

Monograph

Torque Isométrico Producido por el Glúteo Medio y Movimiento Pélvico en el Plano Frontal durante la Carrera

Evie N Burnet y Peter E Pidcoe

Department of Physical Therapy, Virginia Commonwealth University, Richmond, VA, USA.

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue investigar la relación entre el torque isométrico producido por el glúteo medio (GM) y el grado de caída de la pelvis en el plano frontal durante la carrera. Veintiún corredores recreacionales saludables (9 hombres, 12 mujeres) que corrían 8.05 km o más por semana fueron reclutados de una muestra por conveniencia. El torque isométrico máximo del GM fue medido antes de la prueba de carrera. Los sujetos posteriormente corrieron en una cinta ergométrica por 30 minutos durante los cuales se recolectaron los datos cinemáticos tridimensionales en forma bilateral en períodos de 10 segundos, cada 2 minutos. La caída del lado izquierdo de la pelvis exhibió un ligero incremento (tamaño del efecto = 0.61); mientras que la caída del lado derecho de la pelvis se mantuvo estable (tamaño del efecto = 0.18). El análisis de correlación de Pearson reveló que no se produjeron correlaciones significativas entre el torque isométrico del GM y la caída pélvica en el plano frontal para ninguno de los períodos de recolección de datos durante la carrera de 30 min. Estos resultados sugieren que el torque isométrico del GM no es un buen factor de predicción de la caída pélvica en el plano frontal. Se debería determinar si no sería más apropiado realizar una evaluación dinámica de la fuerza del GM en lugar de una evaluación estática. Se requieren estudios adicionales para identificar las medidas de la fuerza dinámica que mejor predigan los componentes biomecánicos de la zancada durante la carrera.

Palabras Clave: fuerza, cinemática, Trendelenburg, cadera

INTRODUCCION

El pedestrismo es una actividad que cuenta con una gran popularidad, con un estimado de 30 millones de americanos clasificados como corredores recreacionales (Austin, 2002). A la vez, la combinación de cargas repetitivas y el incremento del número de corredores son factores que contribuyen al incremento en la prevalencia de lesiones asociadas con el pedestrismo. En una revisión sistemática llevada a cabo por Gent et al (2007), la tasa total de incidencia de lesiones en las extremidades inferiores entre los corredores se encontraba entre el 19.4% y el 79.3%. La mayoría de las lesiones músculo-esqueléticas asociadas con la carrera pueden ser clasificadas como lesiones por sobreuso, y pueden derivar de errores de entrenamiento o factores anatómicos o biomecánicos (Hreljac et al., 2000; James et al., 1978; Macera et al., 1989).

La fase de apoyo de la carrera es una actividad de cadena cinética cerrada, durante la cual se requiere de la estabilidad proximal para controlar la absorción de las fuerzas de contacto. Si existe algún tipo de inestabilidad proximal, el cuerpo se

encontrará biomecánicamente en desventaja para absorber las fuerza de contacto, las cuales a su vez hacen que se incremente el riesgo de lesión en las extremidades inferiores (Ferber et al., 2002; Marti et al., 1988). Ferber et al (2002) hallaron que las mujeres que habían sufrido fracturas óseas por estrés en las extremidades inferiores exhibían un mayor impacto pico debido a las fuerzas de reacción verticales (vGRF), una mayor tasa de carga y una mayor aceleración tibial pico. Resultados similares fueron reportados por Hreljac et al (2000) en un grupo de corredores de ambos sexos que habían sufrido al menos una lesión por sobreuso atribuida a la carrera. Ferber et al (2003) también investigaron las diferencias sexuales entre los datos cinéticos y cinemáticos de veinte corredores recreacionales de ambos sexos. En el plano frontal de la fase de apoyo, las mujeres exhibieron un ángulo pico de aducción de la cadera significativamente mayor que los hombres, así como también un mayor trabajo negativo de la cadera en el plano frontal y una mayor velocidad pico de aducción de la cadera en comparación con los hombres.

