



Máster Universitario en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

TRABAJO FIN DE MASTER

“Validación y confiabilidad del acelerómetro Wiva para la estimación de los parámetros espacio temporales del ciclo de carrera”

Roberto Avilés Vicente
Vitoria-Gasteiz, a 2 de Julio de 2018

“Validación y confiabilidad del acelerómetro Wiva para la estimación de los parámetros espacio temporales del ciclo de carrera”

Trabajo Fin de Máster para optar al Título de
Máster en **Ciencias de la Actividad Física y del Deporte**

Presentado por Roberto Avilés Vicente

Tutor Dr. Jordan Santos Concejero

En Vitoria-Gasteiz, a ____2____ de _____Julio____ de ____2018_____

Firma de/de la alumno/a:

Fdo: D./D^a _____

Vº.Bº. del Tutor/a:

Fdo: Dr./Dra. D./D^a _____

Máster Universitario en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

TRABAJO FIN DE MÁSTER CURSO ACADÉMICO 2017-2018

“Validación y confiabilidad del acelerómetro Wiva para la estimación de los parámetros espacio temporales del ciclo de carrera”

RESUMEN: los sistemas basados en acelerómetros son a menudo utilizados para valorar el movimiento humano. El objetivo de este estudio fue evaluar la validez y reproducibilidad del acelerómetro Wiva Run®, sistema basado en la medición de parámetros espacio temporales del ciclo de carrera. 15 jugadores de futbol corrieron durante 30 seg a 5 velocidades diferentes: 10, 12, 14, 16 y 18 km/h sobre un tapiz rodante, realizando una recuperación de 1 min entre cada intervalo. Los participantes ejecutaron 2 veces este protocolo separados 5 min uno del otro, para evaluar la reproducibilidad del dispositivo. Los parámetros tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia de pasos fueron comparados con el sistema de fotocélulas (Optojump Next®). Los parámetros obtenidos de Wiva Run tuvieron una buena confiabilidad entre ambas series: *tiempo de contacto* ($r=0.673$; $CV= 1.3\%$) para *tiempo de vuelo* ($r=0.734$; $CV= 2.6\%$); *frecuencia de pasos* ($r=0.796$; $CV= 0.58\%$). Con respecto a la validez, la variable tiempo de contacto fue infra-estimada, reduciéndose las diferencias conforme aumentó la velocidad ($r=0.2848$; $CV=-23.10\%$), mientras que el tiempo de vuelo fue sobre estimado ($r=0.43$; $CV=32.12\%$). Sólo la variable *frecuencia de pasos* mostró una alta correlación cuando se comparó ambos sistemas ($r=0.833$; $CV=5.24$). Wiva Run®, es un dispositivo confiable para los parámetros tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia de pasos. En términos de validez, es preciso en la medición de la frecuencia del paso pero infra estima el tiempo de contacto y sobre estima el tiempo de vuelo cuando se comparó con el sistema de fotocélulas.

PALABRAS CLAVE: carrera. biomecánica; tecnología, validez, confiabilidad

INTRODUCCIÓN

El análisis del movimiento humano se origina desde el Siglo V antes de Cristo, cuando Aristóteles y sus colaboradores desarrollaron un modelo del sistema musculo esquelético humano que involucraba palancas, fuerzas y un centro de gravedad (Green, & Roberts, 1999). Desde entonces la valoración del movimiento y en concreto la carrera, ha sido la que más interés ha suscitado. La evaluación de diferentes variables mecánicas (i.e tiempo de contacto, tiempo de vuelo, tiempo de zancada, rigidez de la extremidad, oscilación vertical del centro de masas y fuerzas reactivas del suelo) han sido ampliamente utilizadas en la literatura, en busca de conocer su relación con el rendimiento en la carrera (Gomez-Ezeiza et al., 2018; Moore, 2016; Nummela, Keränen, & Mikkelsen, 2007; Tam, Santos-Concejero, Tucker, & Lamberts, 2017; Weyand, Sandell, Prime, & Bundle, 2010). Por otro lado, la capacidad de monitorizar el ciclo de carrera del deportista, tanto en competición como en los entrenamientos, puede ser una estrategia de gran utilidad para que entrenadores analicen asimetrías entre extremidades (Schubert, Kempf, & Heiderscheit, 2014;Brughelli, Cronin, Mendiguchia, Kinsella & Nosaka 2010;Pappas, Paradisis, & Vagenas, 2015). Por ello, una correcta valoración de alteraciones mecánicamente significativas a lo largo del tiempo, entre la pierna ipsilateral y contralateral puede ser indicativo de fatiga neuromuscular (Cormack, Mooney, Morgan, & McGuigan, 2013;Buchheit, 2015) lo cual puede acercar al deportista a la zona de riesgo de lesión.

