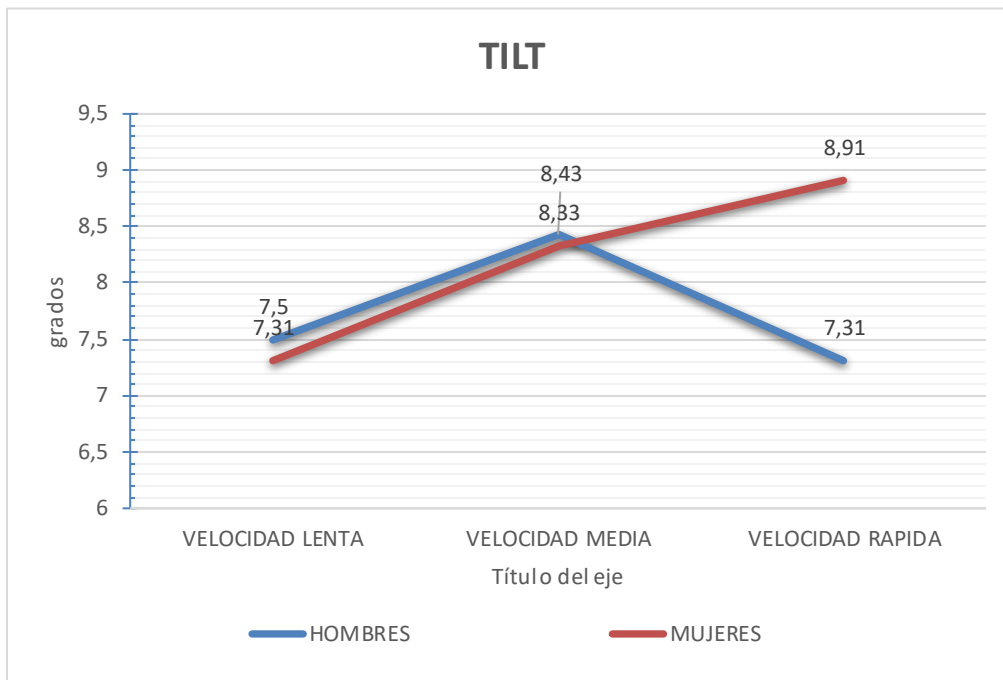


Figura 15. Variación del tilt en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres.

Las curvas cinemáticas del *tilt* pélvico que se dan durante un ciclo completo de carrera se muestran en la figura 16. Debido a la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre sexos y velocidades, se presenta una única ilustración con el promedio de toda la muestra a lo largo del ciclo de carrera completo.

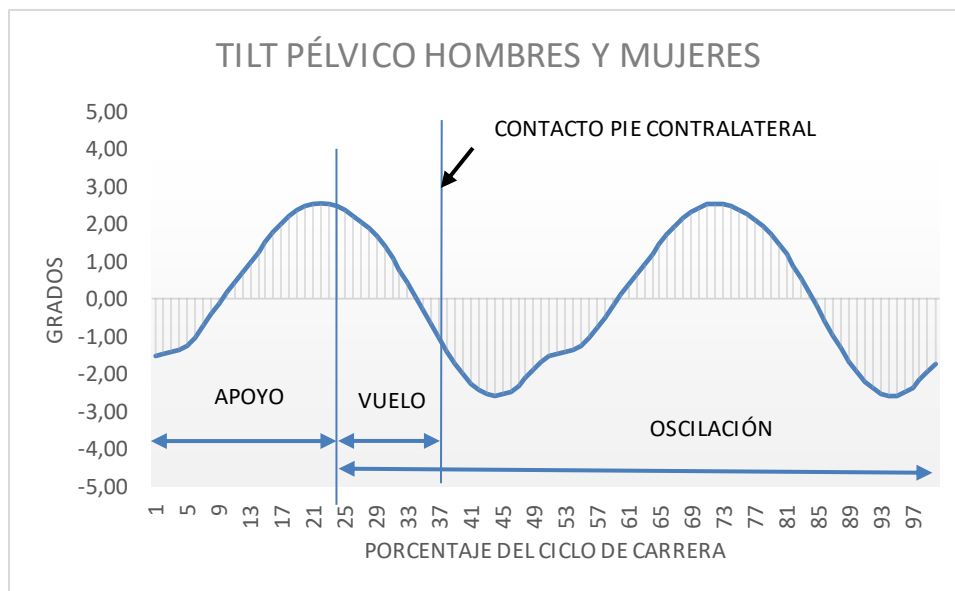


Figura 16. Curva cinemática de la pelvis en el plano sagital. Agrupados todos los sexos y velocidades. Los grados negativos representan una retroversión de pelvis. Los grados positivos representan una anteversión de pelvis. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

En el rango dinámico de **oblicuidad** pélvica (figura 17), se observaron diferencias estadísticamente significativas únicamente en la interacción de los factores principales sexo y velocidad ($P < 0.05$). Concretamente, a velocidad media, el grupo de las mujeres alcanzó un mayor rango oblicuidad pélvica respecto al grupo de hombres (figura 19). Al igual que a velocidad lenta (figura 18), a velocidad rápida, no se observaron diferencias estadísticamente significativas referentes al rango dinámico, pero sí se observa variaciones de patrón cinemático entre sexos (figura 20).

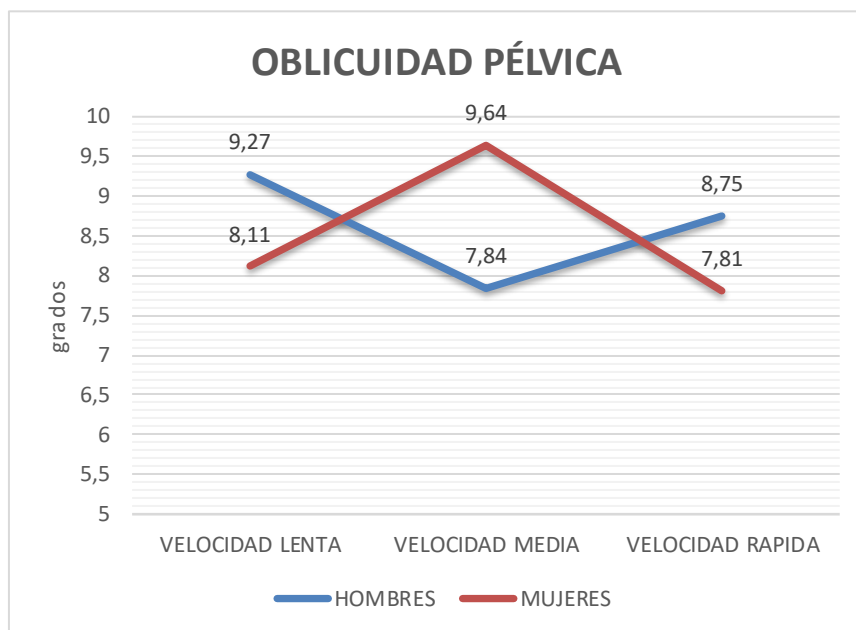


Figura 17. Variación de la oblicuidad en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres

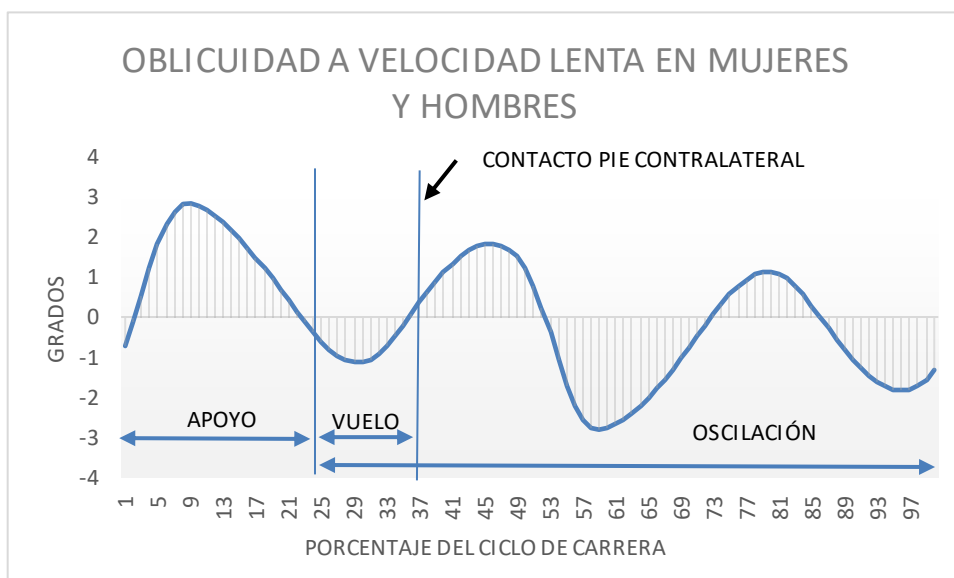


Figura 18. Curvas cinemáticas de la oblicuidad pélvica. Toda la muestra agrupada. Los grados negativos representan una oblicuidad en sentido caudal. Los grados positivos representan una oblicuidad en sentido craneal. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

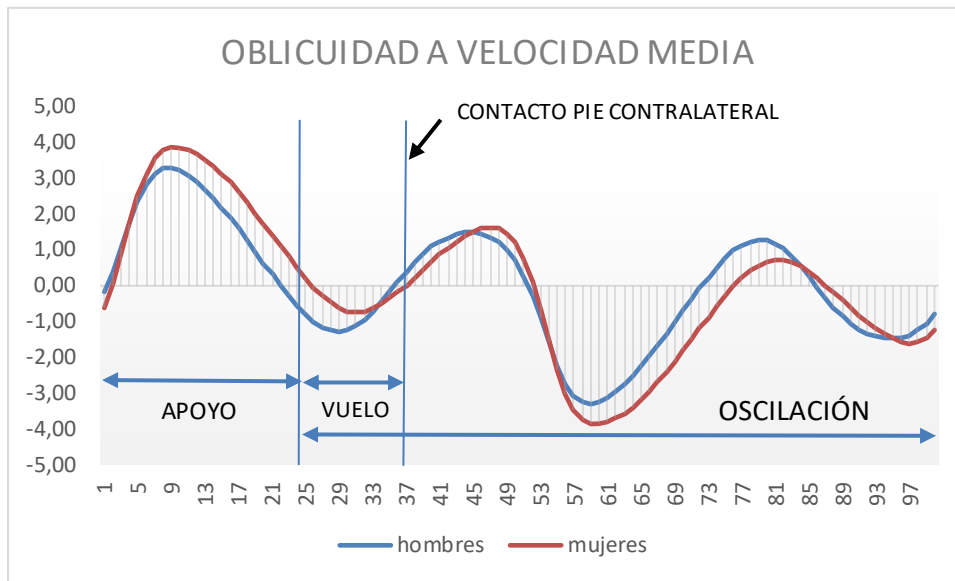


Figura 19. Curvas cinemáticas de oblicuidad a velocidad media. Hombres y mujeres en líneas separadas. Los grados negativos representan una oblicuidad en sentido caudal. Los grados positivos representan una oblicuidad en sentido craneal. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

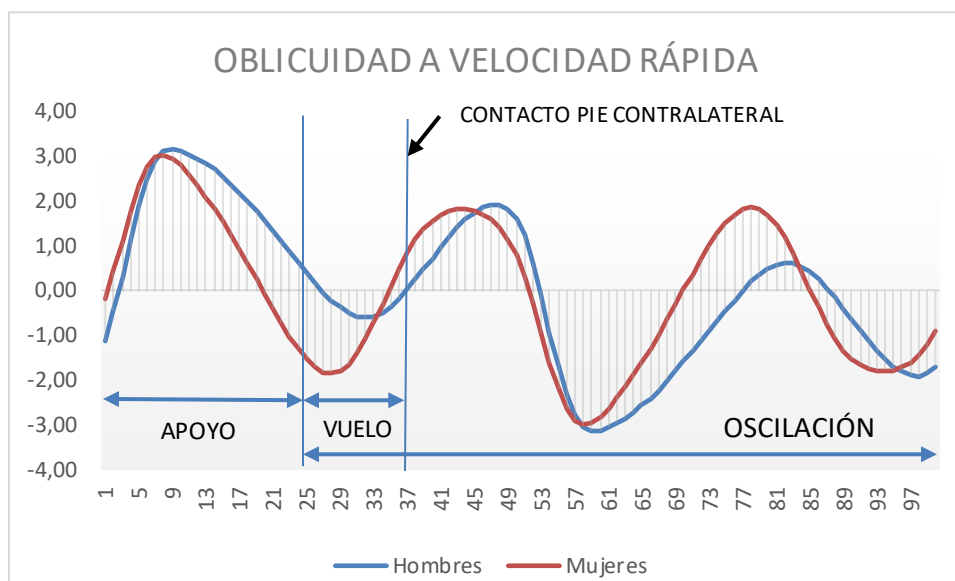


Figura 20. Curvas cinemáticas de oblicuidad a velocidad rápida. Hombres y mujeres en líneas separadas. Los grados negativos representan una oblicuidad en sentido caudal. Los grados positivos representan una oblicuidad en sentido craneal. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

En el rango dinámico de la **rotación pélvica** (figura 21) se observaron diferencias estadísticamente significativas en los efectos principales del factor sexo ($P < 0.001$) y del factor velocidad ($P < 0.05$), sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en la interacción de ambos factores. La rotación es mayor en mujeres respecto a los hombres a cualquier velocidad. Además, en ambos sexos aumenta la rotación a medida que aumenta la velocidad (figuras 22 y 23).