La estabilidad del núcleo corporal, descrita previamente en parte por Fredericson et al (2005), Kibler et al (2006), Leetun et al (2004) y Willson et al (2005), puede definirse como la fuerza y la resistencia de la musculatura lumbo-pélvica que deriva en una activación coordinada de los músculos y en el mantenimiento de la alineación a través de la cadena cinética. Cuando existe algún tipo de inestabilidad, debido a déficits en la fuerza y/o la resistencia, el cuerpo no puede ser alineado en forma óptima. La caída de la pelvis en el plano frontal es uno de los signos de la inestabilidad del núcleo corporal que representa un vínculo débil en la cadena cinética de la carrera. La caída pélvica en el plano frontal se nombra de acuerdo con la pierna de apoyo y se produce cuando existe una oblicuidad descendente, o signo de Trendelenburg, de la cadera opuesta en relación a la horizontal durante la fase de balanceo de la pierna (ver Figura 1).

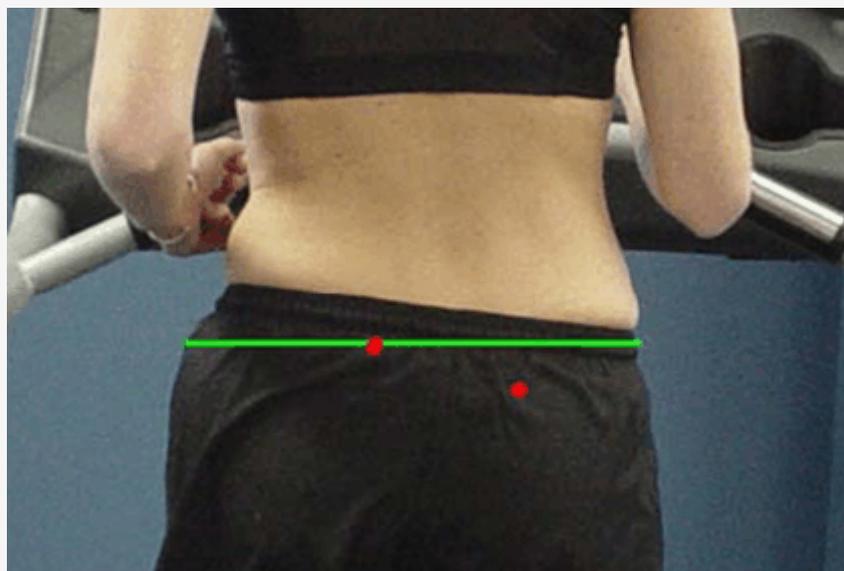


Figura 1. Ejemplo de la caída pélvica en el plano frontal. El corredor se encuentra en la fase de apoyo con la pierna izquierda, y la pelvis está rotando en el plano frontal alrededor de la cadera izquierda, de manera que el PSIS derecho ha caído por debajo de la horizontal.

La electromiografía ha mostrado que el músculo glúteo medio (GM), y en cierta medida el tensor de la fascia lata, se encuentran activos durante la fase de apoyo de la carrera, correspondiente al movimiento de abducción de la cadera (Mann et al, 1986). En el momento en que el pie impacta con el suelo, estos músculos se contraen excéntricamente para controlar la aducción de la cadera, y luego concéntricamente para provocar la abducción de la cadera y asistir en el paso hacia la fase de propulsión (Mann et al., 1986). Debido a que la carrera se realiza principalmente en dirección sagital, los músculos asociados con los planos frontal y/o transversal pueden, teóricamente, debilitarse si no se realiza el fortalecimiento o el entrenamiento cruzado de los mismos. La debilidad del GM, específicamente, ha sido vinculada con las lesiones asociadas al pedestrismo (Cichanowski et al., 2007; Fredericson et al., 2000; Leetun et al., 2004; Niemuth et al., 2005). Estos hallazgos sugieren que los desbalances en la fuerza pueden estar asociados con, o predisponer a un atleta a sufrir una lesión, o que las lesiones puedan derivar en desbalances en la fuerza.