Para el análisis biomecánico de la carrera han sido numerosos los instrumentos utilizados. Normalmente, entrenadores e investigadores buscan utilizar tecnología con alta validez y reproducibilidad. En este sentido, las plataformas de fuerzas así como el tapiz rodante con dinamometría, han sido empleadas cuando el objetivo era la valoración cinética del salto como de la carrera (Bundle, Powell, & Ryan, 2015; Stephen, David, Everett, Peter, & Michael, 2008). Radares y sistemas de cámaras 3D han sido utilizados en busca de una aproximación cinemática (Mendiguchia et al., 2014; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, Danneels, & Witvrouw, 2017). No obstante, el coste de estos instrumentos se aleja en muchas ocasiones de los recursos económicos de clubes o entrenadores. Por ello, investigadores han recurrido a métodos más asequibles. En concreto, Optojump Next® (Microgate, Bolzano, Italia) ha sido uno de los más utilizados por investigadores en ciencias del deporte debido a su validez concurrente frente a dispositivos *gold standard* (Glatthorn et al., 2011; Ruggiero, Dewhurst, & Bampouras, 2016) Por el contrario, Wiva ® (LetSense Srl, Bologna, Italy) es un acelerómetro portátil ligero, que proporciona retroalimentación cinemática en tiempo real y puede capturar numerosos ciclos de

movimiento. Previos estudios han mostrado una alta validez y confiabilidad de Wiva® en la medición de los parámetros espacio temporales y cinemáticos de la pelvis durante la marcha (Bugané et al., 2012; Bugané, Benedetti, D'Angeli, & Leardini, 2014) no habiendo sido testado aún durante la carrera. Anteriormente otros dispositivos utilizando el sistema de acelerometría han reportado validez y confiabilidad cuando se les comparó con otros sistemas *gold standard* en la valoración de parámetros espacio-temporales de la carrera. (Watari, Hettinga, Osis, & Ferber, 2016; Gindre, Lussiana, Hebert-Losier, & Morin, 2016; Meylan et al., 2016). Por lo tanto nuestra hipótesis es que el acelerómetro Wiva Run® permite una obtención precisa y reproducible de las variables tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia de los pasos frente al dispositivo *Optojump Next*, durante la carrera. De esta forma el presente estudio tiene como objetivo investigar si un sensor situado en el tronco inferior puede proporcionar parámetros espacio-temporal fiable y reproducible a nivel de carrera.

METODOS

Participantes

Un total de quince jugadores de futbol masculinos (edad: 20.80 ± 2.6 años; altura: 178.13 ± 6.2 cm; masa corporal: 73.87 ± 4.5 ; años de experiencia en el futbol: 10.53 ± 2.1 años) que entrenan un promedio de 16 horas a la semana se les propuso participar voluntariamente en el estudio.

Después de una explicación detallada del estudio, los participantes proporcionaron su consentimiento informado por escrito. El protocolo de investigación M10_2018_100 fué aprobado por el comité de ética para la investigación con seres humanos, CEISH-UPV/EHU; BOPV 32, 17/2/2014 y se adhirió a las últimas enmiendas de la Declaración de Helsinki.