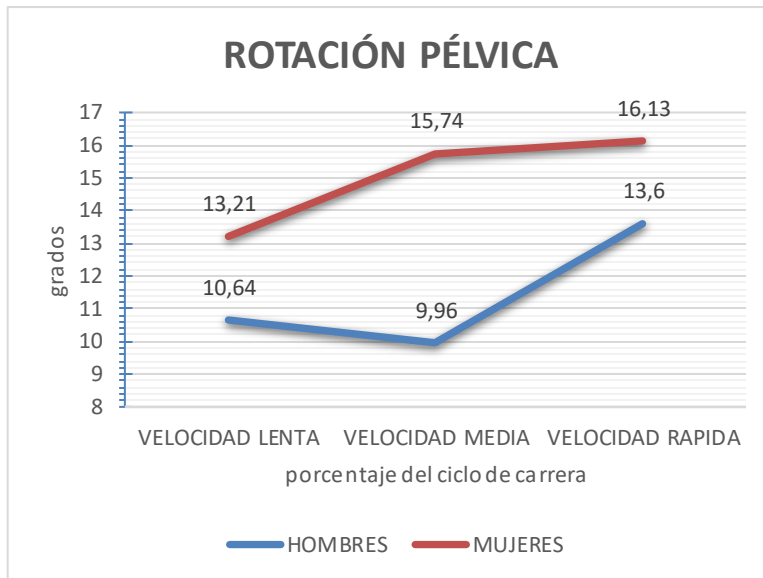


Figura 21. Variación de la rotación pélvica en función de la velocidad. En líneas separadas hombres y mujeres

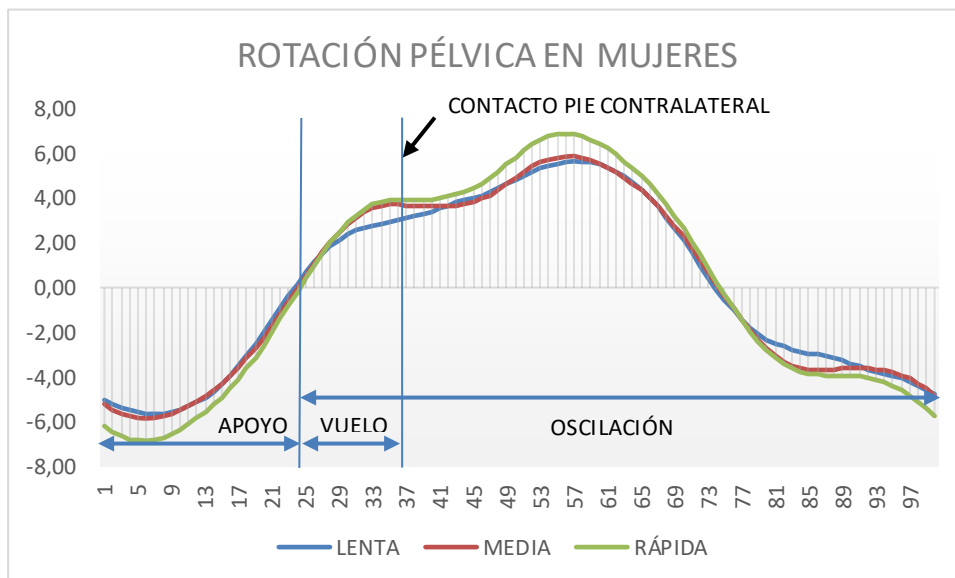


Figura 22. Curvas cinemáticas de rotación pélvica en mujeres. Velocidades en líneas separadas. Los grados negativos representan una rotación externa de pelvis, mientras que los positivos representan una rotación interna. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

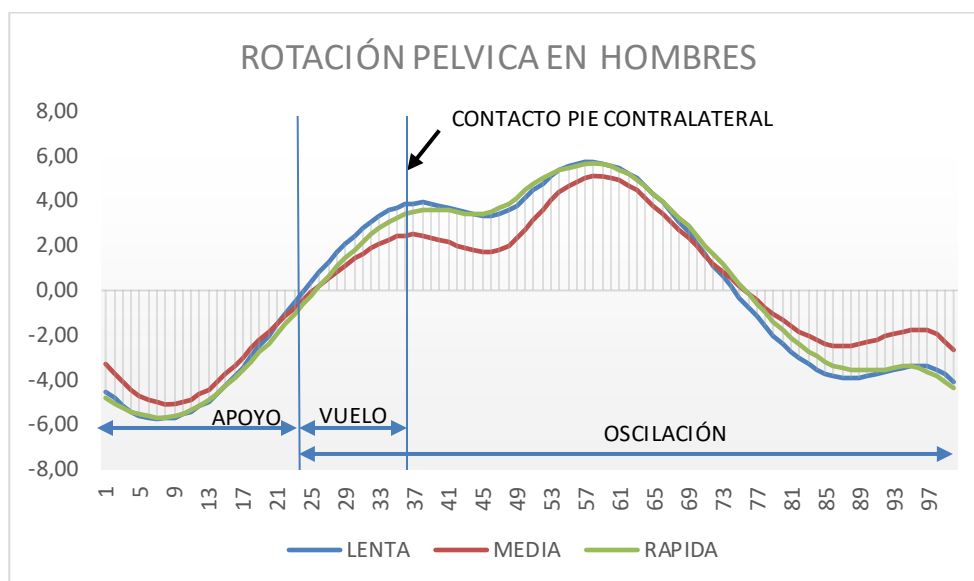


Figura 23. Curvas cinemáticas de rotación pélvica en hombres. Velocidades en líneas separadas. Los grados negativos representan una rotación externa de pelvis, mientras que los positivos representan una rotación interna. La flecha negra superior indica el momento del contacto inicial del pie contralateral al finalizar la fase de vuelo del miembro que muestra la gráfica.

Discusión

IV. DISCUSIÓN

El principal objetivo del presente estudio fue demostrar la fiabilidad del sensor inercial en el análisis biomecánico de la carrera de triatletas sanos sobre la cinemática de la pelvis presentando una excelente fiabilidad y sentando las bases metodológicas para la realización de futuros trabajos que analicen la carrera en poblaciones patológicas.

En nuestro estudio se analizó la fiabilidad del sensor inercial BTS G-sensor (BTS Bioengineering, Garbagnate Milanese, Italia) sobre la cinemática 3D de la pelvis durante la carrera, obteniéndose valores ICC superiores a 0.8 en todas las variables observadas, lo que supone una alta fiabilidad de los resultados.

La mayoría de autores que han estudiado el movimiento humano con sensores inerciales, se centran en la cinemática durante la marcha, sin embargo, se ajustan a una única articulación, encontrándose buenos índices de fiabilidad en cadera, rodilla y tobillo (Alonge, Cucco, D'Ippolito & Pulizzotto, 2014; Dong, Wu, Bao & Xiao, 2006; Cooper y cols., 2009, Favre y cols., 2008 y 2006; Kawano, Kobashi, Yagi, Kondo, Yoshiya & Hata, 2007; Seel, Raisch & Schauer, 2014; Fong & Chan, 2010). Otro alto porcentaje de autores, únicamente analizan un plano de movimiento (Dejnabadi, Holles, Aminian, 2005; Dejnabadi, Jolles, Casanova, Fua, & Aminian, 2016; Dong y cols, 2006; Seely cols., 2014). Por otra parte, varios autores analizaron la precisión en las mediciones de tronco, únicamente sobre movimientos específicos, como Wong & Wong, que reportaron para la columna lumbar con un sensor situado en L3 índices de fiabilidad excelentes en la flexión y lateroflexión lumbar. Si bien es cierto que la simplicidad del movimiento y las condiciones fueron controladas en laboratorio (Wong & Wong, 2008). Sin embargo, difícilmente se encuentran estudios con una temática relacionada con la pelvis.

Nuestro estudio establece un punto de partida sobre el uso del sensor inercial en el ámbito clínico debido al creciente interés de la población en el deporte, y, sobre todo, en actividades de resistencia como la carrera a pie y el triatlón, catalogados como deportes de una elevada incidencia de lesión (Migliorini, 2011).

El diagnóstico y monitorización biomecánica de forma rápida, sencilla y económica con sensores inerciales (Mayagoitia, Nene & Veltink, 2002) abre un campo de investigación clínico no explorado hasta la fecha en la carrera a pie tanto para identificar patrones alterados o erróneos, como para prevenir la aparición de lesiones.

Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran una buena repetibilidad para los valores del índice de simetría de la aceleración vertical. En la literatura, no existen datos contrastados sobre la cuantificación del índice de simetría diseñado tal y como lo hace nuestro estudio. Únicamente Lee y cols. cuantifican diferencias en la simetría durante la carrera a pie, pero los resultados son expresados en ratios, a diferencia de nuestro estudio que los resultados se expresan mediante valores de porcentaje. Además, la muestra total reunida por Lee y cols. fue bastante reducida, con 10 sujetos (Lee y cols., 2010). Pese a ello, nuestros resultados se muestran en consonancia con otros estudios que analizan diferencias en las fuerzas verticales en su conjunto, aunque ligeramente inferiores. Esto podría deberse al hecho de analizar de forma dissociada la aceleración vertical en ambos miembros, y no como un conjunto. Brage y cols. encuentran poca consistencia en los resultados de los sujetos a velocidades lentas en contraposición a los que llevaban unas velocidades altas, atribuyéndolo a una mayor variabilidad biomecánica anteroposterior y/o contralateral a velocidades lentas. Sin embargo, aunque Brage y cols. realizaron la prueba 12 sujetos a 10 velocidades distintas, utilizaron un acelerómetro uniaxial a diferencia del nuestro que fue triaxial y la muestra fue mucho mayor. Tampoco aportan datos sobre índice de simetría de todo el ciclo de carrera, sino que hablan de diferencias de aceleración de la fase de contacto entre la marcha y la carrera a pie (Brage y cols., 2003).

Otra posible explicación sobre las diferencias observadas en el índice de simetría puede atribuirse a la fatiga. LeBris y cols. demostraron que las fuerzas mediolaterales y la regularidad del ciclo de carrera se veían afectadas con la fatiga (LeBris y cols., 2006). El diseño de nuestro estudio buscaba recrear unas condiciones de esfuerzo percibido como de intensidad media-alta, analizando la totalidad de la prueba que consistía en dos periodos de 5 minutos. Algunos autores toman datos de únicamente 15 y 30 segundos a máxima velocidad (Riley y cols., 2008). Otros, analizan los últimos segundos de la prueba de 5 minutos a 3 velocidades (Lee y cols., 2010). También se han tomado muestras de los últimos 25 metros de varias series de 800 metros (Kawabata y cols., 2013). El carácter clínico del estudio buscaba establecer la existencia de posibles diferencias en largos periodos de tiempo, y no únicamente en los últimos segundos o un número de ciclos de carrera determinado.

Respecto a la localización del sensor, distintos estudios también han obtenido una alta fiabilidad en el registro de variables durante la carrera, independientemente de la ubicación seleccionada para la localización de los

sensores. Kawataba y cols. utilizaron 2 dispositivos: uno situado en L3 y otro en la apófisis xifoides del esternón (Kawabata y cols., 2013). Por su parte, Mayagoitia y cols. utilizaron un acelerómetro a distintas velocidades, emplazado a nivel de la tibia (Mayagoitia y cols., 2002). Recordaremos que en nuestro estudio el dispositivo era un sensor inercial que se encontraba ubicado a nivel de S1.

Debido a las diferencias observadas en la metodología de los distintos estudios respecto al dispositivo de registro empleado, su localización, la velocidad a la que se realiza la prueba o la duración de la misma, no se pueden establecer comparaciones de nuestros resultados con diseños similares. Sin embargo, toda la literatura en general, constata la fiabilidad de los acelerómetros como unidad de medición de las fuerzas de desplazamiento del centro de masas. La fiabilidad del acelerómetro incluido en un sensor inercial en carrera a pie no se ha descrito hasta ahora en la literatura. También se desconocía hasta el momento la fiabilidad en la medición de índice de simetría de la aceleración vertical en triatletas sanos como herramienta objetiva a tiempo real para cuantificar el desplazamiento vertical del centro de masas entre el miembro inferior.