La debilidad en la musculatura de la cadera, especialmente en los abductores, puede desmejorar la eficiencia de la transferencia de fuerzas, incrementar la aducción del muslo y derivar en la caída de la pelvis en el plano frontal (Mann et al., 1986). Si no se compensa esta condición, el incremento en la caída pélvica en el plano frontal podría crear un sistema

mecánicamente inestable, lo cual resultará en un incremento de la vGRF. Por lo tanto, los protocolos para el re-entrenamiento de la zancada han intentado reducir la caída pélvica en el plano frontal a través del fortalecimiento del GM (Presswood et al., 2008). Sin embargo, existen pocos estudios que hayan cuantificado la caída pélvica en el plano frontal y su asociación con las medidas estáticas empleadas clínicamente. El propósito del presente estudio fue investigar la relación entre la caída pélvica durante la carrera y el torque isométrico del GM. Se hipotetizó que habría una correlación negativa entre el torque isométrico del GM y la caída pélvica; es decir que los sujetos con menor torque isométrico del GM exhibirían una mayor caída pélvica asociada con ese lado.

MÉTODOS

Se reclutaron veintinueve sujetos (9 hombres, 12 mujeres) (edad, 22.5 ± 3.8 años; talla, 1.73 ± 1.0 m; peso, 70.6 ± 12.3 kg, y kilometraje promedio por semana, 33.3 ± 18.7 km). Los autores reconocen las limitaciones de utilizar una muestra mixta; sin embargo los sujetos fueron reclutados de una muestra por conveniencia. Los métodos utilizados en la investigación fueron aprobados por el Comité de Revisión Institucional de la universidad. Todos los sujetos proveyeron su consentimiento informado por escrito y completaron un cuestionario sobre sus hábitos de carrera, el cual incluyó el kilometraje promedio semanal y las lesiones relacionadas con el pedestismo, sufridas en los últimos seis meses. Los sujetos eran corredores recreacionales que corrían ≥ 8.05 km semanales. Los sujetos fueron excluidos si presentaban historia de problemas cardiopulmonares, problemas neuromusculares que evitaran que corrieran en forma segura, o si el médico les había prohibido correr. En el momento de la recolección de los datos ninguno de los sujetos presentaba algún tipo de lesión que le hubiera provocado la reducción en el rendimiento.

En primer lugar se realizó la medición del peso corporal y la longitud del muslo. Con el sujeto en posición supina, la longitud del muslo fue definida como la distancia desde el trocánter mayor hasta la línea lateral de la articulación de la rodilla. Para evaluar la fuerza isométrica del GM, los sujetos se recostaron sobre un lado de su cuerpo con una almohada entre sus rodillas para provocar una abducción de aproximadamente 10 grados, y se utilizó una correa para estabilizar el tronco. Se utilizó una segunda correa para ajustar el dinamómetro manual (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) a la mesa y al muslo, en la zona proximal a la línea lateral de la rodilla, para permitir la contracción isométrica. Previamente se ha reportado que este arreglo es una forma confiable de medir la fuerza isométrica (Bohannon, 1997; Cahalan et al., 1989; Jaramillo et al., 1994). Los sujetos fueron instruidos para que intenten levantar su pierna realizando un esfuerzo máximo de 5 segundos; repitiendo esto 4 veces con cada pierna con un período de recuperación de 15 segundos entre las pruebas (Ireland et al., 2003). Para valorar la confiabilidad de la medición de la fuerza isométrica del GM, se calculó el ICC para tres repeticiones realizadas con cada pierna en 21 de los sujetos, obteniéndose un coeficiente de 0.90 que demuestra una buena confiabilidad.

Durante la recolección de los datos los sujetos utilizaron su propio calzado. Con el sujeto de pie sobre la cinta ergométrica (Cateye EC-T220, Boulder, CO), se colocaron sensores cinemáticos (Polhemus Fastrak®, Colchester, VT) sobre la espina ilíaca posterosuperior (PSIS) de ambos lados del cuerpo utilizando una cinta adhesiva de doble faz. Luego de recolectar los datos con los sujetos de pie y en posición estática, y luego de que realizaran una entrada en calor de 5 minutos, los sujetos realizaron la prueba de carrera de 30 minutos a una velocidad seleccionada por ellos mismos (media, 10.74 ± 1.06 km/h). Como parte de un experimento adicional; durante la carrera se recolectaron los datos metabólicos de 10 sujetos (5 hombres y 5 mujeres). Todos los sujetos alcanzaron el consumo de oxígeno (VO_2) en estado estable.