Instrumentos

El dispositivo Wiva® (LetSense Srl, Bologna, Italy) consiste en una red inalámbrica de sensores de inercia programado para el análisis de la carrera humana. Los sensores son controlados por la aplicación Wiva Run® descargable en los sistemas operativos Android® y Apple® que registra datos (hasta 16 elementos) mediante una comunicación bluetooth "4 low energy. Cada sensor tiene un tamaño $37,46 \text{ mm} \times 41,95 \text{ mm} \times 20,11 \text{ mm}$, tiene un peso de 45 g, y se compone de un acelerómetro de 3 ejes (rango máximo $\pm 16 \text{ g}$), un giroscopio de 3 ejes (escala completa $\pm 2000^\circ / \text{s}$) y un magnetómetro de 3 ejes (escala completa $\pm 4800 \mu\text{T}$). Este dispositivo de detección está calibrado con la aceleración gravitacional inmediatamente después de la fabricación. El sensor Wiva® está conectado a la cintura del sujeto con una cinta

semi-elástica, que cubre el espacio intervertebral L4-L5, de forma que se recoge la aceleración de los tres ejes anatómicos ortogonales, es decir, los ejes anterior-posterior, medio-lateral y vertical. A partir de las señales de aceleración recogidas, se obtienen los siguientes parámetros de la carrera espaciotemporal:

- Longitud del paso (m), la distancia entre el golpe de talón de la ipsilateral y la contralateral;
- Longitud del ciclo (m), la distancia entre dos golpes de talón consecutivos del mismo pie;
- Longitud/altura del ciclo (%), longitud de del ciclo normalizado en función de la altura del sujeto.
- Duración del ciclo (s), el tiempo entre dos golpes de talón consecutivos del mismo pie;
- Duración del paso (s), el tiempo entre el golpe de talón de la ipsilateral y la contralateral;
- Tiempo de contacto (s), la fase de contacto del pie, desde el golpe de talón hasta el despegue de la punta del pie.
- Tiempo de vuelo (s), el tiempo que esta el pie en el aire desde el despegue de la punta del pie hasta el nuevo contacto del talón con el suelo.

Sin embargo solo los parámetros tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia del paso serán tenidos en cuenta en este estudio.

Por otro lado se utilizó el kit de un solo metro *Optojump Next* (Microgate, Italia) como dispositivo de referencia para este estudio. Este instrumento, que tiene una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, se montó en una cinta de correr motorizada BH LK6000. *Optojump Next* se conectó a una PC con Windows 10 y al software *Optojump Next v 1.9*.

Procedimiento

A todos los participantes se les requirió ir uniformados con ropa de carrera y deportivas. Se pesó y midió a los participantes el día de los test introduciendo los datos en la app Wiva Run®. Después de un calentamiento de 5 min de carrera a 8km/h, los participantes realizaron 5 series de 30 s a cero % de inclinación en la cinta BH LK6000 a 10,12,14,16 y 18 km/h separados por 1 min de descanso a 7km/h, velocidad que permitía a los participantes andar. Para asegurar la confiabilidad los participantes realizaron por segunda vez el test una vez pasado 10 min desde la finalización de la primera. El orden de la prueba se mantuvo constante entre los participantes, para permitir una realización gradual en la velocidad de ejecución durante el protocolo experimental. Se colocó en el lateral de la cinta una cámara Logitech C920 HD Pro conectada al PC y sincronizada con *Optojump Next*, para definición del pie de entrada. Ambos sistemas

fueron iniciados y finalizados simultáneamente por el mismo investigador para asegurar una mayor sincronización.

Análisis estadístico

Con vistas a analizar la validación y confiabilidad de Wiva Run, varios estadísticos fueron utilizados. El primer lugar y de acuerdo a la validación de Wiva Run, obtuvimos los valores medios, desviación estándar, el coeficiente de correlación de Pearson, el tamaño de efecto (ES) y el coeficiente de varianza (CV) de ambos dispositivos para las variables tiempo de contacto, tiempo de vuelo y la frecuencia de pasos, para las cinco velocidades seleccionadas durante la primera serie. Para ello utilizamos una prueba *t* para muestras relacionadas que cumplimentamos con un análisis de correlaciones bivariadas. En segundo lugar y para analizar la confiabilidad del dispositivo Wiva Run obtuvimos los valores medios, desviación estándar, el coeficiente de correlación de Pearson, el tamaño de efecto (ES) y el coeficiente de varianza (CV) de ambas series, para las variables tiempo de contacto, tiempo de vuelo y la frecuencia de pasos, para las cinco velocidades seleccionadas. Para ello utilizamos una prueba *t* para muestras relacionadas que cumplimentamos con un análisis de correlaciones bivariadas. El nivel de significación estadística fue seleccionada a $p < 0.05$. Todos los cálculos fueron llevados a cabo mediante el software IBM SPSS Statistics 22 para Windows 10 (IBM Co., USA).