Al margen de esta variable de estudio, los acelerómetros han demostrado capturar los patrones de zancada y parámetros espacio-temporales de forma precisa y válida durante la marcha (Moe-Nilssen & Helbostad, 2004; Zijlstra & Hof, 2003) y la carrera a pie (Le Bris, Billat, Auvinet, Chaleil, Hamard & Barrey, 2006; Rowlands, Stone & Eston, 2007; Purcell, Channells, James & Barrett, 2005) obteniéndose unos altos índices de correlación en estos parámetros. Sin embargo, un dispositivo emplazado en un único miembro, solamente recoge la información de este, y, por tanto, se descarta la obtención de otros datos relevantes para el análisis de alteraciones biomecánicas como el índice de simetría.

Respecto a la cinemática 3D de la pelvis, según la revisión llevada a cabo por McGinley, Baker & Wolfe para estudios de fiabilidad en el análisis tridimensional de la marcha, una desviación estándar de las diferencias entre los valores predichos y los valores observados de 2° o menos se acepta clínicamente en la mayoría de las situaciones. Errores entre 2° y 5° podrían ser razonables, pero requieren la interpretación de los datos. Por encima de 5° se consideran preocupantes porque pueden confundir dicha interpretación (McGinley, Baker & Wolfe, 2009). El nuestro, es el primer estudio que presenta datos de fiabilidad 3D de la pelvis durante la carrera a pie tomadas con un sensor inercial en personas sanas. Por tanto, no se

puede establecer una comparativa entre nuestros resultados con la de otros estudios que hayan predicho valores cinemáticos en condiciones similares.

Otra revisión llevada a cabo por Cuesta, Galán & Williams muestran la extensa bibliografía sobre los sensores inerciales, con estudios de validez y precisión en distintas articulaciones y movimientos (Cuesta, Galán & Williams, 2010). Según los datos examinados por Cuesta y cols. no se observó una unificación en resultados, siendo que algunos estudios otorgaban a movimientos del tronco un error entre los valores predichos y los valores observados entre 2° y 5°, y otros autores señalaban, valores menores a 2° para el mismo plano de movimiento. Sin embargo, la muestra, en todos los casos, se componía por un número de sujetos inferior a 10, y en la mayoría lo componían 1, 2 ó 4 sujetos; o los estudios eran de pobre calidad metodológica.

La mayor parte de la literatura referente a sensores inerciales se centra en métodos de reconocimiento y detección de la marcha (Varol, Sup & Goldfarb, 2010; Wentink, Schut, Prinsen, Rietman & Veltink, 2014; Novak y cols., 2014), estimación de parámetros espacio-temporales (Schepers, Van Asseldonk, Baten & Veltrink, 2010; Mariani, Rouhani, Crevoisier & Aminian, 2013; Liu, Inoue & Shibata, 2009) y anticipación de la marcha (Martínez-Mendez, Sekine & Tamura, 2011; Hassan, Kadone, Suzuki & Sankai, 2014; Stirling & Weatherly, 2013) como métodos de predicción cuya finalidad es poder adaptar los resultados a prótesis y a desórdenes de la marcha tales como Parkinson y enfermedades neurodegenerativas (El-Gohary, Pearson, McNames, Mancini, Horak, Mellone y cols., 2014) gracias a la identificación de alteraciones en esta (Kerrigan, Todd, Della Croce, Lipsitz & Collins, 1998).

Sant' Anna y cols. validaron la normalidad de la marcha con un sensor inercial en distintas variables espacio-temporales y cinemáticas como la flexión de cadera, rodilla y tobillo, con un ICC superior a 0.8 (Sant' Anna y cols., 2012). Sin embargo, la localización del sensor se utilizó de forma disociada y siendo distinta a la de nuestro estudio (un giroscopio se situó entre ambas espinas ilíacas antero-superiores, en la parte ventral del cuerpo y un acelerómetro se situó 3 cm por encima del maléolo tibial). Por su parte, Bolink y cols., mostraron la validez del sensor inercial como herramienta de análisis para medir ángulos pélvicos durante la marcha, y en los test "sit-to walk" y "step-down" con unos valores ICC para la marcha de 0.96 a 1 y un error entre resultados predichos y resultados observados de 2.70° y 2.68° para el plano frontal y el plano sagital respectivamente (Bolink, Naisas, Sendena, Essers Heyligers, Meijer y cols., 2015). Este estudio únicamente muestra

conclusiones respecto a la validez del sensor para medir grados de error, pero no se encuentran datos referentes a la fiabilidad de la cinemática articular pélvica, y tampoco los hay en el plano transversal.

Pese a que existen suficientes evidencias sobre el uso del sensor inercial en el análisis de la marcha (Varol y cols., 2010; Cuesta y cols., 2010; Sinclair y cols., 2012; Alonge y cols., 2014, no ocurre lo mismo en la carrera a pie, donde hasta el momento no se ha evaluado ningún segmento con sensores inerciales y, por tanto, no existen datos normativos de referencia para poder comparar nuestros resultados.

En otros deportes en relación con el triatlón, como es la natación, se ha validado el uso de sensores inerciales para estimar la cantidad de patadas con unas correlaciones entre el sensor y el vídeo de 0.96 y 1.00 respectivamente. El error típico de la medida en la fiabilidad entre los ensayos fue de aproximadamente el 4% para el recuento de patadas y la velocidad. De esta forma los sensores inerciales generan suficientes estimaciones de validez y fiabilidad para cuantificar los cambios en la cantidad de patadas y la velocidad en natación estilo libre (Fulton, Pyne, & Burkett, 2009). Otros autores que analizaron distintos eventos de la brazada, encontraron que las correlaciones entre la medición de entradas y salidas fueron casi perfectas y errores de predicción de aproximadamente 0.1 segundos para las variables analizadas (Lee, Burkett, Thiel & James, 2011).

Lee y cols. realizaron un estudio de validez con un diseño semejante al nuestro. El sensor inercial estaba colocado en el sacro para identificar las aceleraciones verticales bilaterales del centro de masas (COM). El índice de correlación fue muy alto (0.96) entre el sensor inercial y el *Gold Standard*. Este estudio demostró que un sólo sensor inercial puede ser utilizado como un método válido de medición de la aceleración vertical del COM (Lee y cols., 2010). Kawabata y cols. realizaron un trabajo de fiabilidad en 13 adultos hombres, a 3 velocidades, colocando el acelerómetro en L3 para medir la aceleración del tronco. La cadencia se obtuvo a partir de la aceleración vertical obteniendo una excelente correlación tanto en tapiz rodante como en suelo (Kawataba y cols., 2013). Estos resultados se repiten en otros autores que realizan mediciones de tronco en la tercera lumbar (Auvinet, Berrut, Touzard, Moutel, Collet, Chaleil & Barrey, 2002; Wixted y cols, 2010).

Las aplicaciones de los sensores inerciales en el deporte van aumentando cada vez más, sobretodo en gestos técnicos controlados como la patada de natación, o el golpeo de golf (Ghasemzadeh, Loseu, Guenterberg & Jafari, 2009). Sin embargo, tras los resultados revisados podemos afirmar que no existen referencias para poder

comparar nuestros datos de fiabilidad en la carrera a pie con otros estudios asumiendo al sensor inercial como unidad integrada de medición. Por separado, los acelerómetros han demostrado ser un método preciso en la cuantificación de parámetros espacio-temporales y aceleración vertical, en su variedad de emplazamientos anatómicos. A la luz de la revisión realizada y tras los resultados obtenidos en nuestro trabajo, consideramos que este estudio establece un punto de partida para continuar investigando la cinemática de la carrera e índice de simetría, fomentando su uso en el ámbito clínico, debido a la facilidad de manejo y rapidez de análisis respecto a otros métodos.

Continuando con los objetivos del estudio, la segunda parte de nuestro trabajo fue el establecimiento de los datos normativos de parámetros espacio-temporales, cinemática de la pelvis e índice de simetría entre grupos de hombres y mujeres triatletas, en función de la velocidad.

Siguiendo el protocolo utilizado por otros estudios con metodologías similares, se utilizó un tapiz para la realización de la prueba con la finalidad de que las condiciones de velocidad, pendiente y terreno fuesen lo más controladas y reproducibles (Riley y cols., 2008). Al realizar la prueba en tapiz rodante, no se ha contemplado el factor de “resistencia al viento”, sin embargo, en este caso no es determinante para el tipo de análisis efectuado, sino que se ha relacionado más con estudios centrados en investigar el coste energético (Pugh, 1970). Si bien es cierto que Sinclair y cols. y Schache y cols. afirman que se producía una mayor flexión de cadera previo al contacto inicial, en sujetos que realizaron la prueba en suelo (Sinclair y cols., 2013; Schache y cols., 2001), Wanks, Frick & Schmidtbleicher lo atribuyen a una menor longitud de zancada producida en tapiz. Los anteriores argumentos, muestran discrepancias con los de otros autores que no encontraron diferencias en estos parámetros entre grupos que corrieron en cinta y los que corrieron en suelo (Williams y cols., 1985; Frishberg, 1982). En nuestra investigación todos los sujetos realizaron la prueba en cinta, de esta forma se limitaría la variación de los parámetros espacio-temporales para que fueran acordes en toda la muestra. Sin embargo, dado que no existe unanimidad en la comunidad científica respecto a las posibles diferencias entre terrenos, consideramos que los resultados de nuestro trabajo son extrapolables a correr en suelo, aceptando variaciones de la carrera en función de los parámetros espacio-temporales a velocidades iguales, siempre y cuando el terreno sea llano y liso.

En cuanto a eventos relacionados con la cinética, un número mayor de autores notifican patrones distintos entre correr en cinta o en el suelo (Kram, Griffin, Donelan & Chang, 1998; Winter & Robertson, 1978). En este estudio únicamente se analizan las variables cinemáticas exceptuando las relacionadas con la aceleración vertical, pese a que en algún momento puedan ser mencionadas para completar la información sobre las observaciones expuestas.

Nuestro trabajo se diseñó bajo la premisa de utilizar una velocidad autoseleccionada, con el objetivo de mantener una buena economía de carrera, y unas condiciones reales aplicables clínicamente a posteriori. Riley y cols. determinaron una velocidad autoseleccionada por los sujetos, siguiendo las mismas indicaciones que nuestro estudio, instando a los sujetos a elegir la velocidad que llevarían en una carrera de 10 kilómetros (Riley y cols., 2008). En su estudio no se encontraron diferencias significativas en la mayoría de variables cinemáticas en los distintos grupos entre corredores en cinta o suelo pese a la corta duración de ambos test, en consonancia a otros autores (Frishberg, 1983, Riley y cols, 2007). Por otro lado, también se ha descrito que la longitud de zancada libre es más económica y presenta una mayor eficiencia mecánica con velocidades establecidas (Squadrone & Gallozzi, 2009). En coherencia con estos resultados, nuestro trabajo no determinó la velocidad que debían llevar los triatletas para aportar veracidad a la información obtenida y poder aplicarlo en el ámbito clínico encaminado a la prevención de las lesiones.

En relación a la cadencia, algunos autores sugieren que las mujeres tienden a aumentar la frecuencia de zancada debido a que su ensanchamiento pélvico crea una disminución en la longitud de la pierna (Nelson y cols., 1977). Contrariamente a este dato, la frecuencia de zancada en nuestros resultados no varió, independientemente del sexo o de la velocidad de ejecución de la prueba. Una posible respuesta, podría ser la diferencia de velocidad entre ambos estudios, ya que Nelson y cols. seleccionaron velocidades sprint (entre 22.11 y 24.26km/h). En nuestro estudio, en las mujeres se encontró una tendencia al aumento en la frecuencia de zancada a medida que aumentaba la velocidad, pero este dato no alcanzó la significatividad estadística. El mismo comportamiento se observó en la variable ciclo de carrera. Sin embargo, en el caso de la variable longitud de zancada, se observó en los hombres que ésta era superior a la de las mujeres independientemente de la velocidad de realización de la prueba. Además, también se observó que la longitud de zancada se incrementaba en ambos sexos conforme aumentaba la velocidad.