Los datos cinemáticos tridimensionales del movimiento de la pelvis fueron recolectados a una frecuencia de 60 Hz utilizando un sistema de seguimiento cinemático electromagnético (MotionMonitor™ version 7.0, Innovative Sports Training, Chicago, IL). Los datos cinemáticos fueron recolectados en períodos de 10 segundos cada dos minutos, comenzando en el minuto cero. Por lo tanto se realizaron 16 bloques de recolección de datos. Para valorar la confiabilidad test-retest de la medición de la caída pélvica, se recolectaron previamente los datos del movimiento pélvico en 5 sujetos. Esto produjo un ICC de 0.80 y un error estándar de la media de 0.36° , demostrando que la medición tiene una buena confiabilidad con poca varianza atribuida al error.

Los datos de la fuerza isométrica registrada en las últimas tres contracciones fueron convertidos a torque utilizando la longitud del muslo como el brazo de momento, normalizados por el peso corporal y promediados para cada pierna. El procesamiento de los datos cinemáticos fue llevado a cabo utilizando un programa especial escrito en MATLAB™ (Math Work Inc, version 7.1). El ángulo pélvico bilateral fue calculado como el ángulo entre la PSIS izquierda y derecha en relación al plano horizontal menos el ángulo inicial promedio, utilizando la siguiente ecuación:

$$Ldeg = \left(\sin^{-1} \theta \left(\frac{Lz - Rz}{\sqrt{((Lx - Rx)^2 + (Ly - Ry)^2 + (Lz - Rz)^2)}} \right) \right) - BL$$

Donde:

Ldeg = ángulo pélvico izquierdo (grados)

Lz, Lx, Ly = datos de la dirección del lado izquierdo en los ejes z, x e y (mm)

Rz, Rx, Ry = datos de la dirección del lado derecho en los ejes z, x e y (mm)

BL = ángulo pélvico inicial (grados)

De esta manera se calculó la magnitud promedio del cambio en el ángulo pélvico a partir del valor inicial (caída pélvica izquierda y derecha) para cada uno de los bloques de recolección de datos de 10 segundos.

Se utilizó el análisis de correlación de Pearson para valorar la relación entre el torque isométrico promedio del GM y la caída pélvica en cada bloque de recolección de datos. Utilizando el programa SPSS®, versión 14, se definió la significancia estadística como $p \leq 0.05$. Utilizando la media inicial y final, se calculó el tamaño del efecto para valorar los cambios en el lado derecho e izquierdo y entre los lados durante la carrera de 30 minutos. El tamaño del efecto fue definido como pequeño, $d = 0.2$; medio, $d = 0.5$ y grande, $d = 0.6$ (Cohen, 1998).

RESULTADOS

El torque isométrico promedio del GM fue de 125.67 ± 31.82 Nm y 130.09 ± 37.96 Nm para los lados izquierdo y derecho, respectivamente. La caída pélvica promedio a lo largo de la prueba de carrera de 30 minutos fue de $10.9 \pm 1.7^\circ$ en el lado izquierdo y de $7.6 \pm 1.2^\circ$ en el lado derecho. La caída pélvica del lado izquierdo mostró un ligero incremento a lo largo de la prueba de carrera, desde $9.5 \pm 3.3^\circ$ en el minuto cero a $11.9 \pm 4.4^\circ$ en el minuto 30 (tamaño del efecto = 0.61). La caída pélvica del lado derecho se mantuvo constante, con un valor inicial de $7.5 \pm 2.8^\circ$ y un valor final de $8.1 \pm 3.6^\circ$ (tamaño del efecto = 0.18). Cuando se compararon las medias de los 30 minutos entre los lados izquierdo y derecho, el tamaño del efecto fue de 0.95.