RESULTADOS

Validación

Los valores medios de cada sistema obtenidos durante la serie 1 son presentados en la Tabla 1. La variable tiempo de contacto (ms) fue significativamente infra estimada por Wiva Run en las cinco velocidades seleccionadas: para 10 km/h ($p=0.000$; $r=0.149$; $CV=-64.9$, (%) -23.10) para 12km/h ($p=0.000$; $r=0.188$; $CV=-43.6$ (%) -17.9%), para 14km/h ($p=0.000$; $r=0.418$; $CV=-23.9$, (%) -11%), viéndose esta reducida progresivamente conforme aumentaba la velocidad: para 16km/h ($p=0.004$; $r=0.493$; $CV=-14.2$ (%) -7%) y para 18km/h ($p=0.103$; $r=0.176$; $CV=-9.3$ (%) -5.4%). La variable tiempo de vuelo fue sobre estimada durante las velocidades 10 km/h ($p=0.000$; $r=0.348$; $CV=64.9$ ms, (%) $+80\%$), 12 km/h ($p=0.000$; $r=0.310$; $CV=39.6$, (%) $+37\%$) y 14 km/h ($p=0.000$; $r=0.400$; $CV=25.2$, (%) $+21.3\%$), disminuyendo la diferencia conforme aumentaba la velocidad, 16 km/h ($p=0.022$; $r=0.614$; $CV=12.8$, (%) $+10.3\%$) y a 18 km/h ($p=0.079$; $r=0.510$; $CV=15.8$, (%) $+12\%$). Por último la variable frecuencia pasos obtuvo

una buena validez en la correlación en todas sus velocidades comparado con *Optojump* ($r=0.883 \pm 0.0987$; $CV=-9.440 \pm 1.089$, -4.7% a -5.8%) mostrando durante 18 km/h la correlación más baja ($r=0.722$).

Tabla 1. Validación mediante los valores medios, \pm SD, coeficiente de correlación de Pearson y tamaño del efecto de las variables mecánicas obtenidas mediante los dispositivos Wiva Run® y Optojump Next®, a las diferentes velocidades.

Wiva Run® VS Optojump Next ®						
Parámetro (unidad)	Tiempo contacto (ms)		Tiempo vuelo (ms)		Frecuencia pasos (pasos/min)	
10 km/h	213 \pm 14 vs 277 \pm 19	p= 0.000	146 \pm 17 vs .81 \pm 24	p= 0.000	159 \pm 8 vs 167 \pm 8	p= 0.00
		r= 0.149		r= 0.348		r= 0.933**
		Es= 0.88		Es= 0.84		Es= 0.44
		CV= -64.9 -23.10%		CV= 64.9 +80%		CV= -8 -4.7%
12 km/h	201 \pm 13 vs 245 \pm 15	p= 0.000	147 \pm 16 vs 107 \pm 21	p= 0.000	162 \pm 7 vs 171 \pm 6	p= 0.000
		r= 0.188		r= 0.310		r= 0.914**
		Es= 0.84		Es= 0.73		Es= 0.56
		CV= -43.6 -17.9%		CV= 39.6 +37%		CV= -9.2 -5.2%
14 km/h	194 \pm 15 vs 218 \pm 12	p= 0.000	148 \pm 19 vs 122 \pm 18	p= 0.000	167 \pm 4 vs 176 \pm 6	p= 0.000
		r= 0.418		r= 0.400		r= 0.908*
		Es= 0.66		Es= 0.57		Es= 0.66
		CV= -23.9 -11%		CV= 25.2 +21.3%		CV= -9 -5.1%
16 km/h	186 \pm 18 vs 200 \pm 11	p= 0.004	139 \pm 25 vs 126 \pm 15	p= 0.022	173 \pm 7 vs 183 \pm 8	p= 0.000
		r= 0.493		r= 0.614*		r= 0.938**
		Es= 0.42		Es= 0.30		Es= 0.55
		CV= -14.2 -7%		CV= 12.8 +10.3%		CV= -10.2 -5.4%
18 km/h	174 \pm 19 vs 184 \pm 10	p= 0.103	148 \pm 23 vs 132 \pm 17	p= 0.079	178 \pm 11 vs 189 \pm 10	p= 0.019
		r= 0.176		r= 0.510		r= 0.722**
		Es= 0.31		Es= 0.34		Es= 0.46
		CV= -9.3 -5.4%		CV= 15.8 +12%		CV= -10.8 -5.8%

