

TRABAJO DE FIN DE GRADO
CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

EFFECTOS DEL RANGO DE DORSIFLEXIÓN DEL
TOBILLO Y LAS ASIMETRÍAS DE FUERZA EN LA
MUSCULATURA INTRÍNSECA DEL TOBILLO
SOBRE LA CINÉTICA DE LA CADERA EN LA
CARRERA

Departamento de Educación Física y Deporte



Faculta de Ciencia de la Educación

12 DE JUNIO DE 2019
ROBERTO GONZÁLEZ LOSA
SEVILLA, 2019

1. Resumen

Introducción: Correr es una de las actividades físicas más populares a nivel internacional, debido a su bajo costo, accesibilidad y autonomía con la que puede ser practicada. Desde una perspectiva de salud pública, su ejecución puede ser un estilo de vida y una “medicina” rentable mediante la cual se mejora la salud y se aumenta la longevidad (Lee DC et al, 2017). La mayor práctica de esta actividad está inevitablemente asociada a una mayor incidencia lesiva, fundamentalmente relacionada con una incorrecta ejecución de la técnica de carrera y una anatomía que no está predispuesta para realizar este tipo de movimientos, nos encontramos con una situación no saludable debido a que con frecuencia desencadena en lesiones (Ceyssens et al, 2019).

Objetivo: el objetivo de esta investigación es analizar durante la carrera a diferentes velocidades, la relación existente entre la musculatura intrínseca del tobillo y el grado de dorsiflexión del tobillo, con la cinemática de la pelvis.

Variables: variables del estudio: grados de dorsiflexión del tobillo, fuerza de flexión del tobillo, fuerza de extensión del tobillo, y cinemática de la cadera: desplazamiento vertical de la pelvis, inclinación de la pelvis, oblicuidad de la pelvis, y rotación de la pelvis.

Resultados: las variables del estudio afectan a la cinemática de la carrera, en el caso de la dorsiflexión del tobillo, a mayor grado aumenta el desplazamiento de la pelvis y disminuye la rotación de la pelvis ($r^2 > 0.3$, p-value < 0.001), y a mayor grado de potencia y fuerza de la extensión y flexión de tobillo menor inclinación pélvica durante la carrera ($r^2 > 0.3$, p-value < 0.001). La inclinación pélvica anterior aumenta conforme aumenta el tiempo de carrera ($r^2 > 0.3$, p-value < 0.001).

Conclusión: hay relaciones entre valores relacionadas con la musculatura intrínseca del tobillo y su rango de movimiento con la cinemática de la pelvis.

2. Aproximación a la biomecánica en corredores.

La mayoría de las lesiones relacionadas con la carrera se pueden categorizar como lesiones por sobrecarga, que se producen cuando hay un desequilibrio entre la carga repetitiva sobre un tejido y su capacidad de adaptación, estas lesiones relacionadas con la carrera se desarrollan gradualmente con el tiempo y se cree que están asociadas con un origen multifactorial complejo (Bertelsen ML et al, 2017). Dentro de esta perspectiva, los factores biomecánicos pueden jugar un papel importante, ya que son modificables con intervenciones dirigidas (Larsen LH, Rasmussen S & Jørgensen JE, 2016). Se ha planteado la hipótesis de que algunos perfiles biomecánicos podrían dar lugar a tensiones anormales en las estructuras musculoesqueléticas y estar relacionados con un riesgo potencial de lesiones causadas por la carrera (Dingenen B et al 2018). En el movimiento que el cuerpo realiza durante la marcha, se requiere el trabajo muscular en la transición paso-a-paso para redirigir la trayectoria del centro de masa del cuerpo desde una dirección hacia adelante y hacia abajo a una dirección hacia adelante y hacia arriba (McGeer, 1990).

3. Importancia del tobillo en la biomecánica de la carrera.

3. 1. Fuerza y Percepción de la fuerza del tobillo durante la carrera.

Cuando hablamos de la biomecánica de la articulación del tobillo, su fuerza y su relación con otras articulaciones, así como su incidencia en lesiones, debemos tener en cuenta que esta es una de las articulaciones más importantes y que más estabilidad requiere, ya que de su estabilidad depende la estabilidad del resto del cuerpo durante la carrera (Cobb, S. C et al, 2014).

Docherty, & Arnold (2008), describen la inestabilidad funcional del tobillo como una sensación de "dar forma" o inestabilidad durante el movimiento específico del deporte y las actividades de la vida diaria, la etiología no es clara; sin embargo, la inestabilidad funcional del tobillo se produce predominantemente después de esguinces de tobillo laterales, iniciales o repetitivos, los cuales son muy comunes en corredores. Después de un esguince lateral de tobillo, se cree que el daño se produce no sólo en las estructuras

ligamentosas, sino también en las estructuras neuromusculares que rodean la articulación. Una vez que los síntomas agudos disminuyen, la inestabilidad recurrente continúa (Docherty, C. L., & Arnold, B. L, 2008).

La capacidad de percibir la posición articular o movimiento puede no ser el único sentido cinestésico que influye en la estabilidad articular. Puede ser igualmente importante que los individuos sean capaces de sentir la tensión muscular o la fuerza, en esta línea, Docherty, C. L., & Arnold, B. L (2008) sugirieron que los participantes con inestabilidad funcional de tobillo tenían déficits de percepción de la fuerza. El daño en esguinces de tobillo se cree que ocurre no sólo en los ligamentos, sino también en los músculos y los nervios que atraviesan el tobillo. De hecho, demuestran que la alteración de la percepción fuerza está relacionada con la inestabilidad del tobillo. Específicamente, el aumento de los errores en la percepción de la fuerza se produjo con el aumento de los síntomas de inestabilidad. Sugerimos que el daño que se produce en el tobillo después de una lesión disminuye la capacidad de una persona para percibir adecuadamente la fuerza, y por lo tanto puede conducir a la disminución de la estabilidad articular y continuos sentimientos de inestabilidad, que pueden aumentar significativamente el riesgo de lesión durante la carrera.

3. 2. Fuerza de los inversores y musculatura que rodea el tobillo de corredores.

En el estudio de Cobb, S. C et al (2014) observaron que los programas destinados a mejorar el déficit de estabilidad postural tienen la necesidad de identificar y abordar los múltiples factores que pueden modificar la situación, estos autores revelaron que la fuerza de la inversión del tobillo predice estabilidad postural medio-lateral. Considerando que es difícil teorizar cómo la fuerza del tobillo-inversión mayor se asocia con una disminución de la estabilidad postural, los resultados de un estudio prospectivo (Baumhauer et al, 1995) sugirió que la relación entre la fuerza del tobillo y el riesgo de lesión de tobillo puede proporcionar una explicación plausible. Específicamente, se identificó el desequilibrio de fuerza en la musculatura del tobillo como un factor de riesgo de lesión de esta articulación. Por lo tanto, la relación entre el aumento de la fuerza de los inversores y la disminución de la estabilidad postural puede ser el resultado de un desequilibrio entre la fuerza de los inversores y la musculatura que rodea el tobillo en lugar de un efecto perjudicial asociado con una fuerte musculatura inversora.

3. 3. Como afecta la capacidad de ejercer fuerza de la musculatura del tobillo a la carrera.

Recientemente Lanzarin, Parizoto & Santos (2016) reflejaron en su estudio factores fundamentales para la carrera, y recalcaron la importancia de la biomecánica del tobillo relacionándola con su capacidad para ejercer fuerza y la estabilidad. El par aplicado alrededor de la articulación del tobillo (en la *Figura 1* podemos observar la diferencia entre la fuerza de la flexión dorsal y plantar) durante una perturbación ha sido descrito como la primera acción tomada para restaurar el control postural. Además, dos estudios han demostrado que los individuos con una debilidad significativa en sus extremidades inferiores pueden mostrar más balanceo del cuerpo, ya que no generan pares de estabilización adecuados en los tobillos, y los participantes con mayores tasas de generación de potencia muscular pueden presentar un mejor rendimiento en equilibrio por tener una mayor capacidad reactiva para controlar su centro de masa, el cual sufre constantes perturbaciones mientras durante la carrera.