	Izquierda		Derecha	
	R	Valor p	R	Valor P
Minuto 0	-0.184	0.425	0.138	0.550
Minuto 2	-0.079	0.734	0.141	0.542
Minuto 4	-0.147	0.526	-0.059	0.801
Minuto 6	-0.257	0.261	0.081	0.729
Minuto 8	-0.105	0.652	0.053	0.818
Minuto 10	-0.176	0.445	0.045	0.845
Minuto 12	-0.140	0.546	0.047	0.839
Minuto 14	-0.173	0.453	0.004	0.986
Minuto 16	-0.114	0.624	-0.034	0.885
Minuto 18	-0.222	0.334	0.022	0.925
Minuto 20	-0.342	0.129	0.003	0.990
Minuto 22	-0.216	0.347	0.026	0.912
Minuto 24	-0.251	0.273	0.066	0.777
Minuto 26	-0.201	0.382	-0.058	0.803
Minuto 28	-0.254	0.266	-0.115	0.618
Minuto 30	-0.226	0.324	-0.097	0.675

Tabla 1. Correlaciones de Pearson entre la caída pélvica y el torque del GM en función del tiempo.

El análisis de correlación de Pearson no reveló correlaciones significativas entre la caída pélvica en el plano frontal, ya sea del lado derecho o izquierdo, y el torque isométrico del GM, en ninguno de los bloques de recolección de datos (ver Tabla 1). Utilizando el valor promedio de la caída pélvica en 30 min se observó que la relación entre la caída pélvica izquierda y derecha y el torque isométrico del GM resultó en una pequeña correlación entre las variables, como se muestra en las Figuras 2 y 3. Esto fue respaldado adicionalmente por las pobres correlaciones no significativas ($r = -0.212$, $p = 0.356$) y ($r = 0.022$, $p = 0.925$) para los lados izquierdo y derecho, respectivamente.

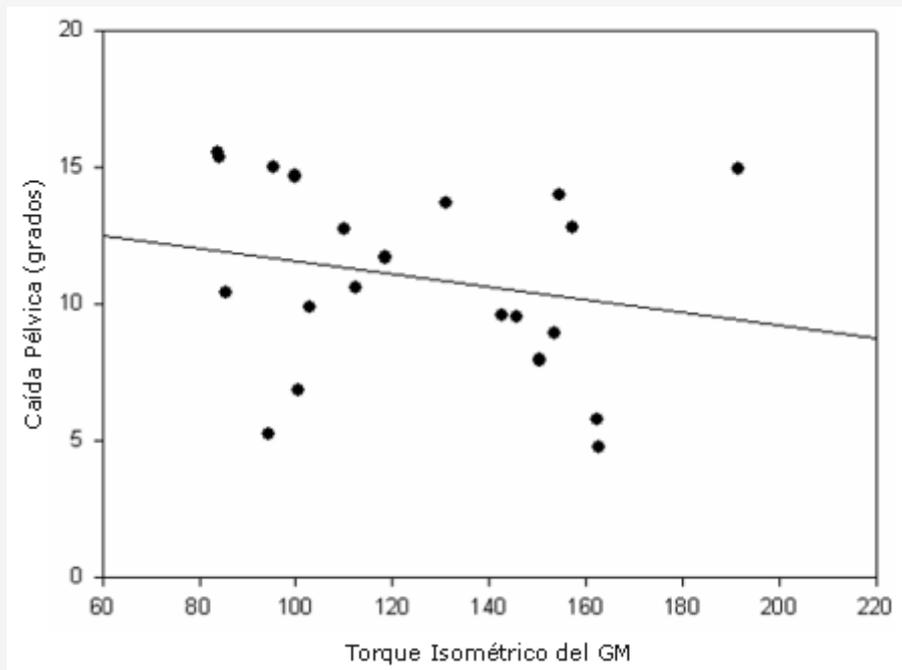


Figura 2. Torque isométrico del GM versus caída pélvica del lado izquierdo.

Debido a que no se hallaron correlaciones entre el torque isométrico del GM y la caída pélvica promedio o la caída pélvica para cada punto de medición, se valoró la relación entre el torque isométrico del GM y la tasa de cambio (pendiente) de la caída pélvica a lo largo de la prueba de carrera de 30 min. Sin embargo, no se halló una correlación o relación significativa entre los lados izquierdo ($r = -0.182$, $p = 0.429$) y derecho ($r = -0.244$, $p = 0.287$).