La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral) *

La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral) **

Confiabilidad

Los parámetros del ciclo de carrera obtenidos en ambas series mediante el dispositivo Wiva Run, fueron comparados en busca de estudiar su reproducibilidad. Los índices de correlación y CV se muestran en la Tabla II. Las diferencias entre la serie I y II de las variables tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia de pasos fueron -0.940 ± 2.7 ms (1.3%), -1.440 ± 4.8 ms

DISCUSIÓN

De acuerdo con nuestra hipótesis, Wiva Run® ofrece parámetros reproducibles en el tiempo para medir la cinemática de zancada. Sin embargo no mostró buena validez para los parámetros tiempo de contacto y tiempo de vuelo. En este sentido, Wiva Run® sobreestimó el tiempo de vuelo en comparación con el sistema de fotocélula. Esta sobreestimación en el tiempo de vuelo, se observó con una infra estimación en el tiempo de contacto. Ambas variables muestran una mejora en su validez conforme la velocidad es más elevada (16 y 18 km/h). Esto justifica la precaución en las comparaciones de resultados entre sistemas basados en fotocélula, y acelerómetro. Solo los parámetros de frecuencia de pasos derivados de Wiva Run® demostraron ser altamente confiables y válidos contra el sistema de referencia.

El diferente sistema de obtención de datos del acelerómetro en comparación con las fotocélulas, hace que sea un factor importante a tener en cuenta a la hora de valorar los resultados (Gindre et al., 2016). Por otro lado a día de hoy, el sistema de referencia *OptoJump*, presenta falta de validez durante la carrera, no siendo así durante el salto y durante la marcha (Glatthorn et al., 2011; Ruggiero et al., 2016). Si se obtuvieron datos significativamente validos cuando se comparó con cámaras de alta velocidad, existiendo margen de mejora (Gindre et al., 2016).

La confirmación de la reproducibilidad de los parámetros de zancada durante la realización de ambos test con Wiva Run® ($r = 0.74$) permite a los profesionales tener confianza en su capacidad de seguir estas medidas en el tiempo. De esta forma utilizando este dispositivo sucesivamente, los cambios en los parámetros de zancada capturados con Wiva Run ® reflejarían los cambios reales en la ejecución de las características de la zancada. La realización del re-test de forma consecutiva, con su asignado descanso, junto con las posibles variaciones provocadas por la posible sudoración del tejido sobre la cinta colocada en L4, pudieron impedir una mayor correlación entre ambos tests. De esta forma sería aconsejable introducir en los acelerómetros un filtro de ruido, para eliminar aquellas aceleraciones aberrantes y que puedan distorsionar la homogeneidad del dato. La practicidad de los acelerómetros para ser usados en el entorno natural del deportista, sin obligatoriedad de introducirlo en un laboratorio o gimnasio, debe de alentar a las empresas a optimizar sus algoritmos en busca de unos mejores resultados.

CONCLUSIONES

Los parámetros tiempo de contacto, tiempo de vuelo y los parámetros de frecuencia del paso obtenidos utilizando el dispositivo Wiva Run® se clasificaron como adecuados para la ejecución de evaluaciones. Estos hallazgos sugieren que Wiva Run® es prácticamente útil para monitorear individuos y cuantificar cambios en el desempeño funcional a lo largo del tiempo. Sin embargo, la validez concurrente de Wiva Run® frente al sistema de referencia basado en óptica (es decir, Optojump Next®) fue justa para los tiempos de contacto y aéreos. Los médicos y científicos deben considerar estas discrepancias entre sistemas al comparar los hallazgos de varios estudios, laboratorios o clínicas. Solo la frecuencia de paso puede contrastarse de manera confiable entre el sistema Wiva Run® y el sistema basado en fotocélulas, mostrando tanto la confiabilidad adecuada como la validez concurrente de las medidas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos a la Sociedad Deportiva Eibar por la facilitarme sus instalaciones y recursos materiales para la realización del estudio. También servir un agradecimiento especial a todos los jugadores que de forma voluntaria han querido participar en este estudio. Por último agradecer a mi tutor Jordan Santos por el correcto y ético seguimiento de cada paso del trabajo.