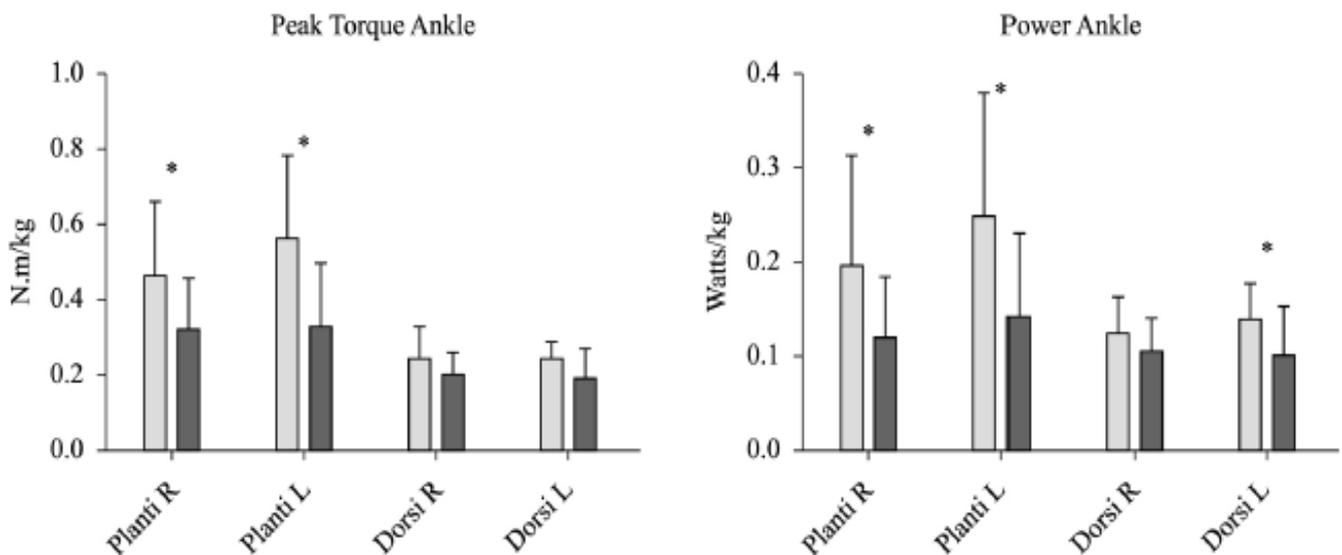


Figura 1: Fuerza y potencia de la flexión y extensión plantar

3.4. Aspectos generales sobre la biomecánica de la articulación del tobillo.

Al analizar la biomecánica de las extremidades inferiores, Cavlak (2014) compara la diferencia entre las extremidad derecha e izquierda, y resalta la importancia de un nuevo factor: *la flexibilidad de la articulación de la del tobillo*. En su estudio investiga la diferencia entre extremidad derecha e izquierda en los grados de dorsiflexión y flexión plantar, de acuerdo con la Asociación Médica de Estados Unidos, los cambios de menos

de 10 grados se pueden despreciar clínicamente, atendiendo a esto, en él se concluyó que no hubo clínicamente diferencias significativas entre los lados izquierdo y derecho de la ROM, como podemos observar en la *Figura 2*.

Sobre la diferencia entre hombres y mujeres en este estudio también se afirma que la

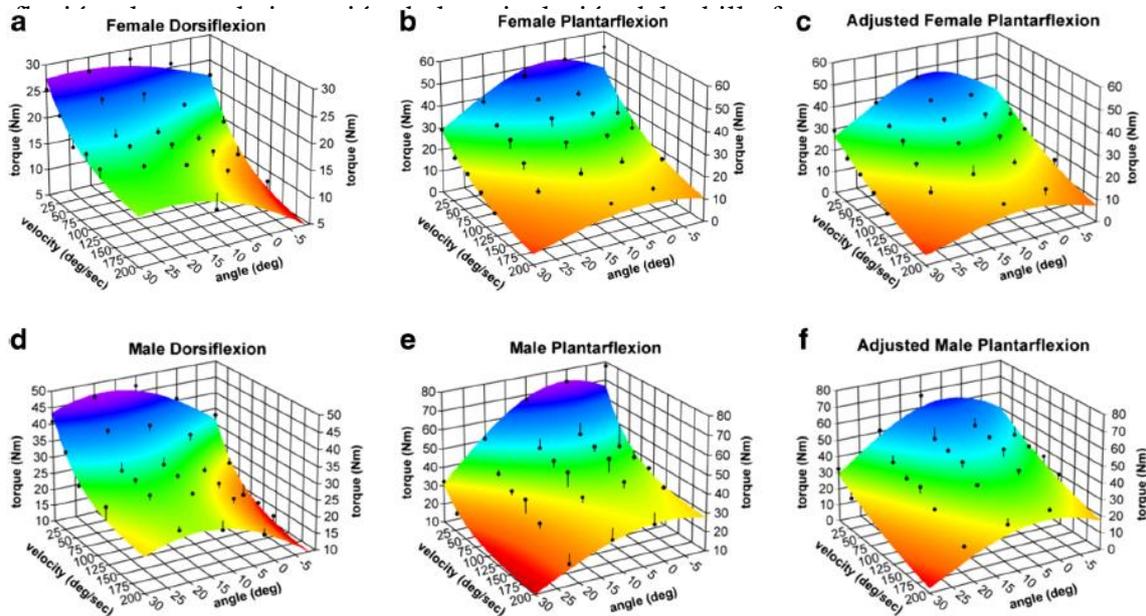


Figura 3: modelo 3D de superficie fuerza para la flexión plantar y dorsal

Podemos observar que la fuerza del tobillo fue significativamente mayor en los hombres que en las mujeres ($p < 0,001$). Los hombres fueron en promedio de 47 y 60% más fuertes que las mujeres en PF y DF, respectivamente. En este estudio también se revelaron relaciones no lineales entre el ángulo y la velocidad, aunque en gran medida se puede representar mediante ecuaciones logísticas. Aunque este estudio proporciona una evaluación más completa del momento de fuerza en el tobillo, las relaciones torque-ángulo observados eran similares a los observados previamente, apoyando la validez de estas variables. El rango de la fuerza normal (es decir, de 5 ° a 95 ° percentiles) es mayor en hombres que mujeres sanas, y pueden ser una consideración importante al evaluar si un individuo tiene niveles de fuerza en un rango normal (Cavlak, 2014).

4. Importancia de la cadera en la biomecánica de la carrera.

4.1. Relación entre la fuerza de la cadera y el control postural durante la carrera.

La cadera tiene una estrecha relación con los otros componentes que intervienen en la carrera, descompensaciones posturales a nivel de la cadera tienen una relación directa con la probabilidad de lesiones de tobillo (Cunningham, C. B et al, 2009), en su estudio se demuestra que el deterioro de la fuerza de la cadera puede exponer al tobillo a la lesión mediante la reducción de control postural, creándose adaptaciones neuromusculares compensatorias en el tobillo. La fuerza isométrica del abductor de la cadera predijo futuros esguinces de tobillo laterales en jugadores de fútbol masculinos competitivos. En promedio, las probabilidades de sufrir un esguince de tobillo lateral aumentan en un 10% por cada disminución de una unidad en la fuerza del abductor de cadera.

4.2. Relación entre la inclinación pélvica, la extensión de la cadera y el rendimiento en la carrera.

En su estudio de Schache et al (2000), pone de manifiesto la necesidad de realizar pruebas clínicas que relacionen la inclinación pélvica anterior y extensión el máximo rango de movimiento de la cadera durante la marcha. Por ejemplo, se ha encontrado una alta correlación positiva entre la posición de la pelvis en el plano sagital durante la marcha y un mayor rendimiento durante la carrera (Schache, 2000).