Se llevaron a cabo análisis post hoc mediante la utilización de la prueba t para medidas dependientes, para valorar las diferencias potenciales en las variables entre los sexos. No se hallaron diferencias significativas en la caída pélvica entre los sexos para el lado izquierdo ($t = 0.331$, $p = 0.749$) o derecho ($t = -0.327$, $p = 0.752$). Sin embargo, el torque si difirió significativamente entre los sexos, tanto en el lado izquierdo ($t = -4.333$, $p = 0.003$) como en el lado derecho ($t = -5.005$, $p = 0.001$). Debido a la observación de diferencias estadísticamente significativas entre los sexos respecto del torque del GM, se llevaron a cabo análisis de correlación utilizando los datos de los hombres y mujeres por separado. Las correlaciones entre el torque isométrico del GM y la caída pélvica, utilizando los datos de hombres y mujeres por separado, no fueron significativos ni para los hombres ($r = -0.263$, $p = 0.494$ and $R = -0.147$, $p = 0.706$) ni para las mujeres ($r = -0.107$, $p = 0.741$ and $R = 0.051$, $p = 0.874$), tanto para el lado izquierdo como para el derecho, respectivamente.

DISCUSION

El objetivo del presente estudio fue investigar la relación entre el torque isométrico del GM y la caída pélvica en el plano

frontal en una muestra de corredores recreacionales saludables, quienes realizaron una prueba de carrera a un ritmo confortable, seleccionado por ellos mismos, durante 30 minutos. Los resultados indicaron que el torque isométrico del GM no se correlaciona con la caída pélvica. Por lo tanto, la hipótesis de que la caída pélvica exhibiría una relación indirecta con el torque isométrico del GM no fue respaldada.

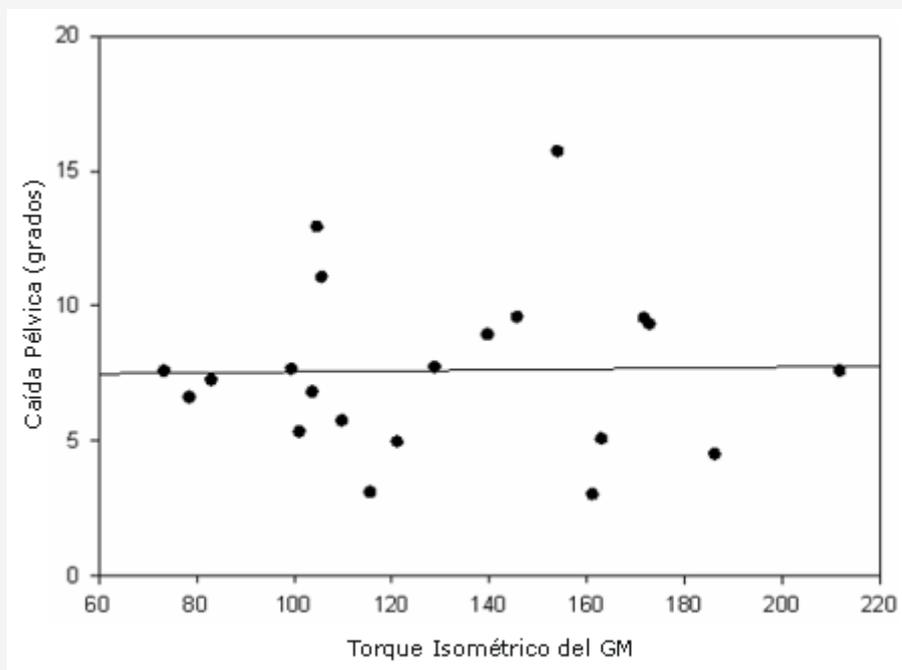


Figura 3. Torque isométrico del GM versus caída pélvica del lado derecho.

Si bien los estudios previos no han investigado el movimiento pélvico en el plano frontal durante períodos extensos de carrera, Schache et al (2001) estudiaron el movimiento pélvico en períodos de 5 segundos durante una carrera en cinta ergométrica. El ángulo de caída pélvica de los 10 sujetos (9 hombres, 1 mujer) fue consistente con los valores observados en el presente estudio.

