

Article

# Variabilidad de EMG de Superficie al Correr sobre Césped, Cemento y Cinta de Correr

## SURFACE EMG VARIABILITY WHILE RUNNING ON GRASS, CONCRETE AND TREADMILL

Morteza Yaserifara<sup>1</sup> y Anderson Souza Oliveira<sup>2</sup><sup>1</sup>Department of Exercise Physiology, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran<sup>2</sup>Department of Materials and Production, Aalborg University, Aalborg, Denmark

### RESUMEN

Este estudio tuvo como objetivo investigar si la variabilidad entre pruebas sobre la actividad muscular (electromiografía, EMG) durante la carrera está influenciada por el número de pasos adquiridos y la superficie de carrera. Nueve participantes sanos corrieron a una velocidad preferida en cinta rodante, cemento y césped. Se registraron la aceleración tibial y la EMG de superficie de 12 músculos de las extremidades inferiores. El coeficiente de variación (CV) de la EMG promedio y la EMG máxima se calcularon a partir de 5, 10, 25, 50 y 100 pasos en cada superficie de carrera. La estabilidad promedio de los datos se calculó utilizando la técnica de estimación secuencial (SET) de 100 pasos. El CV para la EMG promedio y pico fue más baja durante la carrera en cinta rodante en comparación con correr sobre césped ( $-11 \pm 2.88\%$ ) o sobre cemento ( $-9 \pm 2.94\%$ ) ( $p < 0.05$ ), sin diferencias entre los distintos números de pasos. Además, el CV de la EMG máxima del peroneo largo fue menor en el suelo de cemento ( $p < 0.05$ ), mientras que el glúteo mayor presentó una mayor variabilidad en el césped en comparación con el cemento ( $p < 0.05$ ). El análisis SET reveló que la estabilidad promedio se alcanza con hasta 10 pasos en todas las condiciones de carrera. Por lo tanto, la carrera en cinta rodante indujo una mayor variabilidad en comparación con la carrera sobre suelo, sin influencia del número de pasos en la variabilidad de EMG. Además, la estabilidad promedio para los registros de EMG se puede alcanzar con hasta 10 pasos.

**Palabras Clave:** electromiografía, running, treadmill, concreto, hierva, coeficiente de variación

### ABSTRACT

This study aimed to investigate whether inter-trial variability in muscle activity (electromyography, EMG) during running is influenced by the number of acquired steps and running surface. Nine healthy participants ran at preferred speed on treadmill, concrete, and grass. Tibial acceleration and surface EMG from 12 lower limb muscles were recorded. The coefficient of variation (CV) from the average EMG and peak EMG were computed from 5, 10, 25, 50 and 100 steps in each running surface. Data average stability was computed using sequential estimation technique (SET) from 100 steps. The CV for average and peak EMG was lower during treadmill running compared to running on grass ( $-11 \pm 2.88\%$ ) or concrete ( $-9 \pm 2.94\%$ ) ( $p < 0.05$ ), without differences across the different number of steps. Moreover, the peak EMG CV from peroneus longus was lower on concrete ( $p < 0.05$ ), whereas gluteus maximus presented greater variability on grass compared to concrete ( $p < 0.05$ ). The SET analysis revealed that average stability is reached with up to 10 steps across all

running conditions. Therefore, treadmill running induced greater variability compared to overground, without influence of the number of steps on EMG variability. Moreover, average stability for EMG recordings may be reached with up to 10 steps.

**Keywords:** electromyography, running, treadmill, concrete, grass, coefficient of variation

## INTRODUCCIÓN

---

La biomecánica de la carrera se ha evaluado utilizando diferentes técnicas, como la cinemática (por ej., velocidad de carrera, longitud de zancada y/o ángulos articulares (Edwards y cols., 2012) y la cinética (por ej., fuerzas de reacción del suelo (Cavanagh y Lafortune, 1980), hacia la implementación de programas de entrenamiento más seguros y efectivos (Goss y cols., 2015). Sin embargo, la evaluación de variables biomecánicas de última generación requiere la adquisición de datos en entornos de laboratorio, lo que lleva a diferentes técnicas de carrera en comparación con correr al aire libre (Sinclair y cols., 2013, Nigg y cols., 1995). No existe consenso sobre si realizar análisis biomecánicos en cintas de correr y sobre el suelo arroja resultados de investigación similares (Miller y cols., 2019), por lo que es relevante ampliar el conocimiento sobre la biomecánica de la carrera al aire libre.