Schache et al (2000) afirman que las medidas clínicas del ángulo de inclinación de la pelvis en marcha son fáciles de realizar y, ciertamente, han demostrado ser fiables y válidas. Si se pudiera analizar la relación entre medidas dinámicas de inclinación pélvica anterior y extensión de la cadera en su máximo rango de movimiento durante la carrera, entonces tendríamos una prueba simple de que los movimientos del plano sagital dinámicos de la pelvis y cadera tienen una estrecha relación. En conclusión, la inclinación pélvica anterior y extensión de la cadera parecen ser movimientos coordinados durante la acción de correr y que tendrían una gran importancia no solo en el rendimiento, sino también en la salud.

4. 3. Incidencia de la basculación pélvica en la técnica de carrera y su incidencia en el rendimiento de los corredores.

A pesar de la falta de consenso en la literatura parece haber cinco aspectos principales de la cinemática que pueden influir en la economización de la carrera y el rendimiento parámetros de zancada, los ángulos de las extremidades inferiores, el desplazamiento vertical del cuerpo (oscilación vertical), cambios en la velocidad horizontal durante contacto con el suelo (frenado), el tronco y la orientación de la pelvis (postura) (Folland, et al, 2007).

Folland et al (2007) describen que es posible que la oscilación vertical de la pelvis refleja mejor la rigidez de la pierna durante la fase de apoyo, mientras que la oscilación vertical del centro de masas puede ser sensible al movimiento del tronco y las extremidades superiores, y por lo tanto potencialmente confundida por los movimientos de los brazos, el tronco y la cabeza. Alternativamente, es posible que la importancia de la oscilación centro de masas es oscurecida por el error en la posición y/o la antropometría de los segmentos de cuerpo. Sin embargo, la reducción de desplazamiento vertical de la pelvis durante el contacto con el suelo es totalmente coherente con la idea de que minimizar la oscilación vertical mejora el rendimiento en la carrera. Si bien, es de esperar que los diferentes elementos de la técnica de carrera estén inevitablemente relacionados entre sí. En particular, los movimientos pélvicos son necesariamente consecuencia de las acciones de los miembros inferiores, los ángulos de las extremidades inferiores y parámetros de zancada.

Folland, et al, (2007) también recomienda una velocidad de avance constante de la pelvis, con una mínima oscilación vertical y rotación transversal para mejorar la economía de la carrera y el rendimiento, y puede ser que la mejora de los parámetros de zancada y los ángulos de los miembros inferiores identificados puede ayudar a mejorar estos aspectos del movimiento de la pelvis. Dada la aparente importancia de la técnica para el rendimiento, se recomienda que los corredores dediquen una proporción adecuada de su preparación para el desarrollo técnico. Se recomienda que los corredores y entrenadores estén atentos a parámetros de zancada y los ángulos de las extremidades inferiores, en parte, para optimizar el movimiento de la pelvis (frenado mínimo, la oscilación vertical, y la rotación transversal), y en última instancia mejorar el rendimiento (Folland, et al, 2007).

4. 4. Influencia de la fuerza de la musculatura de la cadera y la verticalidad del tronco durante la carrera.

La pelvis, se ve influenciada por grupos musculares de la cadera posterior y anterior, provocando según la hipertonia o hipotonía de los anteriores una retroversión o anteversión pélvica que afectaría directamente a la higiene postural del tronco, la cual puede afectar a la técnica de la carrera como se indica en el estudio de Teng & Powers (2016) en el que se observa que los extensores de la cadera y de la rodilla trabajan en conjunto para desacelerar y acelerar el centro de masa del cuerpo durante la fase de apoyo de la carrera. Durante la fase de desaceleración, se contraen excéntricamente para contrarrestar los momentos de fuerza de la cadera externa y los momentos de la flexión de rodilla (es decir, un trabajo negativo). Después de la fase de desaceleración, se contraen concéntricamente para extender las articulaciones de la cadera y de la rodilla y acelerar el centro de masa hacia adelante (es decir, el trabajo positivo). En este estudio también se indica que en los corredores la disminución de la fuerza del extensor de la cadera puede provocar o podría ser resultado de una postura tronco más vertical durante la marcha y los corredores con menor fuerza del extensor de la cadera mostraron una postura más erguida del tronco, menos trabajo realizado por los extensores de la cadera, y más trabajo realizado por los extensores de la rodilla. Por el contrario, los corredores con mayor fuerza del extensor de la cadera exhibieron un tronco más inclinado hacia delante, con más trabajo realizado por los extensores de la cadera, y menos trabajo realizado por los extensores de la rodilla (Teng & Powers, 2016).

4. 5. Utilización de acelerómetros portátiles para medir la basculación pélvica.

Para la valoración cinemática de la mayoría de las variables descritas anteriormente comienzan a emplearse dispositivos portátiles como los acelerómetros. El estudio de Watari y colaboradores (2018) describe las ventajas, de utilizar este tipo de dispositivos frente a otros que utilizan variables diferentes, en él se afirma que la ventaja de la investigación de la aceleración de la pelvis como una medida de ejecución mecánica es la que está menos influenciada por los errores de colocación de marcadores y es un método mucho más simple que una evaluación completa de la marcha en 3D, ya que sólo depende de la trayectoria de un solo grupo marcador pélvico. Además, Watari y colaboradores (2018), también afirma que estos factores permiten el uso de los datos de varios centros de investigación, lo que permite la aplicación de Big Data y una mejor

comprensión de la interacción entre factores biomecánicos y lesiones musculoesqueléticas, así como, el análisis de los perfiles de aceleración segmentaria minimiza las imprecisiones de medición procedentes de los errores de colocación del marcador que se propagan en el cálculo de ángulos de articulación en la cinemática 3D.

5. Problema de estudio.

A pesar de la importancia de los factores biomecánicos y en especial de la pelvis, en la carrera, e independientemente del desarrollo tecnológico con los acelerómetros, son muy escasos los estudios disponibles sobre los movimientos de basculación pélvica durante la carrera. Numerosos estudios demuestran la importancia de la técnica para la carrera, y través de estudios de esta índole se pueden analizar aspectos muy importantes para el gesto técnico durante esta actividad, así como aspectos para la prevención de lesiones relacionadas con la carrera. Con el desarrollo de los acelerómetros los parámetros de basculación pélvica pueden medirse de forma muy efectiva, en esta línea, podemos lograr obtener datos que puedan ayudarnos a identificar los estímulos que son necesarios para que los corredores mejoren técnicamente y se prevengan lesiones.

6. Objetivos.

El objetivo del presente estudio fue identificar relaciones existentes entre los valores de fuerza de la musculatura intrínseca del tobillo (flexo-extensión del tobillo) y los grados de dorsiflexión de tobillo, con la cinemática de la pelvis incluyendo, el desplazamiento vertical de la pelvis, la inclinación de la pelvis, la oblicuidad de la pelvis y la rotación de la pelvis durante la carrera a diferentes velocidades.

7. Metodología.

Muestra.

La muestra consistió en 60 participantes, 13 mujeres y 47 hombres, con edades entre 20 y 63 años, y con un índice de masa corporal entre 17 y 32.5 Kg/cm², con un promedio de 23.5 kg/cm². Los participantes son corredores recreacionales, grupos de runners (ej. el club Sadus), triatletas amateurs (ej. equipo de la localidad de Lora del Rio), y atletas amateurs que participaban en maratones, estudiantes de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Sevilla y participantes que utilizaban esta práctica para realizar actividad física saludable. En todos los casos llevaban un mínimo de un año en la práctica regular de la carrera. La muestra se consiguió a través de la divulgación de un Google Form, y la visita a clubs de runners y de atletismo.

Antes de realizar el estudio los participantes firmaron un consentimiento informado en el que se establece la voluntariedad y se aceptan los diferentes riesgos de realizar las pruebas.

Variables.