Estudios prospectivos (Leetun et al., 2004), estudios de un caso (Fredericson et al., 2000; Ireland et al., 2003; Niemuth et al., 2005) y estudios de series de casos (Cichanowski et al., 2007) han establecido una asociación entre el déficit en la fuerza isométrica de abducción de la cadera y las lesiones de las extremidades inferiores. Además, Ferber et al (2002), demostraron una asociación entre el incremento de la vGRF y las fracturas por estrés en las extremidades inferiores en mujeres corredoras. Si bien tanto la reducción de la fuerza isométrica de abducción de la cadera y el incremento de la vGRF están vinculadas con las lesiones de las extremidades inferiores, la relación entre la reducción de la fuerza estática de abducción de la cadera, el incremento en la vGRF y/o la caída pélvica en el plano frontal no ha sido establecida. Los resultados del presente estudio no mostraron relaciones entre el torque estático del GM y la caída pélvica en el plano frontal. Sin embargo, las limitaciones del presente estudio pudieron haber afectado estos hallazgos.

Una limitación potencial del presente estudio fue la utilización de una muestra mixta, así como también de un muestreo por conveniencia. Las posibles diferencias en las variables antropométricas y en la fuerza pudieron haber afectado las relaciones entre las variables. Sin embargo, no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los sexos respecto de la caída pélvica; aunque el torque isométrico del GM si difirió significativamente entre los sexos. Incluso, luego de que los análisis de correlación se llevaran a cabo separadamente para cada sexo, las correlaciones continuaron siendo no significativas. Además, la muestra consistió de corredores recreacionales saludables. Por esta razón, la aplicación de estos hallazgos a sujetos lesionados o a corredores de elite debería realizarse con precaución.

Los sujetos fueron instruidos para que corrieran a un ritmo confortable y constante durante 30 minutos. La decisión de que los sujetos seleccionaran su velocidad de carrera se basó en estudios previos (Franz et al., 2009 and Schache et al., 2001). Sin embargo, es posible que los sujetos consciente o inconscientemente seleccionaran un ritmo inadecuado o modificaran su zancada durante la carrera, impactando así o alterando las medidas de la caída pélvica. Desafortunadamente, no fue posible determinar si alguno de los sujetos realizó lo mencionado previamente.

Si bien la utilización de un dinamómetro manual para la evaluación tiene sus limitaciones, relativas a la fuerza del evaluador y la participación del sujeto, se hicieron esfuerzos para minimizar estos efectos. La utilización de una correa para asegurar el dinamómetro eliminó el efecto de la fuerza del evaluador, lo cual ha mostrado previamente ser una limitación de la dinamometría manual (Bohannon, 1999). La prueba de práctica y el tiempo de recuperación entre las pruebas evitaron el error debido al esfuerzo de los sujetos, y las constantes y consistentes directivas dadas durante la evaluación limitaron la influencia de la retroalimentación del evaluador. Todas las mediciones fueron llevadas a cabo por un único evaluador que mostró una gran confiabilidad intra-evaluador e inter-evaluación. Además, la conversión de las medidas de fuerza a torque permitió la comparación entre los sujetos al normalizar estos datos por el peso corporal y la longitud del muslo.

De lo discutido surgen dos cuestiones: (1) ¿la medición estática de la fuerza del GM es apropiada para ser relacionada con medidas dinámicas? y (2) ¿existe una variable o grupo de variables más robusta que pudieran relacionarse con la caída pélvica?

En base a los hallazgos de investigación, nos deberíamos preguntar si una medida dinámica, en lugar de estática, de la fuerza del GM sería más apropiada. En general, debido a la falta de equipamiento costoso o de tiempo, las observaciones clínicas y cualitativas durante el análisis de la zancada de carrera se vinculan con medidas estáticas cuantitativas de la fuerza. Estos hallazgos sugieren que esta estrategia no es apropiada para la abducción de la cadera. También es posible que otros factores, además de la fuerza del GM, tal como los patrones de activación del GM o la resistencia del GM afecten la caída pélvica en el plano frontal.

Por lo tanto, se requieren estudios adicionales para investigar tanto la relación entre el torque del GM, los patrones de activación, la fatiga muscular y la caída pélvica durante la carrera, e identificar las medidas dinámicas que mejor predigan los componentes biomecánicos de la zancada de carrera. Los clínicos deben comprender mejor que aspectos de la función del GM impactan la caída pélvica en el plano frontal en corredores.