La superficie de carrera puede afectar la biomecánica de carrera (Tillman y cols., 2002, Zrenner y cols., 2019, Fu y cols., 2015, Zeng y cols.), ya que los corredores adaptan la cinemática de sus extremidades inferiores para reducir la variabilidad de las fuerzas de impacto dependiendo de la superficie (Dixon y cols., 2000). A pesar de que los estudios no muestran diferencias en la actividad electromiográfica (EMG) entre la carrera en cinta rodante y la carrera sobre suelo (Schwab y cols., 1983, Montgomery y cols., 2016), la activación del vasto lateral durante la carrera en cinta rodante se reduce en comparación con la carrera sobre suelo (Wank y cols., 1998). Además, existen patrones de reclutamiento espacial intermuscular similares entre la carrera en cinta rodante y la carrera sobre el suelo (Oliveira y cols., 2016). Por lo tanto, es relevante profundizar la comprensión sobre los ajustes que las diferentes superficies de carrera imponen a la actividad muscular de las extremidades inferiores.

La variabilidad del movimiento es el resultado de fluctuaciones complejas en el control de la función motora (Stergiou y cols., 2006). A pesar de los efectos potenciales de la superficie para correr sobre la variabilidad del movimiento, la cantidad de zancadas óptimas al realizar tareas iterativas puede afectar los resultados de los análisis biomecánicos. Se ha propuesto previamente que la adquisición de >25 pasos/ciclos de carrera puede maximizar la estabilidad promedio de los datos y el poder estadístico en varios parámetros biomecánicos (Oliveira y Pirscoveanu, 2021). Sin embargo, dicha recomendación no tiene en cuenta la actividad EMG, para la cual no existe una recomendación sobre la cantidad óptima de pasos de ejecución para el análisis de datos. Se sabe que la EMG presenta una variabilidad distinta en comparación con la cinemática/cinética de la carrera (O'Connor y Hamill, 2004). Por lo tanto, es plausible que una gran cantidad de pasos de carrera (>25) pueda ser relevante para reducir la variabilidad de la EMG independientemente de la superficie de carrera.

Evaluar la actividad muscular durante la carrera es muy relevante para profundizar la comprensión de las estrategias del control motor aplicadas en diferentes escenarios. Sin embargo, se sabe poco sobre los efectos que las diferentes superficies de carrera imponen a la variabilidad de la actividad muscular de las extremidades inferiores. Por lo tanto, el objetivo principal de este estudio fue investigar si la variabilidad entre pruebas de EMG de las extremidades inferiores durante la carrera puede verse influenciada por el número de pasos adquiridos y la superficie de carrera, como césped, cemento o cinta rodante. Presumimos que: 1) Hay una menor variabilidad de la EMG durante la carrera en cinta rodante en comparación con el cemento y el césped, ya que la carrera en cinta rodante se realiza a una velocidad de carrera fija. 2) La variabilidad de EMG se reduce en función del número de pasos utilizados para calcular un promedio, independientemente de la superficie de carrera.

## MÉTODOS

---

### Participantes

Nueve hombres sanos físicamente activos (edad:  $21.4 \pm 2.1$ , masa corporal:  $74.3 \pm 7.6$ , altura:  $174.9 \pm 10.1$ , volumen de carrera semanal: 26.3 km) participaron en este experimento. Los participantes reportaron ser corredores con dominancia derecha y retropié, sin lesiones musculoesqueléticas en las extremidades inferiores dentro de los 6 meses previos al

experimento. La experiencia previa con la carrera en cinta rodante fue un criterio de inclusión. Los participantes recibieron información verbal y escrita sobre el experimento antes de dar su consentimiento para participar. Todos los métodos experimentales se llevaron a cabo de acuerdo con las pautas y regulaciones pertinentes, y los procedimientos experimentales del presente estudio estuvieron de acuerdo y fueron aprobados por el Comité de Ética del Norte de Jutlandia (Región Nordjylland).