Las variables que se midieron son las siguientes:

- *Musculatura intrínseca del tobillo*, para su valoración se empleó un dinamómetro isocinético (Biodex System 3.0, Biodex Medical Systems) en el que se determinó la fuerza de flexión dorsal y extensión plantar de la articulación del tobillo.
- *Amplitud de movimiento de la articulación del tobillo*, para su valoración se empleó un goniómetro digital a través de una aplicación (Clinometer) de un teléfono móvil (Huawei P20 pro), determino el numero de grados de flexión dorsal.
- *Cinemática de la pelvis*, para su valoración se empleó un acelerómetro (WIVA), y un tapiz rodante, con lo que se determinaron los movimientos de basculación pélvica, el desplazamiento vertical de la pelvis en centímetros, los grados de inclinación de la pelvis, los de grados de oblicuidad de la pelvis y los grados de la rotación de la pelvis, en los segundos 15, 30, 45 y 60 durante la carrera a 10, 12 y 14 km/h.

7. 1. Procedimientos.

Los análisis se realizan en el laboratorio de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Sevilla. La duración de cada análisis ha sido de entre 40 y 50 minutos. Se requiere ropa deportiva para realizar las pruebas.

Los participantes calentaron durante 5 minutos en un cicloergómetro a un ritmo entre 60 y 70 revoluciones por minuto (*Figura 4*). A continuación, se llevó a cabo la valoración isocinética, la cadera se flexiona unos 45 grados desde la posición de sentado, colocando el muslo sobre el soporte de apoyo y la planta

del pie la apoyamos sobre la plataforma sobre la cual se ejercerá la fuerza, el tobillo debe coincidir con el eje de giro. Se fijan el muslo y el tobillo a las partes del dinamómetro, también apoya la espalda sobre el respaldo que tiene una inclinación de 70°. Las fijaciones deben estar lo suficientemente ajustadas para que no se dé ningún movimiento afecte al gesto de flexión y extensión del tobillo (*Imagen 2 y 3*).



Figura 4: Calentamiento (cicloergómetro)



Figura 5: Dinamometría isocinética



Figura 6: Dinamometría isocinética

Se realizó un protocolo que consiste dos pruebas de fuerza concéntrica de flexión dorsal y flexión plantar, una serie a una velocidad de 60° por segundo, 5 repeticiones, y otra

serie 120° por segundo, 15 repeticiones, con 30 segundo de descanso entre cada serie, antes de cada serie se realizaron 3 repeticiones de ensayo.

Tras el análisis isocinético, se procede a medir a través de un goniómetro digital con la aplicación para el móvil “Clinometer”, los grados de dorsiflexión de ambos tobillos. El sujeto apoya la rodilla de una pierna en el suelo y la suela de la planta del pie de la otra pierna por completo en el suelo, las dos rodillas se posicionan a 90°, a continuación el sujeto se inclina todo lo que puede hacia delante sin que se eleve el talón del suelo, y se coloca el goniómetro digital sobre la línea de la tibia, posteriormente se mide la dorsiflexión de la otra pierna, realiza un solo intento con cada pierna (Figura 7).



Figura 7: Test flexibilidad dorsiflexión

Por último, se coloca el dispositivo “WIVA” en la parte posterior y superior de la pelvis sobre la tercera vertebra lumbar, es un acelerómetro portátil que registra los movimientos de desplazamiento de la pelvis verticalmente en centímetros, los grados de inclinación de la pelvis, los grados de oblicuidad de la pelvis y los grados de rotación de la pelvis. El dispositivo está conectado con el teléfono móvil y en él se registran los datos. Los participantes correrán sobre el tapiz portando este dispositivo, tres series a tres velocidades diferentes durante un minuto cada serie, descansando dos minutos entre serie, a 10km/h, a 12 km/h, y a 14 km/h. (Figura 8).



Figura 8: Test flexibilidad dorsiflexión

7.2. Análisis estadísticos.

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el programa informático “JASP 0.9.2.0 release”. El límite de significación para todas las pruebas se estableció en $p < 0,05$. Para analizar las diferencias en la cinemática de la pelvis en los diferentes momentos de la carrera se empleó una ANOVA de medidas repetidas y en la ocurrencia de interacciones significativas, se aplicó una prueba de Fisher Post hoc para observar las diferencias significativas de los movimientos de basculación pélvica en los diferentes tiempos, (segundos 15, 30, 45, y 60) de la carrera. Para las correlaciones se empleó el momento del producto de Pearson con objeto de examinar las relaciones entre la cinemática de la carrera (movimientos pélvicos) y las diferentes variables del estudio (flexibilidad y musculatura intrínseca del tobillo).

8. Resultados.

Variación de la cinemática de la pelvis en el tiempo a 10km/h.

En la tabla 2 se observa la diferencia entre los valores de inclinación pélvica en los segundos 15, 30, 34 y 60 de la carrera. Se aprecia diferencia significativa entre los tiempos de 15 a 45 (p-value < 0.001) y de 15 a 60 (p-value < 0.001), podemos observar que la fatiga durante carrea afecta a la técnica provocando un aumento inclinación anterior de la pelvis. En las tablas 1, correspondiente al desplazamiento de la pelvis, la tabla 2, correspondiente a la inclinación pélvica, y la tabla 4, correspondiente a la rotación pélvica, no se han dado diferencias significativas en la variación de la cinemática de la carrera en el tiempo.

Tabla 1

Variación del desplazamiento de la pelvis en el tiempo a 10km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	0.056	0.115	0.483	1.000
	45	0.007	0.131	0.055	1.000
	60	0.416	0.239	1.742	0.520
30	45	-0.048	0.108	-0.448	1.000
	60	0.360	0.256	1.408	0.987
45	60	0.409	0.247	1.652	0.623

Tabla 2

Variación grados de la inclinación de la pelvis en el tiempo a 10km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-457.781	336.742	-1.359	1.000
	45	-1.297	0.291	-4.450	< .001
	60	-1.573	0.285	-5.521	< .001
30	45	456.484	336.706	1.356	1.000
	60	456.207	336.703	1.355	1.000
45	60	-0.276	0.166	-1.663	0.610

Tabla 3

Variación grados de la oblicuidad de la pelvis en el tiempo a 10km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-0.149	0.154	-0.971	1.000
	45	-0.027	0.136	-0.202	1.000
	60	-0.060	0.195	-0.308	1.000
30	45	0.122	0.152	0.798	1.000
	60	0.089	0.209	0.427	1.000
45	60	-0.033	0.183	-0.178	1.000

Tabla 4

Variación grados de la rotación de la pelvis en el tiempo a 10km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	9.679	10.383	0.932	1.000
	45	11.616	10.279	1.130	1.000
	60	12.066	10.259	1.176	1.000
30	45	1.937	1.264	1.533	0.784
	60	2.387	1.226	1.948	0.337
45	60	0.450	0.317	1.419	0.968

Variación de la cinemática de la pelvis en el tiempo a 12km/h.

En la tabla 6 se observa la diferencia entre los valores de inclinación pélvica en los segundos 15, 30, 34 y 60 de la carrera. Se aprecia diferencia significativa entre los tiempos de 15 a 60 (p-value <0.001) y de 30 a 60 (p-value <0.001), podemos observar que la fatiga durante carrea afecta a la técnica provocando un aumento inclinación anterior de la pelvis. En las tablas 5, correspondiente al desplazamiento de la pelvis, la tabla 7, correspondiente a la inclinación pélvica, y la tabla 8, correspondiente a la rotación pélvica, no se han dado diferencias significativas en la variación de la cinemática de la carrera en el tiempo.