REFERENCIAS

- Buchheit, M. (2015). Assessing Stride Variables and Vertical Stiffness with GPS-Embedded Accelerometers: Preliminary Insights for ... Assessing Stride Variables and Vertical Stiffness with GPS-Embedded Accel- on the Field. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(December), 698–701.
- Bugané, F., Benedetti, M., Casadio, G., Attala, S., Biagi, F., Manca, M., & Leardini, A. (2012). Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 108(1), 129–137. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.02.003>
- Buganè, F., Benedetti, M. G., D'Angeli, V., & Leardini, A. (2014). Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: Validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. *BioMedical Engineering Online*, 13(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-146>
- Bundle, M., Powell, M., & Ryan, L. (2015). Design and testing of a high-speed treadmill to measure ground reaction forces at the limit of human gait. *Medical Engineering and Physics*, 37(9), 892–897. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.04.009>
- Cormack, S. J., Mooney, M. G., Morgan, W., & McGuigan, M. R. (2013). Influence of neuromuscular fatigue on accelerometer load in elite Australian football players.

- International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(4), 373–378. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.4.373>
- Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K., & Morin, J. B. (2016). Reliability and validity of the Myotest® for measuring running stride kinematics. *Journal of Sports Sciences*, 34(7), 664–670. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1068436>
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2011). Validity and reliability of optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 556–560. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ccb18d>
- Gomez-Ezeiza, J., Torres-Unda, J., Tam, N., Irazusta, J., Granados, C., & Santos-Concejero, J. (2018). Race walking gait and its influence on race walking economy in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, 00(00), 1–7. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1449086>
- Mendiguchia, J., Samozino, P., Martinez-Ruiz, E., Brughelli, M., Schmikli, S., Morin, J. B., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Progression of mechanical properties during on-field sprint running after returning to sports from a hamstring muscle injury in soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 35(8), 690–695. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363192>
- Meylan, C., & Mckean, K. (2016). The validity and reliability of inertial movement analysis during sprinting and change of direction in elite women ' s soccer players. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.28725.68323>
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*, 46(6), 793–807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
- Nummela, A., Keränen, T., & Mikkelsen, L. O. (2007). Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine*, 28(8), 655–661. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964896>
- Pappas, P., Paradisis, G., & Vagenas, G. (2015). Leg and vertical stiffness (a)symmetry between dominant and non-dominant legs in young male runners. *Human Movement Science*, 40, 273–283. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.01.005>
- Ruggiero, L., Dewhurst, S., & Bampouras, T. M. (2016). Validity and reliability of two field-based leg stignness devices-impications for practical use, 415–419.
- Brughelli, M., Cronin, J., Mendiguchia, J., Kinsella, D. & Nosaka, K. (2010). Contralateral leg deficits in kinetic and kinematic variables during running in australian rules football players with previous hamstring injuries. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2539–2544.
- Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheidt, B. C. (2014). Influence of Stride Frequency and Length on Running Mechanics: A Systematic Review. *Sports Health*, 6(3), 210–217. <https://doi.org/10.1177/1941738113508544>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Palmans, T., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait and Posture*, 57(June), 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- Stephen, P., David, V., Everett, A., Peter, N., & Michael, T. (2008). Full Text Cross-validation of three jump power equations, 31(April), 1–9.
- Tam, N., Santos-Concejero, J., Tucker, R., & Lamberts, R. (2017). The quest to optimize running performance: Running economy and its biomechanical and neuromuscular considerations. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(November), 85. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.09.365>
- Watari, R., Hettinga, B., Osis, S., & Ferber, R. (2016). Validation of a torso-mounted

accelerometer for measures of vertical oscillation and ground contact time during treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(3), 306–310. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0200>

Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., & Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of Applied Physiology*, 108(4), 950–961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00947.2009>