Según nuestros resultados, parece ser que, a una velocidad autoseleccionada, independientemente de si es rápida o lenta, el sujeto adecúa su longitud de zancada, permaneciendo el ciclo de carrera y la frecuencia invariables; aportando de esta forma una carrera energéticamente eficiente, o un estado estable de carrera. Además, se ha observado que a velocidades altas donde ya no puede aumentar más la longitud de zancada, es cuando lo hace la cadencia (Brage y cols., 2003). No obstante, velocidades consideradas como submáximas se excluyen de nuestro objetivo de análisis, puesto que en los deportes de resistencia no se utiliza el sustrato anaeróbico más allá de momentos puntuales (Cejuela y cols., 2007). El objetivo de la velocidad autoseleccionada fue aportar datos válidos para detectar qué ocurre en los triatletas, y, por tanto, en cualquier corredor *amateur*, mientras corren dentro de un estado estable.

Entre los factores que pueden alterar la economía de carrera se encuentra el volumen de oxígeno (VO_2). Las condiciones del estado estable están verificadas por el mantenimiento de la concentración de lactato en niveles basales (Thomas, Fernhall, Blanpied & Stillwell, 1995). La fatiga en la carrera influye en las características fisiológicas y biomecánicas al cambiar las condiciones de un estado estable (McLaren, Gibson, Parry & Edwards, 1989). Algunos autores han encontrado una disminución en la economía de carrera en pruebas de 5km, en corredores que metabolizaban más oxígeno a la misma intensidad (Thomas y cols., 1995). Establecer una velocidad determinada por encima de la que un sujeto deba aumentar su VO_2 puede llevar a un detrimento en la economía de carrera, alterando así las condiciones controladas del estudio y los resultados biomecánicos finales (Saunders y cols., 2004). Por tanto, la mejor opción para el diseño del parámetro de velocidad, fue sugerir una velocidad autoseleccionada en la que el deportista considerase la velocidad óptima para mantener un ritmo reproducible en una carrera de 10km.

La gran mayoría de estudios revisados en los que se analiza la biomecánica, utilizan tiempos de intervención no superiores a 30 segundos, que incluyen varios ciclos de zancada (Schache y cols., 2002; Ferber y cols., 2003). Hay que resaltar que el método empleado en estos casos es la grabación y análisis visual posterior por lo que el hecho de reducir los tiempos de intervención, simplifica considerablemente el análisis. A diferencia de los métodos visuales, el sensor inercial necesita un tiempo de calibración en estático. Durante la realización de la prueba, se capturan eventos cada 30 segundos, donde se evalúa la repetibilidad de todos los parámetros para luego obtener resultados promedio o analizar dichas franjas por separado. El uso del

sensor respecto a sistemas visuales puede resultar más relevante en el ámbito clínico a la hora de analizar variables biomecánicas relacionadas con la fatiga o con cambios de velocidad en relación al tiempo, o incluso detectar patología músculo-esquelética que aparece de forma tardía durante la prueba.

La colocación del sensor se sitúa en S1, no se puede comparar con otras metodologías de carrera a pie, ya que no hay literatura al respecto que contraste datos cinemáticos de la pelvis. Considerando que el anillo pelviano está sujeto a dos fuerzas externas; por un lado, a la gravedad ejercida por el peso del tronco transmitida directamente desde L5 al promontorio, y por ende a la articulación sacroiliaca (ASI) y miembros inferiores; y por otro lado las tensiones y fuerzas de las extremidades, de dirección caudo-craneal transmitidas por la cabeza femoral hasta la ASI (Miralles & Puig, 1998), se considera a la pelvis un punto de cruce en la transmisión angular y cinética en ambos sentidos. Además, del sacro parten trabéculas que se dirigen a la superficie articular, tanto desde la base del sacro como en carillas articulares y alas sacras (Miralles & Puig, 1998). En este caso, se toma como punto de referencia S1, para cuantificar el desplazamiento del COM (Lee y cols., 2010), y para registrar datos de la cinemática de la pelvis. En concreto, la sensibilidad de este sensor permite registrar datos del movimiento pélvico en 3D con precisión, reduciendo al mínimo la interferencia con la columna lumbar.

Relacionando nuestros datos con los de otros autores, se observa, tal y como se ha comentado antes, que una velocidad impuesta se puede traducir en fatiga y en cambios cinemáticos y cinéticos externos, afectando a las características de una zancada (Hunter & Smith, 2007). Pese a que existen variedad de resultados relacionando la cadencia con la fatiga, los resultados son confusos y no presentan unanimidad (Candau y cols., 1998; Dutto & Smith, 2002; Kyrolainen y cols., 2000; Place, Lepers, Deley & Millet, 2004).

En nuestro estudio la longitud de zancada aumenta significativamente con el aumento de velocidad mientras la cadencia y el ciclo de carrera se mantienen estables. Estos resultados se encuentran en consonancia con otros estudios (Ogueta, Rodríguez & García, 2013) donde los sujetos con mayor rendimiento, y por ende velocidad mayor, presentaban un incremento en la longitud de zancada. Sin embargo, esto no parece ocurrir en corredores a velocidades superiores a 7 m/s (25km/h) donde la longitud de zancada ya no aumenta, pero sí lo hace el ciclo de carrera (Mero y cols., 1992), en nuestro trabajo el ciclo de carrera se mantuvo prácticamente estable independientemente de la velocidad y el sexo. Cabe destacar,

que las velocidades alcanzadas en nuestro estudio no son comparables con las del estudio de Mero y cols. en el que los sujetos corrían a velocidades sub y supra máximas (Mero y cols., 1992). La invariabilidad de nuestros resultados podría ser debida a que la duración de la prueba y la velocidad autoseleccionada pudieran aportar economía durante la carrera. Algunos autores sitúan una cadencia de zancada óptima entre 170 y 180 pasos por minuto (Hunter & Smith, 2007). Esta cadencia descrita coincide con los resultados de nuestro estudio, con promedios de entre 170 y 173 pasos por minuto.

Respecto a la cinemática articular en la carrera a pie, para comparar nuestros resultados con los de otros autores, podemos afirmar que, a diferencia de la cadera, que tiene una extensa literatura referente, pocos estudios analizan la cinemática de la pelvis en el plano tridimensional y no existe ninguno que lo haga mediante sensores inerciales.

Entre los estudios que detallan las amplitudes en los 3 planos de movimiento de la pelvis durante la carrera a pie, tres de ellos detallan rangos de *tilt* (Ounpuu 1990, Novacheck, 1998, Schache, 2002). Ninguno de los autores analiza los resultados según el género.

Estructuralmente, el diámetro de la pelvis de la mujer incrementa la angulación del fémur que, añadido a una mayor rotación interna respecto a los hombres (Simoneau, Hoenig, Lepley & Papanek, 1998), promueve un genu valgu. El ángulo Q se ve, por tanto, aumentado en mujeres (Horton & Hall, 1989; Anglietti, Insall & Cerulli, 1983). Otros autores han descrito diferencias entre hombres y mujeres a nivel de cadera y rodilla (Ferber y cols., 2003), pero se desconoce cómo afectan estas variables en la cinemática de la pelvis en mujeres respecto a hombres mientras corren.

De los autores que mostraron sus hallazgos en la cinemática pélvica, Schache y cols. realizan un análisis del complejo lumbopélvico y cadera a sujetos varones entrenados, a velocidad rápida (14.4km/h) (Schache y cols., 2002). Por su parte, Ounpuu reduce la velocidad a 8km/h, pero la muestra analizada son niños (Ounpuu, 1990). Todos los estudios utilizan una velocidad preestablecida, a excepción de la revisión llevada a cabo por Novacheck que oscila entre 11.5 y 13.68 km/h, otorgando a velocidades superiores la categoría sprint (Novacheck, 1998).

El promedio que reporta Novacheck fue de 5° en el movimiento de *tilt* mientras que Schache y cols. encontraron un promedio de 7.6° en el rango del *tilt*

pélvico a velocidad sprint. A excepción de Novacheck, nuestros resultados van en la línea de estudios previos. En nuestro caso, el promedio en hombres a velocidades menores a 10km/h y mayores de 11.70km/k, es de 7.5° y 8.01°. Tras la comparativa creemos, que la variabilidad en el *tilt* tiende a mantenerse estable, corroborando que el patrón y rango de la ante-retroversión no cambia.

Pese a que el pico máximo de anteversión pélvica y extensión lumbar se producen en el momento del despegue, dejando como responsables de la propulsión a los flexores plantares de tobillo y extensores de rodilla antes del despegue, la inversión del momento angular de la pelvis podría retrasarse debido a la reacción tras la velocidad de propulsión a velocidades altas, ya que a velocidades lentas ocurre justo en el momento del despegue (Novacheck, 1998). Además, tras la energía potencial generada por los músculos, aparece seguidamente, en menor medida, la energía cinética residual apoyando esta inversión del movimiento justo después el despegue.

La pelvis en el momento del contacto inicial se sitúa en ligera retroversión relativa, acompañada de una mínima flexión lumbar y una ligera flexión de cadera. Esta situación se puede entender como un mecanismo de absorción de las fuerzas de impacto iniciales (Mann & Hagy, 1980). Una vez ha ocurrido el contacto inicial, la pelvis comienza la anteversión hasta alcanzar su pico máximo justo tras la fase propulsiva. A continuación, vuelve a realizar un *tilt* posterior hasta mitad de ciclo de oscilación. Esta retroversión gradual acompaña al vuelo y ataque de la pierna contraria, pudiendo atribuirse a la propia oscilación de la hemipelvis en cadena abierta, dado que este movimiento no queda respaldado por la fuerza de reacción del suelo.

Se puede concluir en esta variable, que el rango dinámico observado en nuestro trabajo correspondiente al *tilt* parece mantenerse entre un promedio de 7.5° y 8° en velocidades autoseleccionadas entendidas como “energéticamente económicas”.

Respecto al plano frontal, en los movimientos de elevación y descenso de la oblicuidad de la pelvis, las amplitudes sufren grandes variaciones según los distintos autores. Ounpuu observa amplitudes medias de 2° a velocidades de 8km/h, en su muestra. Esta mínima oscilación se puede atribuir a la velocidad baja respecto a otros autores, o a su muestra en población infantil (Ounpuu, 1990). Cairns y cols. observan un rango de oblicuidad medio considerablemente mayor, de 15°; sin embargo, los sujetos diana eran marchadores, y por tanto no se puede extrapolar

este resultado a nuestra población (Cairns y cols., 1986). Novacheck encontró un rango de oblicuidad entre 7° y 12° a velocidades entre 11.5 y 13.7 km/h (Novacheck, 1998). Schache y cols. con una velocidad mayor estipulada en su estudio, encuentran menor rango que Novacheck, reportando una oblicuidad media de 10.6 ±3° en sus corredores (Schache y cols., 2002), pero ningún autor hace referencia a rangos separados por género en la pelvis. Nuestros resultados se muestran más acorde con los de Novacheck, con una media de 8.5° de oblicuidad asumiendo la totalidad de la muestra. Sin embargo, se observan diferencias estadísticamente significativas entre sexos en relación a las velocidades. Concretamente, velocidad media las mujeres presentaron mayor oblicuidad respecto a los hombres. En todos los casos, el rango de oblicuidad osciló entre 7.50° y 8.91°.

Los rangos dinámicos de oblicuidad observados en nuestro estudio difieren discretamente de los reportados por Schache y cols. (Schache y cols., 2002) siendo en nuestro caso algo inferior; Además, también existe alguna diferencia respecto al trabajo de Novacheck, en cuyo estudio observaron que al aumentar la velocidad se incrementaba la oblicuidad (Novacheck, 1998). Una posible explicación a estos resultados, podría relacionarse con la economía de carrera. En nuestro estudio todos los sujetos utilizaron una velocidad autoseleccionada, mientras que en los otros casos la velocidad fue preestablecida.

No existen otros estudios que comparen la cinemática de la pelvis con un diseño similar para poder establecer con claridad qué ocurre en la oblicuidad al pasar de una velocidad autoseleccionada en la que predomina la economía de carrera a una alta velocidad donde predomina la rapidez y sobre la eficiencia energética. En nuestro caso, las mujeres entrenadas, a velocidades mayores percibidas como un estado estable, tienden a disminuir su rango dinámico de oblicuidad pélvica. Sin embargo, el dato más sorprendente a estas velocidades, es que a pesar de que el rango dinámico no muestra diferencias estadísticamente significativas, el patrón cinemático de las mujeres se comporta de forma distinta respecto al de los hombres.

En el contacto inicial la pelvis está alineada, con una ligera elevación en el lado homolateral al pie que apoya. En la respuesta a la carga decae en el lado contralateral para amortiguar el descenso del centro de masas (Slocum & James, 1968). Una vez se absorbe el impacto en el apoyo medio, vuelve a horizontalizarse para pasar a descender en la pierna homolateral como potenciador de la propulsión junto a la extensión del raquis lumbar y la extensión de cadera. En el grupo de mujeres que realizaron la prueba a velocidad media, se observa un aumento de

oblicuidad homolateral respecto al grupo de los hombres. En concreto, este aumento se da coincidiendo con el pico máximo de oblicuidad, al final de la fase de respuesta a la carga. El resto del patrón hasta el despegue de dedos, la tendencia entre hombres y mujeres es la misma, pero la diferencia de oblicuidad obtenida al inicio del apoyo se mantiene constante entre ambos grupos.