Tabla 5

Variación del desplazamiento de la pelvis en el tiempo a 12km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	0.068	0.135	0.500	1.000
	45	0.075	0.115	0.651	1.000
	60	0.155	0.140	1.103	1.000
30	45	0.008	0.121	0.063	1.000
	60	0.087	0.132	0.662	1.000
45	60	0.080	0.106	0.748	1.000

Tabla 6

Variación grados de la inclinación de la pelvis en el tiempo a 12km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-0.616	0.257	-2.399	0.118
	45	-0.950	0.243	-3.914	0.001
	60	-1.425	0.277	-5.138	< .001
30	45	-0.335	0.128	-2.610	0.069
	60	-0.809	0.175	-4.628	< .001
45	60	-0.475	0.173	-2.737	0.049

Tabla 7

Variación grados de la oblicuidad de la pelvis en el tiempo a 12km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-0.045	0.259	-0.173	1.000
	45	-0.489	0.557	-0.879	1.000
	60	-0.280	0.279	-1.004	1.000
30	45	-0.445	0.519	-0.856	1.000
	60	-0.235	0.188	-1.249	1.000
45	60	0.210	0.500	0.420	1.000

Tabla 8

Variación grados de la rotación de la pelvis en el tiempo a 12km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	0.110	0.711	0.154	1.000
	45	-0.005	0.710	-0.008	1.000
	60	-0.064	0.754	-0.085	1.000
30	45	-0.115	0.375	-0.306	1.000
	60	-0.174	0.421	-0.413	1.000
45	60	-0.059	0.388	-0.152	1.000

Variación de la cinemática de la pelvis en el tiempo a 14km/h.

En la tabla 10 se observa la diferencia entre los valores de inclinación pélvica en los segundos 15, 30, 34 y 60 de la carrera. Se aprecia diferencia significativa entre los tiempos de 15 a 45 (p-value <0.001), podemos observar que la fatiga durante carrea afecta a la técnica provocando un aumento inclinación anterior de la pelvis. En las tablas 9, correspondiente al desplazamiento de la pelvis, la tabla 11, correspondiente a la inclinación pélvica, y la tabla 12, correspondiente a la rotación pélvica, no se han dado diferencias significativas en la variación de la cinemática de la carrera en el tiempo.

Tabla 9

Variación del desplazamiento de la pelvis en el tiempo a 14km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	0.059	0.137	0.434	1.000
	45	0.089	0.112	0.789	1.000
	60	0.190	0.122	1.547	0.763
30	45	0.029	0.139	0.212	1.000
	60	0.130	0.155	0.837	1.000
45	60	0.101	0.097	1.039	1.000

Tabla 10

Variación grados de la inclinación de la pelvis en el tiempo a 14km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-0.291	0.424	-0.686	1.000
	45	-1.709	0.280	-6.109	< .001
	60	-29.467	27.252	-1.081	1.000
30	45	-1.419	0.400	-3.545	0.005
	60	-29.177	27.247	-1.071	1.000
45	60	-27.758	27.255	-1.018	1.000

Tabla 11

Variación grados de la oblicuidad de la pelvis en el tiempo a 14km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	-0.028	0.163	-0.169	1.000
	45	-0.003	0.166	-0.020	1.000
	60	-0.256	0.337	-0.758	1.000
30	45	0.024	0.178	0.136	1.000
	60	-0.228	0.328	-0.695	1.000
45	60	-0.252	0.299	-0.843	1.000

Tabla 12

Variación de grados de la rotación de la pelvis en el tiempo a 14km/h

		Diferencia de medias	SE	t	p-value
15	30	1.199	1.090	1.100	1.000
	45	0.081	1.330	0.061	1.000
	60	-0.205	1.395	-0.147	1.000
30	45	-1.119	0.890	-1.257	1.000
	60	-1.404	0.847	-1.658	0.615
45	60	-0.285	1.297	-0.220	1.000

Relación entre la cinemática de la pelvis y las variables del estudio.

Dorsiflexión del tobillo.

En la tabla 13 se observan las correlaciones entre las variables de estudio y las relativas a la cinemática durante la carrera a 10 km/h. Se aprecia una correlación significativa entre la dorsiflexión del tobillo izquierdo y el desplazamiento de la pelvis, en los segundos 30 ($r^2=0.358$, $p<0.01$) y 45 ($r^2=0.333$, $p<0.01$), y en la rotación de la pelvis en el segundo 30 ($r^2=-0.306$, $p<0.01$). Deducimos que cuando los grados de dorsiflexión del tobillo izquierdo son mayores el desplazamiento de la pelvis aumenta. En las tablas 14 y 15 se observan las correlaciones entre las variables de estudio y las de cinemática durante la carrera a 12 y 14 km/h respectivamente. No se aprecian correlaciones significativas entre las variables de estudio en ambos casos.

Pico del par y potencia media de musculatura intrínseca del tobillo.

En la tabla 13 se observan las correlaciones entre las variables de estudio y las cinemáticas durante la carrera a 10 km/h. Se aprecia una correlación significativa entre el pico par de flexión del tobillo derecho a 60°/s y desplazamiento de la pelvis en el segundo 45 ($r^2=0.359$, $p<0.01$), entre el pico par de extensión del tobillo izquierdo a 60°/s e inclinación de la pelvis, en los segundos, 45 ($r^2=-0.384$, $p<0.01$), 60 ($r^2=-0.356$, $p<0.01$), entre la potencia de media de extensión del tobillo derecho a 60°/s e inclinación de la pelvis, en el segundo 45 ($r^2=-0.348$, $p<0.01$). Deducimos que a mayor fuerza de flexión del tobillo derecho mayor desplazamiento de la pelvis, y a mayor fuerza y potencia de extensión menor grado inclinación de la pelvis. En la tabla 14 se observan las correlaciones entre las variables de estudio y las cinemáticas durante la

carrera a 12 km/h. Se aprecia una correlación significativa entre la potencia de media de extensión del tobillo derecho a 60°/s e inclinación de la pelvis, en el segundo 60 ($r^2=-0.340$, $p<0.01$), entre el pico par de flexión del tobillo izquierdo a 120° /s e inclinación de la pelvis, en el segundo 60 ($r^2=-0.352$, $p<0.01$). Deducimos que a mayor fuerza de flexión y potencia de extensión menor grado inclinación de la pelvis. En la tabla 15 se observan las correlaciones entre las variables de estudio y las cinemáticas durante la carrera a 14 km/h. Se aprecia una correlación significativa entre el pico par de flexión del tobillo izquierdo a 120° /s e inclinación de la pelvis, en el segundo 30 ($r^2=-0.343$, $p<0.01$). Deducimos que a mayor fuerza de flexión de tobillo menor grado de inclinación de la pelvis.

Resumen de resultados de relación entre la cinemática de la pelvis y las variables del estudio.

En los datos mencionados sobre las tablas en los anteriores puntos de apreciación, que la flexibilidad de dorsiflexión del tobillo izquierdo en mayor grado afecta a al desplazamiento de la pelvis aumentándolo y a la rotación de la pelvis disminuyéndola, y que mayor fuerza y potencia de flexión y extensión del tobillo reduce la inclinación pélvica anterior.