### **Diseño experimental**

En una sola sesión, los participantes realizaron carreras mientras usaban sus zapatillas preferidas. El experimento se llevó a cabo en un gimnasio que contenía una sala con una cinta caminadora y un área al aire libre. La carrera al aire libre se llevó a cabo en el área externa que contenía una sección plana y recta de 120 m de largo de césped y cemento (concreto) uno al lado del otro. Inicialmente, los participantes se familiarizaron con la cinta rodante (WoodwayPro, Foster Court Waukesha, EE. UU.) trotando a 9-10 km/h durante 5 min. La velocidad de carrera preferida se determinó utilizando un protocolo basado en Jason y cols. (Jordan y cols., 2007). Posteriormente, los participantes realizaron una carrera en cinta rodante de 5 minutos a la velocidad objetivo, mientras se adquirían la frecuencia de zancada y la EMG de las extremidades inferiores.

Además, después de una familiarización de 3 a 5 minutos para correr al aire libre, los participantes corrieron de forma continua durante 5 minutos a lo largo de la pista de 120 m, lo que llevó a dar 5 a 6 vueltas sobre cemento y sobre césped a la velocidad objetivo. Se usó un metrónomo para ayudar a los participantes a replicar su frecuencia de zancada al correr en la cinta. Se utilizó un reloj GPS (Forerunner 745, Garmin, Olathe, Kansas, EE. UU.) para configurar y registrar la velocidad de carrera. La prueba se detuvo en caso de que los participantes perdieran el ritmo. Se impuso un período de descanso de 3 minutos entre condiciones y se aleatorizó el orden de las tareas sobre el suelo.

## **REGISTROS DE DATOS**

---

### **Electromiografía de superficie**

Las señales EMG se registraron usando un amplificador de EMG con cable (Biovision, Wehrheim, Alemania, 2000 Hz, 12 bits), que se logró una EMG bipolar a través de pares de electrodos Ag/AgCl (AmbuNeuroline 720 01-K/12; Ambu, Ballerup, Dinamarca) con 22 mm de espacio de centro a centro. Antes de la colocación de los electrodos, la piel se afeitó y se limpió ligeramente. Se registró la EMG de superficie del tibial anterior (TA), peroneo largo (PER), sóleo (SO), gastrocnemio lateral (GL), gastrocnemio medial (GM), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), glúteo mayor (GX) y glúteo medio (GME) del lado derecho según Barbero y cols. (Barbero y cols., 2012). Se colocó un electrodo EMG de referencia en la tibia derecha. La aceleración vertical de la pierna derecha se registró utilizando un acelerómetro uniaxial conectado al amplificador de EMG. El acelerómetro se colocó a 1/3 distal de la articulación de la rodilla, en la cara medial de la tibia, firmemente sujeto con cinta quirúrgica. Los participantes corrieron usando pantalones elásticos para fijar los cables de EMG y el acelerómetro. El amplificador de EMG y la computadora personal de registro se almacenaron en una mochila que los corredores llevaron durante la prueba.

### **Análisis de datos - Acelerómetro**

Los datos de la aceleración vertical fueron logrados a través de un filtro de paso bajo (60 Hz) y se usaron para segmentar las señales EMG en ciclos de ejecución como se describe en otra parte (Oliveira y cols., 2016). La aceleración vertical pico (PKACC) se definió como el pico positivo de la derivada inmediatamente anterior a la aceleración mínima definida previamente (Oliveira y cols., 2016). Los datos relacionados con los cambios de dirección se eliminaron excluyendo los picos que caían por debajo del 90% de la mediana de la PKACC en todo el registro.

### **Análisis de datos - Electromiografía**

La EMG sin procesar se filtró inicialmente con paso de banda (10-500 Hz, Butterworth de cuarto orden), se rectificó por completo y se filtró con paso bajo (10 Hz). Los índices de tiempo de los datos del acelerómetro se utilizaron para segmentar la EMG en pasos de la carrera. Los ciclos de marcha que mostraban envolventes de EMG erróneas en comparación con las curvas esperadas que se excluyeron mediante inspección visual. De hecho, las señales EMG de cada participante y condición se verificaron visualmente en busca de picos inesperados, por ejemplo, si no había actividad para el músculo gastrocnemio medial durante la mitad de la postura, ese ciclo se consideró un ciclo erróneo y se descartó de los siguientes pasos de procesamiento. Posteriormente, los ciclos de carrera se normalizaron en el tiempo a 200 puntos de datos (Oliveira y Pircoveanu, 2021). Informamos datos sólo de los primeros 100 pasos de carrera de cada participante, ya

que el uso de 125, 150, 175 o 200 pasos continuos que mostró resultados similares al uso de sólo 100 pasos. La EMG promedio, la EMG máxima y la PKACC se calcularon a partir de las envolventes de 100 EMG y las curvas de aceleración de cada participante.