Ferber y cols. han evidenciado una mayor aducción de cadera además de un mayor pico aductor de cadera, y rotación externa de rodilla en mujeres. También observaron en ellas una mayor absorción de la energía en el apoyo medio (Ferber y cols., 2003). El responsable de frenar la aducción de cadera, y la oblicuidad inferior de la pelvis es el glúteo medio, considerado como el músculo encargado de la horizontalidad de la pelvis (Miralles & Puig, 1998). Debido a este aumento en la caída de la pelvis posiblemente se produzca una mayor actividad del glúteo en determinadas fases del ciclo de carrera, en respuesta a la oblicuidad de las mujeres, sea un mecanismo de amortiguación a velocidades medias.

A velocidades altas, se observa un patrón cinemático distinto en ambos sexos. Tanto hombres como mujeres, llegan a un pico máximo de respuesta a la carga con una oblicuidad similar. Pese a esto, en el resto de la fase de apoyo hasta el momento de propulsión, la pelvis cae en mujeres de forma considerable respecto a los hombres, los cuales siguen manteniendo los rangos similares en todas las velocidades. Se podría decir que, en las mujeres los mecanismos abductores que deberían trabajar excéntricamente en la activación ofreciendo un frenado en el descenso de la oblicuidad lo hacen justo antes respecto a los hombres con picos más abruptos en proporción a ellos.

El papel de la oblicuidad en la carrera a pie, es absorber el impacto de las fuerzas de reacción. En las mujeres, debido a la morfología de la pelvis, aumenta la absorción de energías por parte de la rodilla y cadera (Ferber y cols., 2003), y, por tanto, la oblicuidad de la pelvis se ve arrastrada en el movimiento; para compensar esa disipación energética posiblemente aumente la actividad de los abductores a final de ciclo.

Continuando con los resultados obtenidos en la rotación pélvica, observamos que es el parámetro donde mayores diferencias se han encontrado entre hombres y mujeres.

En nuestros resultados, la rotación en carrera varía en función de la velocidad, y, también en función del sexo. El rango de rotación en hombres oscila entre 9.96° y 13.6° , y en mujeres entre 13.21° y 16.13° .

Todos los estudios de referencia muestran un rango de rotación entre 16° y 18° (Novacheck, 1998; Schache y cols., 2002; Cairns y cols., 1986). Incluso Cairns y cols. a velocidades lentas obtienen un rango de rotación media mayor, de 16° , que la encontrada en nuestro estudio en los sujetos que corrieron a la misma velocidad (Cairns y cols., 1986), que oscila entre los 9.96° y los 13.21° en nuestro caso. Si bien es cierto que estas diferencias podrían atribuirse a que los sujetos eran niños en el trabajo de Cairns y cols. Otros autores también aportan resultados en la rotación pélvica mayores a los nuestros; una posible explicación de estas variaciones podría estar en la velocidad (Novacheck, 1998; Schache y cols., 2002). Al producirse un aumento de la velocidad, para aumentar el rango de extensión de cadera en la fase de propulsión sin que varíe el rango del *tilt*, podría producirse un aumento de rotación pélvica como mecanismo compensador, ya que la longitud de zancada aumenta, y los ángulos articulares del *tilt* y de la oblicuidad no lo hacen, para limitar el ahorro energético, que es inversamente proporcional a la velocidad.

En condiciones normales, al realizar el movimiento en bipedestación, la flexión de cadera se acompaña de una retroversión pélvica y flexión lumbar. Al correr, en la fase de propulsión, la pelvis está fijada en anteversión, lo que limita la flexión de cadera como posible mecanismo para alargar la longitud de paso. Para permitir el aumento de la zancada, el movimiento más ventajoso en el avance parece ser la rotación. En el momento del despegue de dedos en la fase de apoyo, la cadera homolateral se sitúa en su máxima extensión y la pelvis en su pico máximo de anteversión. La flexión de la cadera contraria está iniciando la fase de vuelo y se ve limitada por la anteversión de la pelvis debido a la tarea principal propulsiva. Se producirá un aumento de rotación interna para poder alargar la zancada, impulsado por la propulsión homolateral.

En la marcha, la pelvis realiza una máxima rotación interna en el momento del contacto inicial para poder alargar la zancada en la fase de doble apoyo. Este mecanismo hace coincidir el pivote de pelvis con miembro inferior. En la carrera a pie no ocurre lo mismo. En el momento del despegue de dedos, la pelvis se encuentra tridimensionalmente en una máxima anteversión; en oblicuidad descendiendo en el lado del apoyo, arrastrada por la anteversión y el descenso del centro de gravedad; y en ligera rotación externa (Schache y cols., 2002; Novacheck, 1998). A partir del

despegue de dedos comienza la rotación interna pélvica, alcanzando su punto máximo en la oscilación media, permitiendo alargar la zancada. Este mecanismo permite maximizar la velocidad horizontal minimizando la pérdida de velocidad. En la carrera a pie, en el contacto inicial se produce un momento torsor en la pelvis en dirección cráneo-caudal y caudo-craneal, para permitir el equilibrio del cuerpo y minimizar las fuerzas de oscilación procedentes de las piernas.

A medida que aumenta la velocidad el aumento de rotación se produce para incrementar la longitud de zancada, como ocurre en nuestro estudio.

En este caso, los hombres tienen una mayor capacidad de almacenamiento elástico que las mujeres (Ara & Komi, 1986), y a menor velocidad, no sería necesario este incremento del rango de rotación. Al incrementar la velocidad, para aumentar la zancada se necesitarían activar mecanismos compensatorios, como es el aumento de rotación pélvica, ya que la fuerza de los extensores de cadera y flexores plantares de tobillo serían insuficientes para alargar la zancada, manteniendo limitada la flexión de cadera contralateral.

Por otro lado, las mujeres al tener una menor capacidad de almacenamiento elástico (Ara & Komi, 1986) asociada a una disminución del pico de fuerzas verticales (Anderson, 1996) y tener una predisposición genética de mayor flexibilidad, necesitarían esta compensación en la rotación de forma temprana prácticamente desde velocidades más lentas y aumentando proporcionalmente al incremento de la velocidad. La predisposición encontrada a la rotación interna de cadera en mujeres (Ferber y cols., 2003), hace que sus rotadores externos de cadera y pelvis deban trabajar de forma activa en mayor medida que en los hombres.

En el caso de las mujeres, se reportan el doble de lesiones en carrera relacionadas con síndrome femoropatelar, síndrome de cintilla iliotibial, y fracturas por estrés (Tauton y cols., 2002). Utilizando la premisa anterior en el razonamiento de la cinemática, se han observado alteraciones en los patrones biomecánicos entre hombres y mujeres bajo la hipótesis de una pelvis más ancha en mujeres (Horton & Hall, 1989) aumentando las fuerzas laterales de contacto con la patela (Mizuno, Kumagai, Mattessich, Elias, Ramrattan, Cosgarea & Chao 2001) sugiriendo un rol parcial en la incidencia de desórdenes femoropatelares en mujeres (Almeida, Trone, Leone, Shaffer, Patheal & Long, 1999). En carrera a pie algunos estudios diferencian variables biomecánicas de carrera entre hombres y mujeres (Ferber y cols., 2003), sin embargo, no se ha encontrado ninguno relacionado con la pelvis. Malinzak y cols. analizan el comportamiento de la rodilla en el plano frontal, encontrando una

diferencia de 11° de valgo durante la fase de apoyo en mujeres respecto a hombres (Malinzak y cols., 2001). Si bien es cierto que la muestra era reducida (9 mujeres y 11 hombres), y corrían únicamente una distancia total de 8 metros, también encontraron otras diferencias en el comportamiento entre hombres y mujeres observando una disminución en la flexión de rodilla, una activación del cuádriceps significativamente superior y una activación de los isquiotibiales significativamente menor en las mujeres respecto a los hombres en el contacto inicial de la carrera a pie. Nuestra aportación en descripción del comportamiento de la cinemática de la pelvis entre sexos puede ser útil para facilitar el diagnóstico diferencial entre mujeres y hombres corredores.

Por último, el índice de simetría de la aceleración vertical, se introduce como aportación clínica al estudio. La principal función del uso de acelerómetros se centra en analizar como varían los parámetros espacio-temporales en relación a la velocidad o a la fatiga, lo que, en el ámbito deportivo va encaminado a la obtención de un mayor rendimiento (Ogueta y cols., 2013). En nuestro estudio, el acelerómetro ubicado en el sensor, se encargó de determinar dichos parámetros, además de las fuerzas de reacción verticales del suelo en ambas extremidades inferiores, y así poder comparar el índice de simetría entre ambas. En ambos casos se capturaron 100 eventos correspondientes a un ciclo de carrera completo. El valor del índice de simetría se cuantificó de 0 a 100, atribuyendo el máximo valor a una simetría perfecta. No se ha encontrado literatura referente para interpretar estos resultados. Por tanto, podemos tomar como valores de referencia normales a los promedios presentados para cada velocidad en los grupos de mujeres y hombres, y catalogar como valores que difieren estadísticamente de la normalidad y requieran una interpretación clínica a los alejados a ± 2 desviaciones estándar de los valores promedio (Sánchez, 2010). Únicamente en un sujeto se observó un índice de simetría con un valor de 100. La asimetría ha demostrado no ser evidente al inicio del ejercicio, sino que se muestra susceptible a la fatiga muscular y cambios de intensidad. Los sensores inerciales, por tanto, son capaces de recolectar datos durante prolongados periodos de tiempo y fuera del ambiente de laboratorio. Nuestro estudio está diseñado para observar como varía el índice de simetría en condiciones de estado estable durante la carrera. Si bien es cierto, que una toma de datos en cortos periodos de tiempo no tendría relevancia clínica el propósito del presente trabajo. Algunos autores señalan que, la fatiga en carrera a velocidad cómoda, afecta a la cinemática del miembro inferior incrementando la aceleración vertical en el contacto inicial de talón y aumentando el riesgo de lesión (Lee y cols., 2010). Tal y como muestran los resultados de Lee y cols.

el 60% de los sujetos en la carrera a pie demuestran algún tipo de asimetría a distintas velocidades (Lee y cols., 2010). En nuestro estudio se observan resultados similares, donde al aumentar la velocidad, existe un descenso de la simetría vertical de carrera. Concretamente, se observó que a velocidad media, el grupo de hombres alcanzó un índice de simetría significativamente mayor respecto al de mujeres. Curiosamente, también es a velocidades medias cuando la oblicuidad pélvica del grupo de mujeres fue significativamente superior al rango de oblicuidad reportado por el grupo de hombres. Una posible explicación que permitiría relacionar ambos resultados podría ser el hecho de que a velocidad media las mujeres presentaran un menor índice de simetría debido a una mayor variación de la muscular desencadenada en los abductores de cadera como factor amortiguador de la oblicuidad (Miralles & Puig, 1998).

El conocimiento de la biomecánica del movimiento humano, nos permite obtener mejoras en el rendimiento deportivo y en la salud, o simplemente prevenir y/o diagnosticar posibles alteraciones cinemáticas y cinéticas enmascaradas entre lesiones o restricciones estructurales y de tejidos blandos. Este trabajo contribuye a la comprensión del funcionamiento de la pelvis en la carrera a pie concebida como punto anatómico central, donde interseccionan fuerzas ascendentes y descendentes, como es la pelvis. A la vez, también evidencia que las diferencias estructurales como es el caso del tamaño y disposición de la pelvis entre hombres y mujeres, también tienen una repercusión biomecánica, que debe ser estudiada por separado para entender por qué cada sexo tiene una predisposición diferente a sufrir algunas lesiones.

Una de las limitaciones del estudio fue el carácter elástico de la cincha en la colocación del sensor en las mujeres. La ubicación de la cincha, en S1, tendía a deslizarse por la piel debido a la morfología de la pelvis femenina. Para minimizar el riesgo de error se añadió material adhesivo.

El carácter abrasivo del tejido de la cinta de correr ocasionó a velocidades muy altas algunas ampollas sobre rozaduras previas o sobre zonas callosas en varios triatletas al inicio del estudio. Se optó por informar a todos los participantes que realizasen la prueba con calcetines técnicos para evitar estas rozaduras.