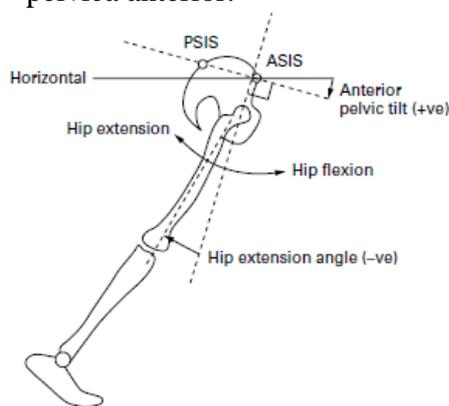


Figura 9: Imagen ilustrativa de la inclinación pélvica anterior

Tabla 13

Correlación de Pearson entre variables de estudio y cinemáticas a 10 km/h

Variables	Desplazamiento de la pelvis				Inclinación de la pelvis				Oblicuidad de la pelvis				Rotación de la pelvis			
	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''
Dorsiflexión Izquierdo	0.129	0.350**	0.333**	0.210	0.117	0.148	0.209	0.199	-0.025	-0.033	0.023	-0.017	0.008	-0.306*	-0.105	-0.113
Dorsiflexión Derecho	0.062	0.243	0.236	0.168	0.157	0.245	0.299*	0.282*	0.005	0.008	-0.003	-0.039	0.014	-0.226	-0.247	-0.222
Masa	-0.072	-0.193	-0.164	-0.014	-0.227	-0.119	-0.399*	-0.308*	0.018	0.001	0.018	0.051	0.031	0.252	0.298*	0.303*
Talla	0.091	0.025	0.133	0.234	-0.258*	-0.069	-0.413**	-0.313*	-0.166	-0.182	-0.192	-0.177	0.077	0.027	-0.094	-0.060
Edad	-0.267*	-0.240	-0.355**	-0.400	-0.232	-0.016	-0.224	-0.255*	-0.054	0.022	-0.027	0.145	0.051	0.053	-0.089	0.016
Par fuerza de flexión derecho 60°	0.048	0.265*	0.359**	0.202	-0.058	-0.135	-0.093	-0.002	-0.028	-0.042	0.049	0.118	-0.218	-0.189	0.020	-0.004
Par fuerza de flexión izquierdo 60°	0.003	0.188	0.248	0.196	-0.246	-0.128	-0.266*	-0.213	-0.073	-0.109	-0.015	-0.019	-0.150	-0.085	0.081	0.068
Par fuerza de extensión derecho 60°	-0.117	-0.039	0.032	0.059	-0.161	-0.242	-0.305*	-0.270*	-0.016	-0.098	-0.130	-0.056	-0.174	-0.002	0.015	0.054
Par fuerza de extensión izquierdo 60°	-0.253	-0.089	-0.011	0.064	-0.205	-0.165	-0.384**	-0.356**	-0.148	-0.258*	-0.258*	-0.184	0.098	-0.093	-0.085	-0.063
Potencia media de flexión derecho 60°	0.063	0.239	0.355**	0.195	0.050	-0.099	0.005	0.104	-0.009	-0.052	0.051	0.098	-0.193	-0.191	-0.006	-0.020
Potencia media de flexión izquierdo 60°	-0.087	0.085	0.145	0.063	-0.273	-0.117	-0.297	-0.261	-0.032	-0.072	0.009	0.003	-0.156	-0.050	0.094	0.091
Potencia media de extensión derecho 60°	-0.105	-0.108	-0.048	0.023	-0.210	-0.285*	-0.348**	-0.317*	-0.012	-0.055	-0.091	0.006	-0.205	0.104	0.094	0.087
Potencia media de extensión izquierdo 60°	-0.222	-0.145	-0.057	0.023	-0.135	-0.166	-0.310*	-0.286*	-0.103	-0.231	-0.219	-0.142	0.165	-0.084	-0.026	-0.049
Par fuerza de flexión derecho 120°	0.027	0.243	0.331**	0.213	-0.117	-0.070	-0.191	-0.113	-0.132	-0.113	-0.032	0.022	-0.240	-0.119	-0.001	-0.008
Par fuerza de flexión izquierdo 120°	-0.020	0.188	0.241	0.128	-0.240	-0.027	-0.327*	-0.268*	-0.067	-0.116	-0.043	-0.024	-0.060	-0.116	-0.063	-0.065
Par fuerza de extensión derecho 120°	-0.069	0.017	0.093	0.095	-0.153	-0.201	-0.224	-0.209	-0.152	-0.137	-0.230	-0.125	-0.210	0.134	0.018	0.002
Par fuerza de extensión izquierdo 120°	-0.143	-0.042	0.073	0.056	-0.152	0.007	-0.236	-0.245	-0.213	-0.274*	-0.282*	-0.199	-0.002	-0.141	-0.069	-0.123
Potencia media de flexión derecho 120°	0.011	0.251	0.324*	0.207	-0.101	-0.077	-0.181	-0.118	-0.198	-0.190	-0.110	-0.087	-0.203	-0.118	-0.006	-0.004
Potencia media de flexión izquierdo 120°	-0.095	0.108	0.154	0.032	-0.216	-0.000	-0.289*	-0.245	-0.059	-0.087	-0.025	-0.026	-0.030	-0.119	-0.124	-0.126
Potencia media de extensión derecho 120°	-0.041	-0.130	-0.051	-0.039	-0.180	-0.207	-0.226	-0.252	-0.105	-0.172	-0.214	-0.113	-0.149	0.013	-0.009	-0.007
Potencia media de extensión izquierdo 120°	-0.163	-0.119	-0.040	-0.028	-0.142	-0.046	-0.240	-0.257	-0.087	-0.183	-0.215	-0.133	0.129	-0.091	-0.075	-0.118

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < 0.001$

Tabla 14

Correlación de Pearson entre variables de estudio y cinemáticas a 12 km/h

Variables	Desplazamiento de la pelvis				Inclinación de la pelvis				Oblicuidad de la pelvis				Rotación de la pelvis			
	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''
Dorsiflexión Derecho	0.208	0.200	0.175	0.217	0.137	0.133	0.155	0.127	0.016	0.056	0.196	0.146	-0.046	0.194	0.135	0.205
Dorsiflexión Izquierdo	0.085	0.143	0.105	0.118	0.195	0.236	0.233	0.236	-0.008	0.137	0.225	0.176	-0.106	0.297*	0.151	0.214
Masa	-0.076	-0.067	-0.019	-0.044	-0.256*	-0.281*	-0.261*	-0.287*	0.001	-0.074	-0.084	-0.113	0.163	-0.233	-0.183	-0.080
Talla	0.209	0.170	0.258*	0.271*	-0.300*	-0.398**	-0.352**	-0.374**	-0.157	-0.293*	-0.171	-0.219	-0.093	-0.375**	-0.307*	-0.278*
Edad	-0.318*	-0.392**	-0.377**	-0.286*	-0.252	-0.268*	-0.263*	-0.286*	0.193	0.045	-0.089	0.072	0.052	-0.096	-0.128	-0.058
Par fuerza de flexión derecho 60°	0.106	0.199	0.171	0.233	-0.053	-0.094	-0.092	-0.130	-0.003	-0.047	-0.000	-0.045	-0.029	-0.147	-0.133	-0.121
Par fuerza de flexión izquierdo 60°	0.228	0.205	0.229	0.230	-0.151	-0.180	-0.200	-0.241	-0.095	-0.131	-0.106	-0.109	-0.086	-0.204	-0.178	-0.170
Par fuerza de extensión derecho 60°	-0.020	0.018	0.081	0.024	-0.241	-0.223	-0.246	-0.260*	-0.114	-0.177	0.072	-0.214	0.007	-0.179	-0.134	-0.079
Par fuerza de extensión izquierdo 60°	0.039	0.024	0.084	0.051	-0.274*	-0.295*	-0.275*	-0.308*	-0.149	-0.295*	-0.074	-0.280*	-0.064	-0.315*	-0.233	-0.207
Potencia media de flexión derecho 60°	0.071	0.199	0.164	0.229	0.052	0.013	0.026	-0.014	0.008	-0.052	0.007	-0.051	-0.091	-0.151	-0.162	-0.143
Potencia media de flexión izquierdo 60°	0.073	0.093	0.111	0.145	-0.186	-0.206	-0.227	-0.272*	-0.070	-0.077	-0.080	-0.072	-0.047	-0.169	-0.168	-0.156
Potencia media de extensión derecho 60°	-0.098	-0.055	0.009	-0.046	-0.314*	-0.307*	-0.303*	-0.340**	0.006	-0.069	0.121	-0.107	0.191	-0.092	-0.064	-0.009
Potencia media de extensión izquierdo 60°	-0.034	-0.055	-0.001	0.004	-0.210	-0.256*	-0.223	-0.275*	-0.039	-0.229	-0.036	-0.199	0.073	-0.269*	-0.188	-0.193
Par fuerza de flexión derecho 120°	0.151	0.233	0.218	0.280*	-0.140	-0.140	-0.168	-0.203	-0.061	-0.102	-0.076	-0.096	-0.104	-0.193	-0.202	-0.178
Par fuerza de flexión izquierdo 120°	0.127	0.142	0.155	0.219	-0.244	-0.285*	-0.300*	-0.352**	-0.052	-0.101	-0.152	-0.063	-0.103	-0.229	-0.209	-0.201
Par fuerza de extensión derecho 120°	0.002	0.069	0.093	0.044	-0.231	-0.193	-0.196	-0.208	-0.151	-0.153	0.120	-0.164	0.046	-0.099	-0.060	0.035
Par fuerza de extensión izquierdo 120°	0.011	0.024	0.021	0.042	-0.169	-0.201	-0.195	-0.231	-0.098	-0.207	-0.113	-0.187	0.011	-0.224	-0.112	-0.152
Potencia media de flexión derecho 120°	0.148	0.222	0.237	0.296*	-0.104	-0.111	-0.144	-0.168	-0.154	-0.202	-0.136	-0.173	-0.136	-0.211	-0.202	-0.177
Potencia media de flexión izquierdo 120°	0.031	0.073	0.093	0.179	-0.230	-0.256*	-0.278*	-0.325*	-0.019	-0.077	-0.124	-0.044	-0.115	-0.239	-0.250	-0.227
Potencia media de extensión derecho 120°	-0.103	-0.045	0.005	-0.034	-0.253	-0.217	-0.201	-0.231	-0.112	-0.116	0.026	-0.172	0.128	-0.058	-0.017	0.009
Potencia media de extensión izquierdo 120°	-0.066	-0.042	-0.037	-0.023	-0.193	-0.232	-0.213	-0.251	0.004	-0.130	-0.045	-0.145	0.125	-0.149	-0.079	-0.099