### **Coefficiente de variación**

El coeficiente de variación (CV, como %) de la aceleración tibial vertical promedio (TIBCV), el CV EMG promedio (AVRCV) y el CV de EMG pico (PKCV) se calcularon a partir de 100.000 muestras aleatorias de 5, 10, 25, 50 y 100 pasos, para cada corredor en las tres superficies de carrera (Knudson, 2017). Estos valores de 100.000 del CV se promediaron para cada corredor.

### **Técnica de estimación secuencial (SET)**

La SET determina el punto de estabilidad media de una variable (Taylor y cols., 2015). Los 100 pasos se promediaron para crear la estabilidad objetivo, a partir de la cual se determinó un ancho de banda de  $\pm 25\%$ . Posteriormente, se calculó un promedio móvil a partir de los dos primeros puntos e incluyendo un punto posterior en cada iteración hasta que se incluyeron los 100 pasos. El primer punto que se establece dentro del ancho de banda junto con todos los puntos posteriores registrados se define como el punto de estabilidad. La SET se calculó para la EMG promedio (AVRSET), la EMG máxima (PKSET) y la aceleración tibial vertical máxima (TIBSET).

### **Estadísticas**

Se utilizó la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov para verificar y confirmar la distribución normal de la velocidad de carrera, AVRCV, PKCV, TIBCV. Se utilizó un ANOVA unidireccional de medidas repetidas para evaluar el efecto de la superficie de carrera (cinta rodante vs cemento vs césped) sobre la velocidad de la carrera. Se utilizó un modelo de mezcla lineal para evaluar el efecto de la superficie dentro del sujeto (cinta de correr vs cemento vs césped) y el efecto entre sujetos del número de pasos (5 vs 10 vs 25 vs 50 vs 100) en TIBCV, AVRCV y PKCV. Se calculó el tamaño del efecto de la  $D$  de Cohen (ES) para todas las comparaciones. Se aplicó una prueba *post-hoc* (Bonferroni) en caso de que se encontrara un efecto principal de la superficie de carrera. Se utilizó la prueba  $W$  de Kendall no paramétrica para evaluar el efecto de la superficie (cinta rodante vs cemento vs césped) en AVRSET, PKSET y TIBSET durante la carrera. Usamos el procedimiento de Benjamini-Hochberg para corregir los valores de  $p$  para comparaciones múltiples. El nivel de significación se fijó en  $P < 0.05$  para todas las pruebas estadísticas.