Futuras líneas de investigación deben centrarse en analizar posibles disminuciones del índice de simetría en relación a parámetros espacio-temporales en las distintas fases de apoyo, oscilación y vuelo de cada extremidad, o en sujetos

patológicos observando si existe relación entre índices de simetría y patrones cinemáticos de la pelvis alterados.

Conclusiones

V. CONCLUSIONES.

1. El sensor inercial BTS G-sensor ha demostrado ser una herramienta fiable para el estudio del índice de simetría la aceleración vertical, la cadencia, el ciclo de carrera, la longitud de zancada, y los rangos dinámicos del *tilt*, oblicuidad y rotación pélvica.
2. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor, el rango dinámico del *tilt* pélvico no experimenta cambios estadísticamente significativos entre sexos ni en función de la velocidad a la que se realice la prueba.
3. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor, el rango dinámico de oblicuidad pélvica es significativamente distinto entre hombres y mujeres a velocidad media, presentando las mujeres una mayor oblicuidad.
4. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor, el rango dinámico de rotación pélvica experimenta cambios estadísticamente significativos en función de la velocidad, observándose un mayor rango de rotación tanto en hombres como en mujeres cuanto mayor es la velocidad, y en función del sexo, siendo el rango de rotación mayor en el caso de las mujeres a cualquier velocidad de ejecución de la prueba.
5. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor, el índice de simetría es significativamente menor en el grupo de las mujeres respecto al grupo de los hombres, a velocidad media.
6. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor, no se producen cambios estadísticamente significativos en la cadencia ni en el ciclo de carrera en función de la velocidad o el sexo.
7. Durante la carrera a pie realizada en cinta rodante y monitorizada mediante el sensor inercial BTS G-sensor la longitud de zancada se incrementa de forma estadísticamente significativa en ambos sexos a medida que aumenta la velocidad

de ejecución de la prueba. Además, los hombres presentan una mayor longitud de zancada respecto a las mujeres.

Agradecimientos

VI. AGRADECIMIENTOS

La realización y redacción de este trabajo, ha supuesto un crecimiento personal y profesional que no habría podido imaginar. Mirando hacia atrás, ha sido un camino corto en tiempo, pero con emociones y dedicación condensados. El esfuerzo que supone hacer este trabajo no se puede prever hasta que cae encima, y llegados a ese punto sólo hay 2 opciones: ahogarse en él, o aprender y comenzar a disfrutar del viaje. Todas las personas que se han cruzado durante el camino han ejercido una influencia positiva y toda rama atravesada ha sido un reto para superar y mejorar. Sin embargo, hay ciertas personas que quedarán marcadas en mi memoria junto a estas líneas escritas, y a las que no puedo expresar con palabras lo han significado en esta etapa:

A mis padres Juan Carlos y Ángeles, y a mi hermano Juan Carlos. Gracias por apoyarme en todas las decisiones de mi vida, gracias por vuestros consejos, y por dejar que me caiga a veces para poder levantarme con más fuerza. Me habéis enseñado a no decaer y vuestra perseverancia se refleja en mí, reforzado por la educación y los valores que me habéis inculcado y el amor incondicional que me habéis profesado.

A mis directores de tesis, los Doctores D. Javier Martínez Gramage y Dña. Dolores Arguisuelas Martínez. Gracias por hacer realidad este trabajo, por dedicarme vuestro tiempo, apoyo y confianza. Gracias por acompañarme y guiarme en todo momento. No podría haber imaginado mejores directores.

A todos mis amigos, por comprender mis ausencias, las sorpresas que me habéis dado y vuestros mensajes de ánimo. Y de todos ellos especialmente a Jesús y Marta, por haber sido mi apoyo a pie de campo, día a día. Por los ánimos los días nublados, y mi felicidad los días cálidos.

A todos mis compañeros doctorandos y recién doctorados con los que he tenido el privilegio de compartir sensaciones, agobios, alegrías e información acerca de este trabajo que quedará para la posteridad y ya nadie nos podrá arrebatarnos.

A Marisol García, por su comprensión y por darme la oportunidad de poder compatibilizar mi profesión con mi vida académica durante este tiempo.

A la Universidad CEU Cardenal Herrera, por darme la oportunidad de crecer en el ámbito científico, qué ha sido un grato descubrimiento y a BTS-Bioengineering, por facilitarme el instrumento principal en el cual ha ido engranado esta tesis.

Referencias bibliográficas

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdel-Aziz Y, Karara H. Direct linear transformation into object space coordinates in close-range photogrammetry, in proc. symp. close-range photogrammetry. Urbana-Champaign 1971:1-18.
- Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar Pain and Incongruence: I: Measurements of Incongruence. Clin Orthop 1983;176:217-224.
- Aguado X. Eficacia y técnica deportiva. Análisis del movimiento humano. 1993.
- Aleshinsky SY, Zatsiorsky V. Human locomotion in space analyzed biomechanically through a multi-link chain model. J Biomech 1978;11(3):101-108.
- Algarra JL, Gorrotxategi A. El rendimiento en el ciclismo: capacidades entrenables: Gymnos; 1996.
- Alonge F, Cucco E, D'Ippolito F, Pulizzotto A. The use of accelerometers and gyroscopes to estimate hip and knee angles on gait analysis. Sensors 2014;14(5):8430-8446.
- Andersen CA, Clarsen B, Johansen TV, Engebretsen L. High prevalence of overuse injury among iron-distance triathletes. Br J Sports Med 2013;47(13):857-861.
- Anderson T. Biomechanics and running economy. Sports medicine 1996;22(2):76-89.
- Arellano Colomina R. Evaluación de la fuerza propulsiva en natación y su relación con el entrenamiento y la técnica: tesis doctoral. 1992.
- Arellano CJ, Kram R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. J Biomech 2011;44(7):1291-1295.
- Aura O, Komi P. Mechanical efficiency of pure positive and pure negative work with special reference to the work intensity. Int J Sports Med 1986;7(01):44-49.
- Aura O, Komi P. Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. Int J Sports Med 1986;7(03):137-143.
- Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. Gait Posture 2002;16(2):124-134.
- Bailey M, Maillardet F, Messenger A. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. J Sports Sci 2003;21(8):649-657.
- Bales J, Bales K. Swimming overuse injuries associated with triathlon training. Sports medicine and arthroscopy review 2012;20(4):196-199.
- Bales J, Bales K. Training on a knife's edge: how to balance triathlon training to prevent overuse injuries. Sports medicine and arthroscopy review 2012;20(4):214-216.

- Bamberg SJM, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso JA. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE transactions on information technology in biomedicine* 2008;12(4):413-423.
- Barratt PR, Korff T, Elmer SJ, Martin JC. Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43(9):1689-1697.
- Barrios C, De Bernardo N, Vera P, Laiz C, Hadala M. Clinical patterns and injury exposure rates in elite road cycling are changing over the last decade. *Br J Sports Med* 2011;45(4):341-341.
- Bates BT, Osternig L, Mason B. Variations of velocity within the support phase of running. *Science in Athletics.Academic, Del Mar Ca* 1979:51-59.
- Bates B, James S, Osternig L, Sawhill J, Hamill J. Effects of running shoes on ground reaction forces. *Biomechanics VII-B* 1981:226-233.
- Bates B, Osternig L, Sawhill J, James S. An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *J Biomech* 1983;16(3):181-191.
- Baur H, Hirschmüller A, Müller S, Gollhofer A, Mayer F. Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinetics Exerc Sci* 2007;15(3):165-171.
- Baur H, Müller S, Hirschmüller A, Cassel M, Weber J, Mayer F. Comparison in lower leg neuromuscular activity between runners with unilateral mid-portion Achilles tendinopathy and healthy individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011;21(3):499-505.
- Belli A, Kyröläinen H, Komi P. Moment and power of lower limb joints in running. *Int J Sports Med* 2002;23(02):136-141.
- Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR. Specific aspects of contemporary triathlon. *Sports Medicine* 2002;32(6):345-359.
- Bertola IP, Sartori RP, Corrêa DG, Zotz TGG, Gomes ARS. Profile of injuries prevalence in athletes who participated in SESC Triathlon Caiobá-2011. *Acta ortopedica brasileira* 2014;22(4):191-196.
- Bhambhani Y, Singh M. Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. *Med Sci Sports Exerc* 1985 Feb;17(1):131-137.
- Bickham D, Young W, Blanch P. Relationship between a lumbopelvic stabilization strength test and pelvic motion in running. *J Sport Rehab* 2000;9(3):219-228.
- Bini RR, Diefenthaler F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 2010;9(4):223-235.
- Bini RR, Tamborindéguy AC, Mota CB. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *J Sport Rehabil* 2010;19(3):301-314.

- Bini RR, Diefenthaeler F. Mechanical work and coordinative pattern of cycling: a literature review. *Kinesiology* 2009;41(1):25-39.
- Bini RR, Diefenthaeler F, Carpes FP. Lower limb muscle activation during a 40km cycling time trial: Co-activation and pedalling technique. *International SportMed Journal* 2011;12(1).
- Bonacci J, Green D, Saunders PU, Blanch P, Franettovich M, Chapman AR, et al. Change in running kinematics after cycling are related to alterations in running economy in triathletes. *Journal of science and medicine in sport* 2010;13(4):460-464.
- Brage S, Wedderkopp N, Franks PW, Andersen LB, Froberg K. Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(8):1447-1454.
- Burke ER, Pruitt A. Body positioning for cycling. Burke ER. *High-Tech Cycling*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics 2003:69-92.
- Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(7):1167-1175.
- Cairns MA, Burdett RG, Pisciotta JC, Simon SR. A biomechanical analysis of racewalking gait. *Med Sci Sports Exerc* 1986 Aug;18(4):446-453.
- Cala Mejias A. Análisis biomecánico del segmento de la carrera a pie de la competición en triatlón 2009.
- Calvo López, María del Carmen. Análisis de los factores de riesgo de lesión en el ciclismo de carretera federado en la Región de Murcia. 2009.
- Candau R, Belli A, Millet G, Georges D, Barbier B, Rouillon J. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77(6):479-485.
- Carlson H, Thorstensson A, Nilsson J. Lumbar back muscle activity during locomotion: effects of voluntary modifications of normal trunk movements. *Acta Physiol Scand* 1988;133(3):343-353.
- Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980;13(5):397-406.
- Cavanagh PR, Sanderson DJ. The biomechanics of cycling: Studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. *Science of cycling* 1986;1:91-122.
- Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc* 1989 Aug;21(4):467-479.
- Comité Olímpico Internacional. Triathlon. [internet] Laussane. [accesado el 3 de febrero de 2015]. Disponible en: <https://www.olympic.org/triathlon>

- Consejo Superior de deportes. Memoria 2015, licencias y clubes federados [monografía de internet] Madrid. [accesado el 3 de febrero de 2015]. Disponible en: <http://www.csd.gob.es/csd/estaticos/asoc-fed/LicenciasyClubes2015.pdf>
- Cejuela Anta R, Pérez Turpin JA, Villa Vicente JG, Cortell Tormo JM, Rodríguez Marroyo JA. Análisis de los factores de rendimiento en triatlón distancia sprint. *Journal of human sport and exercise*, Vol.2, no.2 (July 2007) 2007.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Dowlan S, Hodges PW. Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? *Journal of Science and Medicine in Sport* 2008;11(4):371-380.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Knox JJ, Dowlan S, Hodges PW. The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2008;11(6):519-526.
- Clarke T, Frederick E, Cooper L. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int J Sports Med* 1983;4(04):247-251.
- Conoboy P, Dyson R. Effect of aging on the stride pattern of veteran marathon runners. *Br J Sports Med* 2006 Jul;40(7):601-4; discussion 604.
- Cooper G, Sheret I, McMillian L, Siliverdis K, Sha N, Hodgins D, et al. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J Biomech* 2009;42(16):2678-2685.
- Counsilman JE. *The science of swimming.*: Prentice Hall; 1968.
- Cuesta-Vargas A, Galán-Mercant A, Williams JM. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews* 2010 12;15(6):462-473.
- Detective quantum efficiency of fluoroscopic systems: the case for a spatial-temporal approach (or, does the ideal observer have infinite patience?). *Medical Imaging 2001: International Society for Optics and Photonics*; 2001.
- Cureton KJ, Sparling PB. Distance running performance and metabolic responses to running in men and women with excess weight experimentally equated. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12(4):288-294.
- Dalichau S, Scheele K, Reissdorf C, Huebner J. Kinematic gait analysis with special attention to the lumbar spine and pelvis. *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin* 1998;49:340-346.
- Daniels J, Oldridge N, Nagle F, White B. Differences and changes in VO₂ among young runners 10 to 18 years of age. *Med Sci Sports* 1978 Fall;10(3):200-203.
- Davis R, DeLuca P. Clinical gait analysis: current methods and future directions. *Human motion analysis: current applications and future directions* 1996:17-42.
- Dejnabadi H, Jolles BM, Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2005;52(8):1478-1484.