CONCLUSIONES

El presente estudio tuvo el propósito de investigar la relación entre la fuerza isométrica del GM y la caída pélvica; sin embargo, la fuerza isométrica del GM fue un pobre factor de predicción de la caída pélvica en el plano frontal. Los estudios futuros deberían investigar las relaciones entre medidas dinámicas, tal como el torque producido por el GM durante la carrera, las medidas dinámicas de la fuerza del GM, la actividad y la fatiga del GM y la caída pélvica.

Puntos Clave

- Hay una falta de estudios que vinculen las medidas estáticas y clínicas con las observaciones de la zancada durante la carrera
- El torque isométrico del glúteo medio es un pobre factor de predicción de la caída pélvica en el plano frontal durante la carrera.
- Los futuros estudios deberían identificar las medidas dinámicas de la fuerza que se correlacionan con los elementos de la biomecánica de carrera.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a J. Corteney Bradford y a Emily Carney por su asistencia con la programación en MatLab.

REFERENCIAS

1. Austin, W.M (2002). Chiropractic health for recreational runners. *Journal of the American Chiropractic Association* 39, 32-37
2. Bohannon, R.W (1997). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78, 26-32
3. Bohannon, R.W (1999). Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Perceptual and Motor Skills* 88, 899-902
4. Cahalan, T.D., Johnson, M.E., Liu, S. and Chao, E.Y (1989). Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 246, 136-145

5. Cichanowski, H.R., Schmitt, J.S., Johnson, R.J. and Niemuth, P.E (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39, 1227-1232
6. Cohen, J (1998). Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd edition, Lawrence Earlbaum Associates, New Jersey
7. Ferber, R., Davis, I.M., Hamill, J., Pollard, C.D. and McKeown, K.A (2002). Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34, S5
8. Ferber, R., Davis, I.M. and Williams, D.S (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics* 18, 350-357
9. Franz, J.R., Paylo, K.W., Dicharry, J., Riley, P.O. and Kerrigan, D.C (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture* 29, 494-498
10. Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N. and Sahrmann, S.A (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine* 10, 169-175
11. Fredericson, M. and Moore, T (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 16, 669-689
12. Hreljac, A., Marshall, R.N. and Hume, P.A (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32, 1635-1641
13. Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., and Davis, I.M (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 33, 671-676
14. James, S.L., Bates, B.T. and Osternig, L.R (1978). Injuries to runners. *American Journal of Sports Medicine* 6, 40-49
15. Jaramillo, J., Worrell, T.W. and Ingersoll, C.D (1994). Hip isometric strength following knee surgery. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 20, 160-165
16. Kibler, W.B., Press, J. and Sciascia, A (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine* 36, 189-198
17. Leetun, D.T., Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T. and Davis, I.M (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36, 926-934
18. Macera, C.A., Pate, R.R., Powell, K.E., Jackson, K.L., Kendrick, J.S. and Craven, T.E (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of Internal Medicine* 149, 2565-2568
19. Mann, R.A., Moran, G.T. and Dougherty, S.E (1986). Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *American Journal of Sports Medicine* 14, 501-509
20. Marti, B., Vader, J.P., Minder, C.E. and Abelin, T (1988). On the epidemiology of running injuries: the 1984 Bern Grand-Prix study. *American Journal of Sports Medicine* 16, 285-293
21. Niemuth, P.E., Johnson, R.J., Myers, M.J. and Thieman, T.J (2005). Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clinical Journal of Sports Medicine* 15, 14-21
22. Presswood, L., Cronin, J., Keogh, J. and Whatman, C (2008). Gluteus medius: applied anatomy, dysfunction, assessment and progressive strengthening. *Strength and Conditioning Journal* 30, 41-53
23. Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D.A., Wrigley, T.V., Starr, R. and Bennell, K.L (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics* 16, 667-680
24. Van Gent, R.N., Siem, D., van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M. and Koes, B.W (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine* 41, 469-480
25. Willson, J.D., Dougherty, C.P., Ireland, M.L. and Davis, I.M (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 113, 316-325

Cita Original

Evie N. Burnet and Peter E. Pidcoe. Isometric Gluteus Medius Muscle Torque and Frontal Plane Pelvic Motion during Running. *Journal of Sports Science and Medicine* (2009) 8, 284 - 288.