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < 0.001$

Tabla 15

Correlación de Pearson entre variables de estudio y cinemáticas a 14 km/h

Variables	Desplazamiento de la pelvis				Inclinación de la pelvis				Oblicuidad de la pelvis				Rotación de la pelvis			
	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''	15''	30''	45''	60''
Dorsiflexión Derecho	0.107	0.035	0.126	0.211	0.071	0.050	0.080	-0.033	-0.022	-0.040	-0.025	-0.036	0.171	-0.222	0.067	0.059
Dorsiflexión Izquierdo	0.013	-0.024	0.052	0.066	0.178	0.206	0.227	0.137	0.005	-0.038	-0.010	-0.087	0.160	-0.293*	-0.008	-0.043
Masa	0.043	0.065	-0.004	0.054	-0.284*	-0.274*	-0.275*	0.129	0.002	0.113	0.153	0.277*	0.101	0.345**	0.251	0.332**
Talla	0.270*	0.360**	0.273*	0.294*	-0.327*	-0.316*	-0.305*	0.082	-0.263*	-0.176	-0.098	-0.105	-0.174	0.002	-0.068	0.043
Edad	-0.387**	-0.405**	-0.396**	-0.436**	-0.157	-0.176	-0.174	0.018	0.099	0.068	0.154	0.157	0.084	0.113	0.083	0.063
Par fuerza de flexión derecho 60°	0.214	0.081	0.023	0.155	-0.075	-0.199	-0.049	0.208	0.037	0.086	0.085	0.058	0.045	-0.023	0.018	-0.039
Par fuerza de flexión izquierdo 60°	0.220	0.148	0.094	0.199	-0.222	-0.300*	-0.177	0.057	-0.068	-0.010	0.122	0.017	-0.020	0.026	0.065	-0.131
Par fuerza de extensión derecho 60°	0.152	0.127	0.073	0.083	-0.255*	-0.142	-0.251	0.052	-0.095	-0.059	-0.085	-0.029	0.047	0.062	0.054	0.023
Par fuerza de extensión izquierdo 60°	0.202	0.192	0.154	0.114	-0.277*	-0.156	-0.266*	-0.011	-0.172	-0.099	-0.113	-0.036	-0.077	-0.006	-0.001	0.023
Potencia media de flexión derecho 60°	0.168	0.067	-0.034	0.110	0.032	-0.102	0.058	0.157	0.035	0.091	0.070	0.057	0.033	-0.085	-0.012	-0.041
Potencia media de flexión izquierdo 60°	0.091	0.022	-0.027	0.081	-0.242	-0.283*	-0.197	0.054	-0.024	0.043	0.127	0.050	0.013	0.047	0.045	-0.116
Potencia media de extensión derecho 60°	0.078	0.103	-0.009	0.029	-0.273*	-0.178	-0.237	0.047	0.044	0.057	0.054	0.093	0.136	0.174	0.167	0.088
Potencia media de extensión izquierdo 60°	0.110	0.123	0.053	0.044	-0.223	-0.118	-0.200	0.001	-0.073	-0.012	-0.029	0.006	-0.073	0.023	0.003	-0.026
Par fuerza de flexión derecho 120°	0.241	0.159	0.116	0.209	-0.156	-0.272*	-0.141	0.139	-0.066	0.014	0.040	-0.036	-0.002	-0.006	-0.025	-0.137
Par fuerza de flexión izquierdo 120°	0.181	0.066	0.051	0.130	-0.233	-0.343**	-0.208	0.081	-0.089	0.016	0.114	0.075	-0.122	-0.065	-0.079	-0.182
Par fuerza de extensión derecho 120°	0.142	0.147	0.073	0.069	-0.131	-0.146	-0.146	-0.032	-0.099	-0.064	-0.099	-0.061	0.087	0.022	0.095	-0.067
Par fuerza de extensión izquierdo 120°	0.205	0.156	0.118	0.232	-0.144	-0.249	-0.157	0.095	-0.169	-0.088	-0.079	-0.118	-0.040	-0.033	-0.066	-0.115
Potencia media de flexión derecho 120°	0.158	0.143	0.082	0.088	-0.117	-0.115	-0.117	-0.048	-0.117	-0.045	-0.099	-0.097	-0.189	-0.088	-0.109	-0.148
Potencia media de flexión izquierdo 120°	0.098	-0.010	-0.035	0.035	-0.222	-0.281*	-0.180	0.052	-0.056	0.045	0.125	0.053	-0.120	-0.096	-0.116	-0.219
Potencia media de extensión derecho 120°	0.013	0.059	-0.021	-0.016	-0.148	-0.090	-0.143	0.004	-0.103	-0.073	-0.116	-0.034	-0.034	0.054	0.008	-0.025
Potencia media de extensión izquierdo 120°	0.076	0.071	0.021	0.004	-0.120	-0.050	-0.106	-0.022	-0.020	0.018	-0.028	0.011	-0.115	-0.045	-0.026	-0.066

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < 0.001$

9. Discusión.

Hay que destacar que en la mayoría de los estudios relacionados con la cinemática de la pelvis hacen mención de lo poco comunes que son estos tipos de estudios y de la necesidad de que se desarrollen un mayor número. El objetivo del presente estudio fue identificar las posibles relaciones entre la cinemática de la pelvis incluyendo, el desplazamiento vertical de la pelvis, la inclinación de la pelvis, la oblicuidad de la pelvis y la rotación de la pelvis, con los valores fuerza de la musculatura intrínseca del tobillo (flexo-extensión del tobillo) y los grados de dorsiflexión de tobillo, son escasos los estudio que han analizado los parámetros cinemáticos de la pelvis en relación con miembros inferiores en la carrera, sin embargo se ha observado que sobre la variación de la cinemática de la pelvis en el tiempo, podemos afirmar que la fatiga afecta, aumentándose la inclinación pélvica anterior conforme aumenta el tiempo, en las tres diferentes velocidades a las que se realizó la carrera durante un minuto. Que las variables del estudio afectan a la cinemática de la carrera en el caso de la dorsiflexión del tobillo, a mayor grado aumenta el desplazamiento vertical de la pelvis y disminuye la rotación de la pelvis, y a mayor grado de potencia y fuerza de la extensión y flexión de tobillo menor inclinación pélvica durante la carrera. La inclinación pélvica anterior aumenta igualmente conforme aumenta el tiempo de carrera.