- Dengel DR, Flynn MG, Costill DL, Kirwan JP. Determinants of success during triathlon competition. *Res Q Exerc Sport* 1989;60(3):234-238.
- Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt TM. The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech* 1985;18(6):415-422.
- Dietz V, Schmidbleicher D, Noth J. Neuronal mechanisms of human locomotion. *J Neurophysiol* 1979 Sep;42(5):1212-1222.
- Dong L, Wu J, Bao X, Xiao W. Tracking of thigh flexion angle during gait cycles in an ambulatory activity monitoring sensor network. *Acta Automatica Sinica* 2006;32(6):938.
- Dufour M, Pillu M. *Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco [bases anatómicas, estabilidad, movilidad, tensiones]*: Elsevier España; 2006.
- Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(8):1324-1331.
- Egermann M, Brocai D, Lill C, Schmitt H. Analysis of injuries in long-distance triathletes. *Int J Sports Med* 2003;24(04):271-276.
- Ehlenz H, Grosser M, Zimmermann E, Zintl F. *Krafttraining*. München: BLV-Sportwissen 1998.
- Elliott BC, Blanksby BA. The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. *Med Sci Sports* 1979 Winter;11(4):322-327.
- Estela FB, García-Fojeda A, Válios JC. La biomecánica: una herramienta para la evaluación de la técnica deportiva. *Apuntes: Educación física y deportes* 1997(47):15-20.
- Favre J, Jolles B, Aissaoui R, Aminian K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J Biomech* 2008;41(5):1029-1035.
- Fazio P, Granieri G, Casetta I, Cesnik E, Mazzacane S, Caliandro P, et al. Gait measures with a triaxial accelerometer among patients with neurological impairment. *Neurological Sciences* 2013;34(4):435-440.
- Federación Española de Triatlón. Reglamento de competiciones [Monografía de internet] 2016. Madrid [accesado en 24 de junio de 2016]. Disponible en: http://triatlon.org/triweb/wp-content/uploads/2016/01/3.2016.FETRI_.Competiciones.Reglamento-de-Competiciones.v.2016.pdf
- Fellin RE, Manal K, Davis IS. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *J Appl Biomech* 2010 Nov;26(4):407-414.
- Ferber R, Davis IM, Williams Iii DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003;18(4):350-357.

- Figueiredo P, Rouard A, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. Upper-and lower-limb muscular fatigue during the 200-m front crawl. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 2013;38(7):716-724.
- Fong DT, Chan Y. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors* 2010;10(12):11556-11565.
- Fratini A, Bifulco P, Romano M, Clemente F, Cesarelli M. Simulation of surface EMG for the analysis of muscle activity during whole body vibratory stimulation. *Comput Methods Programs Biomed* 2014;113(1):314-322.
- Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech* 2009;24(3):236-245.
- Fukuchi RK, Duarte M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *J Sports Sci* 2008;26(13):1447-1454.
- Gavilanes-Miranda B, De Gandarias, Juan J Goiriena, Garcia GA. Comparison by EMG of running barefoot and running shod. current applications and future challenges 2012:65.
- Godfrey A, Conway R, Meagher D, O'Laighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys* 2008;30(10):1364-1386.
- Gosling CM, Gabbe BJ, Forbes AB. Triathlon related musculoskeletal injuries: the status of injury prevention knowledge. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2008;11(4):396-406.
- Gosling CM, Forbes AB, McGivern J, Gabbe BJ. A profile of injuries in athletes seeking treatment during a triathlon race series. *Am J Sports Med* 2010 May;38(5):1007-1014.
- Grabowski AM, Kram R. Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *J Appl Biomech* 2008 Aug;24(3):288-297.
- Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. 4 The Biomechanics of Cycling. *Exerc Sport Sci Rev* 1991;19(1):127-170.
- Hamill J, Bates B, Knutzen K, Sawhill J. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science* 1983;2(1-2):47-56.
- Hamill J, Knutzen K. *Biomechanical Basis of Human Movement—Williams and Wilkins.* 1995.
- Hamill J, Moses M, Seay J. Lower extremity joint stiffness in runners with low back pain. *Research in Sports Medicine* 2009;17(4):260-273.
- Hassan M, Kadone H, Suzuki K, Sankai Y. Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeleton control. *Sensors* 2014;14(1):1705-1722.

- Heil D, Derrick T, Whittlesey S. The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997;75(2):160-165.
- Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther* 1989 Nov;69(11):897-901.
- Houston M, Dolan S, Martin S. The impact of physical, nutritional, and mental preparation on triathlon performance. *J Sports Med Phys Fitness* 2011 Dec;51(4):583-594.
- Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(9):1635-1641.
- Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19(2):182-198.
- Hull M, Davis R. Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. *J Biomech* 1981;14(12):843-855.
- Hull M, Hawkins D. Analysis of muscular work in multisegmental movements: application to cycling. *Multiple muscle systems*: Springer; 1990. p. 621-638.
- Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 2007;100(6):653-661.
- International Triathlon Unit. Triathlon in the Olympic Games, History. Laussane: [Monografía de internet] Laussane; 2015. [accesado 20 de junio de 2015]. Disponible en: <http://www.triathlon.org/olympics/history>
- Izquierdo M. Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte / Biomechanics and Neuromuscular Bases of Physical Activity and Sport.: Ed. Médica Panamericana; 2008.
- James SL, Brubaker CE. Biomechanics of running. *Orthop Clin North Am* 1973 Jul;4(3):605-615.
- Kadaba M, Wootten M, Gainey J, Cochran G. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic Research* 1985;3(3):350-359.
- Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research* 1990;8(3):383-392.
- Kapandji J. Miembro inferior. Cuadernos de fisiología articular: Toray-Masson Barcelona; 1982. p. 136-219.
- Karamanidis K, Arampatzis A, Bruggemann G. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(6):1009-1016.

- Kautz SA, Neptune RR. Biomechanical determinants of pedaling energetics: internal and external work are not independent. *Exerc Sport Sci Rev* 2002;30(4):159-165.
- Kawabata M, Goto K, Fukusaki C, Sasaki K, Hihara E, Mizushina T, et al. Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running. *J Sports Sci* 2013;31(16):1841-1853.
- Kawano K, Kobashi S, Yagi M, Kondo K, Yoshiya S, Hata Y. Analyzing 3D knee kinematics using accelerometers, gyroscopes and magnetometers. 2007 IEEE International Conference on System of Systems Engineering: IEEE; 2007.
- Kerr A, Rafferty D, Dall P, Muhaidat J. Validity of measuring the sit to walk movement with an inertial sensor. 30 th Scientific Meeting of the Physiotherapy Research Society; 2012.
- Kerr B, Beauchamp L, Fisher V, Neil R. Footstrike patterns in distance running. Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. Calgary, Canada: University Printing 1983:135-142.
- Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *Pm&r* 2009;1(12):1058-1063.
- Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998 Jan-Feb;77(1):2-7.
- Kizilova N, Jarmalienė E, Šešok A, Daunoravičienė K, Griškevičius J. Evaluation of human postural balance in quiet standing by direct measurement of human body center of mass acceleration. 2009.
- Kluitenberg B, Bredeweg SW, Zijlstra S, Zijlstra W, Buist I. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC musculoskeletal disorders* 2012;13(1):1.
- Korkia PK, Tunstall-Pedoe DS, Maffulli N. An epidemiological investigation of training and injury patterns in British triathletes. *Br J Sports Med* 1994 Sep;28(3):191-196.
- Kram R, Griffin TM, Donelan JM, Chang YH. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *J Appl Physiol* (1985) 1998 Aug;85(2):764-769.
- Kyröläinen H, Finni T, Avela J, Komi P. Neuromuscular behaviour of the triceps surae muscle-tendon complex during running and jumping. *Int J Sports Med* 2003;24(03):153-155.
- Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Changes in muscle activity with increasing running speed. *J Sports Sci* 2005;23(10):1101-1109.
- Kyröläinen H, Komi PV, Belli A. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 1999;13(4):400-406.

- Kyrolainen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc* 2001 Aug;33(8):1330-1337.
- LaFortune M. Cycling from a biomechanical perspective. *Sport Sciences Medicine* 1986;2:8-10.
- Latasa I, Cordova A, Malanda A, Navallas J, Lavilla-Oiz A, Rodriguez-Falces J. Limitations of Spectral Electromyographic Analysis to Determine the Onset of Neuromuscular Fatigue Threshold during Incremental Ergometer Cycling. *Journal of sports science & medicine* 2016;15(1):148.
- Laursen PB, Rhodes EC, Langill RH. The effects of 3000-m swimming on subsequent 3-h cycling performance: implications for ultraendurance triathletes. *Eur J Appl Physiol* 2000;83(1):28-33.
- Le Bris R, Billat V, Auvinet B, Chaleil D. Effect of fatigue on stride pattern continuously measured by an accelerometric gait recorder in middle distance runners. *J Sports Med Phys Fitness* 2006;46(2):227.
- Lee JB, Mellifont RB, Burkett BJ. The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2010;13(2):270-273.
- Lee JB, Burkett BJ, Thiel DV, James DA. Inertial sensor, 3D and 2D assessment of stroke phases in freestyle swimming. *Procedia Engineering* 2011;13:148-153.
- León Sánchez, J. Determinación de los datos normativos de la actividad muscular del miembro inferior y de los parámetros espacio-temporales durante la carrera [Tesis Doctoral] Valencia. Universidad Cardenal Herrera-CEU, 2016.
- Leskinen A, Häkkinen K, Virravirta M, Isolehto J, Kyröläinen H. Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics* 2009;8(1):1-9.
- Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996;24(3):130-135.
- Lin S, Sung W, Kuo F, Kuo TB, Chen J. Impact of center-of-mass acceleration on the performance of ultramarathon runners. *Journal of human kinetics* 2014;44(1):41-52.
- Liu T, Inoue Y, Shibata K. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement* 2009;42(7):978-988.
- Llana Belloch S, Priego Quesada JI, Pérez Soriano P, Lucas Cuevas Á. La investigación en biomecánica aplicada a la natación olímpica: Evolución histórica y situación actual. *Citius, Altius, Fortius* 2013.
- Lussiana T, Gindre C. Feel your stride and find your preferred running speed. *Biol Open* 2015 Dec 23;5(1):45-48.

- Maclaren DP, Gibson H, Parry-Billings M, Edwards RH. A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* 1989;17(1):29-66.
- Maglischo E. *Nadar mas rapido-tratado completo de natacion*. Editorial Hispano Europea. 1986.
- Maglischo EW. *Swimming fastest: Human Kinetics*; 2003.
- Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech* 2001;16(5):438-445.
- Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Guéguen N, Urhausen A, Theisen D. The effectiveness of motion control systems in preventing running-related injuries. *Footwear Science* 2015;7(sup1):86-87.
- Mann R, Herman J. Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. *International Journal of Sport Biomechanics* 1985;1(15):151-162.
- Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med* 1980 Sep-Oct;8(5):345-350.
- Mann R, Kotmel J, Herman, J, Johnson, B, Schultz C. Kinematic trends in elite sprinters. *ISBS-Conference Proceedings Archive* 2008; 1(1).
- Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med* 1986 Nov-Dec;14(6):501-510.
- Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *J Biomech* 2002;35(4):537-542.
- McCole SD, Claney K, Conte JC, Anderson R, Hagberg JM. Energy expenditure during bicycling. *J Appl Physiol* 1990 Feb;68(2):748-753.
- McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture* 2009;29(3):360-369.
- McGregor SJ, Busa MA, Yaggie JA, Bollt EM. High resolution MEMS accelerometers to estimate VO₂ and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners. *PLoS One* 2009;4(10):e7355.
- McHardy A, Pollard H, Fernandez M. Triathlon injuries: A review of the literature and discussion of potential injury mechanisms. *Clinical Chiropractic* 2006;9(3):129-138.
- McNair PJ, Marshall RN. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br J Sports Med* 1994 Dec;28(4):256-260.
- Mellion MB. Common cycling injuries. *Sports Medicine* 1991;11(1):52-70.

- Mero A, Komi P, Gregor R. Biomechanics of sprint running. *Sports medicine* 1992;13(6):376-392.
- Mero A, Komi PV. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1986;55(5):553-561.
- Migliorini S. Risk factors and injury mechanism in Triathlon. *Journal of Human Sport and Exercise* 2011;6(2 suppl):309-314.
- Migliorini S. The triathlon: acute and overuse injuries. *Journal of sports traumatology and related research* 2000;22(4):186-195.
- Miller MG, Berry DC. Back in the Saddle Again: How to Prevent Cycling Saddle Sores. *Athletic Therapy Today* 2010;12(4):19.
- Millet GP, Candau RB, Barbier B, Busso T, Rouillon J, Chatard J. Modelling the transfers of training effects on performance in elite triathletes. *Int J Sports Med* 2002;23(01):55-63.
- Millet GP, Vleck VE. Physiological and biomechanical adaptations to the cycle to run transition in Olympic triathlon: review and practical recommendations for training. *Br J Sports Med* 2000 Oct;34(5):384-390.
- Milne A, Chess D, Johnson J, King G. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. *J Biomech* 1996;29(6):791-793.
- Miralles RC, Puig C. Misericordia. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Ed. 1998.
- Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research* 2001;19(5):834-840.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech* 2004;37(1):121-126.
- Moran GT, Mann R, Dougherty SE, Moran, SA. Biomechanics of running- Electromyographic Analysis of the Hip during Jogging, Running and Sprinting. *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 1988;(1)1.
- Morley JB, Decker LM, Dierks T, Blanke D, French J, Stergiou N. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during bare foot versus shod running. 2010; 205.
- Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech* 1987;20(2):147-155.
- Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*; 2014 02;14(2):3362-3394.

- Nelson A, Kokkonen J, Eldredge C, Cornwell A, Glickman-Weiss E. Chronic stretching and running economy. *Scand J Med Sci Sports* 2001;11(5):260-265.
- Nelson RC, Brooks CM, Pike NL. Biomechanical comparison of male and female distance runners. *Ann N Y Acad Sci* 1977;301(1):793-807.
- Nigg B. Selected methodology in biomechanics with respect to swimming. *Biomechanics and medicine in swimming* 1983:72-80.
- Nigg BM, Bahlsten HA. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics* 1988;4(3):205-219.
- Nigg BM. *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Ill. Human Kinetics Publishers; 1986.
- Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 1995 Jan;27(1):98-105.
- Novacheck T. *The biomechanics of running and sprinting. Running Injuries*. Philadelphia, PA: WB Saunders 1997;2:4-19.
- Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 1998;7(1):77-95.
- Novacheck TF. Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instr Course Lect* 1995;44:497-506.
- Novak D, Goršic M, Podobnik J, Munih M. Toward Real-Time Automated Detection of Turns during Gait Using Wearable Inertial Measurement Units. *Sensors* (14248220) 2014 10;14(10):18800-18822.
- O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, Lyons GM. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech* 2007;40(12):2604-2611.
- O'Toole M, Miller T, Hiller W. *Triathlon. Sports Injuries*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins 2001.
- Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo J, García-López J. Variables antropométricas, fisiológicas y biomecánicas determinantes del rendimiento en corredores de media maratón. *Biomecánica* 2013;21(1):20-29.
- Olivito JMC. Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista. *Archivos de medicina del deporte* 1986;3(11):233-238.
- Ounpuu S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instr Course Lect* 1990;39:305-318.
- Paavolainen L, Hakkinen K, Hamalainen I, Nummela A, Rusko H. Explosive strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J Appl Physiol* (1985) 1999 May;86(5):1527-1533.

- Paavolainen LM, Nummela AT, Rusko HK. Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance. *Med Sci Sports Exerc* 1999 Jan;31(1):124-130.
- Pérez Soriano P, Llana Belloch S. La instrumentación en la biométrica deportiva. 2007.
- Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44(7):1335-1343.
- Pink MM, Edelman GT, Mark R, Rodeo SA. Applied biomechanics of swimming. Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation. St. Louis: Saunders Elsevier 2011:331-349.
- Pink M, Perry J, Houglum PA, Devine DJ. Lower extremity range of motion in the recreational sport runner. *Am J Sports Med* 1994 Jul-Aug;22(4):541-549.
- Place N, Lepers R, Deley G, Millet GY. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1347-1356.
- Pohl MB, Lloyd C, Ferber R. Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait Posture* 2010;32(4):559-563.
- Prilutsky BI, Gregor RJ. Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *IEEE Transactions on rehabilitation engineering* 2000;8(3):362-370.
- Pugh L. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *J Physiol* 1970;207(3):823-835.
- Use of accelerometers for detecting foot-ground contact time during running. *Microelectronics, MEMS, and Nanotechnology: International Society for Optics and Photonics*; 2005.
- Ricard F, Salle J. Tratado de Osteopatía. 3ª ed. Madrid: Médica Panamericana 2003.
- Riley PO, Dicharry J, Franz J, Croce UD, Wilder RP, Kerrigan DC. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40(6):1093.
- Rimmer T, Coniglione T. A temporal model for nonelite triathlon race injuries. *Clin J Sport Med* 2012 May;22(3):249-253.
- Rivero Palomo V, Ferrer-Roca V, Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo J, García-López J. Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y biomecánica del pedaleo submáximo. *Biomecánica* 2013;21(1):46-57.
- Rowlands A, Stone MR, Eston RG. Influence of speed and step frequency during walking and running on motion sensor output. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39(4):716.
- Roy B. Temporal and dynamic factors of long distance running. *Biomechanics VIII-B* 1981:219-225.

- Ruiz G. El triatlón como modelo de sistema deportivo en el contexto nacional español e internacional: Determinantes para su desarrollo y la consecución del éxito. Universidad de Castilla-La Mancha, Toledo, España 2006.
- Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJ, Dehollain C, Blanc Y, Burkhard PR, et al. Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004;51(8):1434-1443.
- Sánchez D. Estadística aplicada a la fisioterapia, las ciencias del deporte y la biomecánica. Madrid: CEU Ediciones 2011:153.
- Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 2000;18(3):173-181.
- Sanner WH, O'Halloran WD. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *J Am Podiatr Med Assoc*;90(7):354-376.
- Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Reliability and variability of running economy in elite distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(11):1972-1976.
- Sant'Anna A, Wickström N, Eklund H, Zügner R, Tranberg R. Assessment of gait symmetry and gait normality using inertial sensors: In-lab and in-situ evaluation. *International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies* 2012; 239-254.
- Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture* 1999;10(1):30-47.
- Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science* 2002;21(2):273-293.
- Schepers HM, Van Asseldonk EH, Baten CT, Veltink PH. Ambulatory estimation of foot placement during walking using inertial sensors. *J Biomech* 2010;43(16):3138-3143.
- Schleihauf RE. A biomechanical analysis of freestyle. *Swimming technique* 1974;11(3):89-96.
- Seel T, Raisch J, Schauer T. IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors* 2014;14(4):6891-6909.
- Shadwick RE. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *J Appl Physiol* (1985) 1990 Mar;68(3):1033-1040.
- Shaw T, Howat P, Trainor M, Maycock B. Training patterns and sports injuries in triathletes. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2004;7(4):446-450.
- Shrout PE. Measurement reliability and agreement in psychiatry. *Stat Methods Med Res* 1998 Sep;7(3):301-317.

- Sinclair J, Hebron J, Atkinson S, Hurst H, Taylor PJ. The influence of 3D kinematic and electromyographical parameters on cycling economy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2014;16(4):91--97.
- Sinclair J, Richards J, Taylor PJ, Edmundson CJ, Brooks D, Hobbs SJ. Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomechanics* 2013;12(3):272-282.
- Slawinski JS, Billat VL. Difference in mechanical and energy cost between highly, well, and nontrained runners. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1440-1446.
- Sleivert GG, Rowlands DS. Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. *Sports Medicine* 1996;22(1):8-18.
- Slocum DB, James SL. Biomechanics of running. *JAMA* 1968;205(11):721-728.
- Slocum DB, Bowerman W. The biomechanics of running. *Clin Orthop* 1962;23:39-45.
- Spiker AM, Dixit S, Cosgarea AJ. Triathlon: running injuries. *Sports Med Arthrosc* 2012 Dec;20(4):206-213.
- Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* 2009;49(1):6.
- Stirn I, Jarm T, Kapus VP, Strojnik V. Evaluation of mean power spectral frequency of EMG signal during 100 metre crawl. *European Journal of Sport Science* 2013;13(2):164-173.
- Swanson SC, Caldwell GE. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(6):1146-1155.
- Takagi H, Wilson B. Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. *Biomechanics and medicine in swimming* 1999;8:101-106.
- Takeda R, Tadano S, Natorigawa A, Todoh M, Yoshinari S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J Biomech* 2009;42(15):2486-2494.
- Tanaka H. Effects of cross-training. *Sports Medicine* 1994;18(5):330-339.
- Real-time gait monitoring for Parkinson Disease. 2013 10th IEEE International Conference on Control and Automation (ICCA); IEEE; 2013.
- Team USA Triathlon. History Project [Internet]. Colorado,2008 [accesado 24 de junio de 2016] Disponible en: <https://www.teamusa.org/USA-Triathlon/About/Multisport/History>
- Theurel J, Crepin M, Foissac M, Temprado J. Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scand J Med Sci Sports* 2012;22(6):714-721.

- Thomas DQ, Fernhall B, Blanpied P, Stillwell K. Changes in Running Economy and Mechanics During a Submaximal 5-km Run. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 1995;9(3):170-175.
- Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand* 1984;121(1):9-22.
- Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR, Nilsson J. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand* 1982 Sep;116(1):13-20.
- Tinley S. *Triathlon: a personal history*: Velo Press; 1998.
- Toussaint HM, Hollander AP. Energetics of competitive swimming. *Sports Medicine* 1994;18(6):384-405.
- Toussaint HM, Hollander AP, Van den Berg C, Vorontsov A. Biomechanics of swimming. *Exercise and sport science* 2000:639-660.
- Turmo Garuz A. El peu en carrera: fase de recolzament. *Apunts Medicina de l' Esport* 1999;35(132):31-38.
- Uppal G, O'Toole M, Dillin W. *Running. The Spine in Sports*. St Louis, MO: Mosby 1996:475-479.
- Vaillancourt DE, Newell KM. The dynamics of resting and postural tremor in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology* 2000;111(11):2046-2056.
- Varol HA, Sup F, Goldfarb M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2010;57(3):542-551.
- Vaughan CL. Biomechanics of running gait. *Crit Rev Biomed Eng* 1984;12(1):1-48.
- Verbitsky O, Mizrahi J, Voloshin A, Treiger J, Isakov E. Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics* 1998;14:300-311.
- Vleck V, Millet GP, Alves FB. Triathlon injury—an update. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 2013;61(3):10-16.
- Voloshin A, Burger C, Wosk J, Arcan M. An in-vivo evaluation of the leg's shock-absorbing capacity. *Biomechanics IX-B: Human Kinetics Publishers Champaign*; 1985. p. 112-116.
- Von Tscharnner V, Goepfert B. Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13(3):253-272.
- Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 1998;19(07):455-461.

- Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 1998;19(07):455-461.
- Wentink E, Schut V, Prinsen E, Rietman J, Veltink P. Detection of the onset of gait initiation using kinematic sensors and EMG in transfemoral amputees. *Gait Posture* 2014;39(1):391-396.
- Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol* (1985) 2000 Nov;89(5):1991-1999.
- Whittle MW, Levine D, Pharo EC. Sagittal plane motion of the pelvis and lumbar spine during level, uphill and downhill walking and running. *Gait and Posture* 2000;11:162.
- Wilk BR, Fisher KL, Rangelli D. The incidence of musculoskeletal injuries in an amateur triathlete racing club. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;22(3):108-112.
- Willemsen ATM, Frigo C, Boom HB. Lower extremity angle measurement with accelerometers-error and sensitivity analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1991;38(12):1186-1193.
- Williams JR. The Declaration of Helsinki and public health. *Bull World Health Organ* 2008;86(8):650-652.
- Biomechanical correlates with running economy in elite distance runners. proceedings of the North American Congress on Biomechanics; 1986.
- Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* (1985) 1987 Sep;63(3):1236-1245.
- Winter D, Yack H. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987;67(5):402-411.
- Winter DA, Bishop PJ. Lower extremity injury. *Sports Medicine* 1992;14(3):149-156.
- Winter DA, Robertson D. Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biol Cybern* 1978;29(3):137-142.
- Winter DA, Scott SH. Technique for interpretation of electromyography for concentric and eccentric contractions in gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1991;1(4):263-269.
- Wixted AJ, Billing D, James DA. Validation of trunk mounted inertial sensors for analysing running biomechanics under field conditions, using synchronously collected foot contact data. *Sports Engineering* 2010;12(4):207-212.
- Xiao J, Gao J, Wang H, Yang X. The sEMG characteristics of the low back muscles during aerobic cycling. *Biomed Mater Eng* 2014;24(6):2571-2576.

Zani Z. Posiciones incorrectas en la bicicleta. Lesiones comunes y sus remedios. Edit. Dorleta SA 1998.

Zhang J, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol Meas* 2013;34(8):N63.

Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture* 2003;18(2):1-10.