En esta investigación observamos que conforme aumenta en tiempo de carrera se da un aumento de inclinación anterior de la pelvis. Esta variación en la inclinación tiene una gran trascendencia ya que, como se describe en el estudio de Anthony et al (2000), su aumento es un factor que se ha relacionado de forma anecdótica con las lesiones relacionadas con la carrera del complejo lumbo-pélvico-cadera y que esta posición de la pelvis se asocia con un aumento en el grado de lordosis lumbar durante la carrera, debido al impacto repetitivo resultante de las facetas vertebrales de la hiperextensión de la columna lumbar. Por tanto, se ha asociado con el inicio del dolor lumbar en los corredores. Por otro lado, Morgan et al (2015) afirma que los estudios han demostrado que la fuerza muscular tiene una relación positiva con las limitaciones de la marcha y que el rango de dorsiflexión juega un papel fundamental en la locomoción, en este estudio hemos podido comprobar que a mayor fuerza en la extensión de tobillo, disminuye la inclinación pélvica anterior, por lo que, al detectar este tipo de cinemática en la carrera, a través de este estudio podría sugerirse que una mejora de la musculatura intrínseca del tobillo podría corregir esta cinemática.

Como se ha podido observar en los datos de este estudio, también en otros estudios en medidas de la resistencia muscular o prueba muscular de rendimiento isocinético se han dado las correlaciones más fuertes entre la postura del tronco (pelvis) y la biomecánica de las extremidades inferiores (Teng, H. L., & Powers, C. M., 2016). En este estudio, tras analizar parámetros de rendimiento isocinético se concluyó que los miembros de las extremidades inferiores se correlacionan fuertemente con la postura de la pelvis.

Una mayor oscilación vertical está relacionada con un mayor costo de energía por lo que puede interferir en el rendimiento (Folland, 2017), en los resultados del estudio podemos apreciar que él a mayor grado de dorsiflexión del tobillo izquierdo mayor grado de desplazamiento vertical de la pelvis. De nuevo estos resultados permiten inferir posibles opciones para el manejo de estas alteraciones, incidiendo expresamente en la estabilidad de la articulación del tobillo.

10. Limitaciones del estudio.

En el estudio participaron más hombres que féminas, este hecho puede contribuir a que los resultados estén más enfocados a parámetros relacionados con la anatomía masculina. El intervalo de edad fue muy amplio desde sujetos de 20 a 63 años; se sabe que a medida que aumenta la edad los índices de fatiga, por lo tanto, es posible que los datos no sean aplicables a una edad en concreto. Los sujetos que realizaron los análisis del estudio tenían diferente experiencia en carrera, algunos con más de 20 años y otros con menos de 3 años. De nuevo este hecho ha podido condicionar los resultados no sean aplicables a público con una experiencia de carrera concreta. La adaptación de sujeto al gesto de flexo-extensión en el dinamómetro isocinético fue difícil en algunos casos aislados. En cualquier caso, todos los sujetos tuvieron la ocasión de practicar el gesto en varias ocasiones. No se establecieron normas relativas a la alimentación o una suplementación nutricional fija para realización de las pruebas, lo que igualmente podría condicionar los resultados de la carrera, en especial a altas velocidades.

11. Conclusiones.

Se identifican relaciones entre los valores de fuerza de la musculatura intrínseca del tobillo (flexo-extensión del tobillo) y los grados de dorsiflexión de tobillo, con la cinemática de la pelvis incluyendo, el desplazamiento vertical de la pelvis, la

inclinación de la pelvis, la oblicuidad de la pelvis y la rotación de la pelvis. Se ha comprobado que las variables del estudio afectan a la cinemática de la carrera en el caso de la dorsiflexión del tobillo, a mayor grado aumenta el desplazamiento vertical de la pelvis y disminuye la rotación de la pelvis, y a mayor grado de potencia y fuerza de la extensión y flexión de tobillo menor inclinación pélvica durante la carrera. También se aprecia que la inclinación pélvica anterior aumenta conforme aumenta el tiempo de carrera.

12. Perspectivas de investigación.

Incorporar el análisis de la cinemática de la pelvis como algo habitual en el entrenamiento de la carrera podría ser de mucha utilidad, puede favorecer una práctica más saludable, y una mejora del rendimiento.

Enfocamos el estudio tanto desde la perspectiva de la salud, prevención y tratamiento de lesiones, como desde la perspectiva del entrenamiento, con respecto a la utilización dispositivos portátiles y viables de utilizar para la mejora de la técnica de carrera.

13. Referencias.

1. Aune D, Norat T, Leitzmann M, Tonstad S, Vatten LJ. Physical activity and the risk of type 2 diabetes: a systematic review and dose-response meta-analysis. *Eur J Epidemiol* 2015;30(7):529–42.
2. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom AFH, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med.* 1995;23(5): 564–570.
3. Bertelsen ML, Hulme A, Petersen J, Brund RK, Sorensen H, Finch CF, et al. A framework for the etiology of running-related injuries. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;27(11):1170–80.
4. Cobb, S. C., Bazett-Jones, D. M., Joshi, M. N., Earl-Boehm, J. E., & James, C. R. (2014). The relationship among foot posture, core and lower extremity muscle function, and postural stability. *Journal of athletic training, 49*(2), 173-180.

5. Cunningham, C. B., Schilling, N., Anders, C., & Carrier, D. R. (2010). The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *Journal of Experimental Biology*, 213(5), 790-797.
6. Dingenen B, Blandford L, Comerford M, Staes F, Mottram S. The assessment of movement health in clinical practice: a multidimensional perspective. *Phys Ther Sport*. 2018; 32:282–92.
7. Docherty, C. L., & Arnold, B. L. (2008). Force sense deficits in functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(11), 1489-1493.
8. Eime RM, Young JA, Harvey JT, Charity MJ, Payne WR. A systematic review of the psychological and social benefits of participation in sport for adults: informing development of a conceptual model of health through sport. *Int J Behav Nutr Phys Act*. 2013; 10:98.
9. Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). Running technique is an important component of running economy and performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(7), 1412.
10. HALLAİELİ, H., URUİ, V., Uysal, H. H., ÖZDEN, R., HALLAİELİ, İ., Soyuer, F., ... & CAVLAK, U. (2014). Normal hip, knee and ankle range of motion in the Turkish population. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 48(1), 37-42.
11. Hespanhol Junior LC, Pillay JD, van Mechelen W, Verhagen E. Meta-analyses of the effects of habitual running on indices of health in physically inactive adults. *Sports Med*. 2015;45(10):1455–68.
12. Hussain, S. J., & Frey-Law, L. (2016). 3D strength surfaces for ankle plantar- and dorsi-flexion in healthy adults: an isometric and isokinetic dynamometry study. *Journal of foot and ankle research*, 9(1), 43.
13. Kruk J, Aboul-Enein HY. Physical activity in the prevention of cancer. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2006;7(1):11–21.
14. Lanzarin, M., Parizoto, P., & Santos, G. M. (2016). Analysis of isokinetic muscle function and postural control in individuals with intermittent claudication. *Brazilian journal of physical therapy*, 20(1), 48-57Larsen LH, Rasmussen S, Jørgensen JE. Overuse injuries in running. *Danks Sports Med*. 2016;3(20):7–15.Lee DC, Brellenthin AG, Thompson PD, Sui X, Lee IM, Lavie CJ. Running as a key lifestyle medicine for longevity. *Prog Cardiovasc Dis*. 2017;60(1):45–55.Schache, A. G., Blanch, P. D., & Murphy, A. T. (2000).

Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British journal of sports medicine*, 34(4), 279-283.

15. Teng, H. L., & Powers, C. M. (2016). Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. *Journal of athletic training*, 51(7), 519-524.
16. Watari, R., Osis, S. T., Phinyomark, A., & Ferber, R. (2018). Runners with patellofemoral pain demonstrate sub-groups of pelvic acceleration profiles using hierarchical cluster analysis: an exploratory cross-sectional study. *BMC musculoskeletal disorders*, 19(1).