## **RESULTADOS**

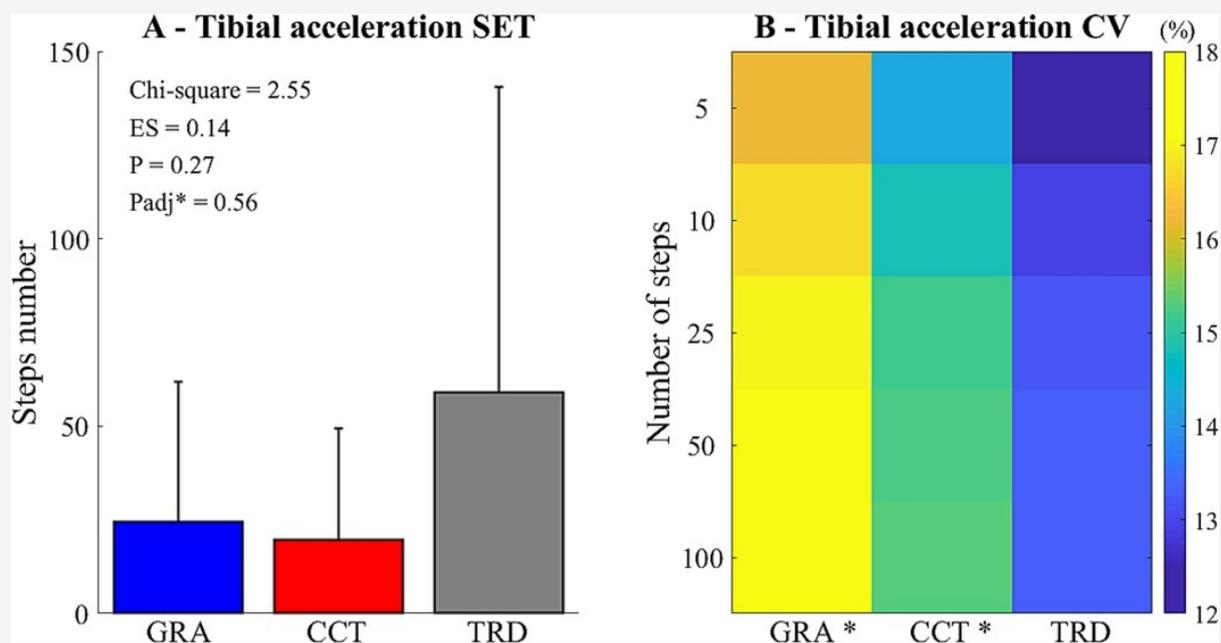
---

### **Velocidad de carrera**

La velocidad de carrera fue similar en todas las condiciones de carrera (TRD (cinta):  $3.19 \pm 0.19$  m/s; CCT (cemento):  $3.1 \pm 0.18$  m/s; GRA (césped):  $3.21 \pm 3.18$  m/s,  $P > 0.05$ ).

### **Aceleración tibial vertical**

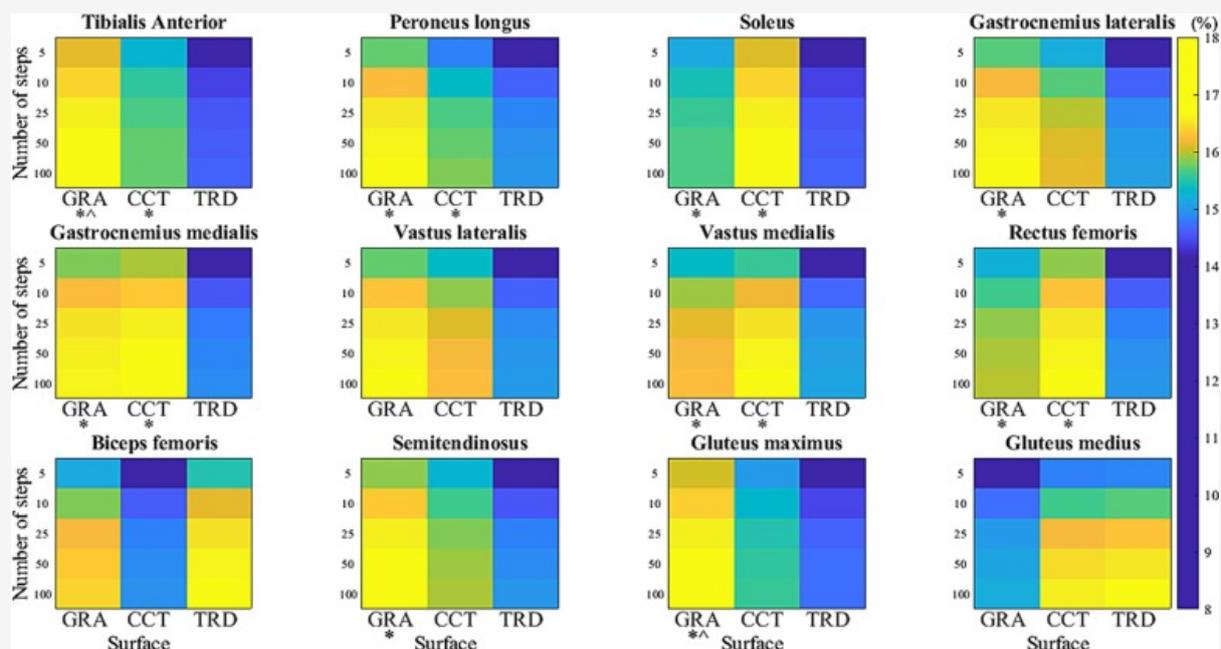
Se requirieron veinte pasos de carrera para alcanzar la estabilidad promedio de TIBSET para correr sobre cemento y césped, mientras que correr en cinta rodante requirió aproximadamente 60 pasos. Sin embargo, no se encontró un efecto principal significativo de la condición para TIBSET ( $P < 0.05$ , Fig. 1A), debido a la gran variabilidad entre sujetos. Hubo un efecto principal significativo de la superficie de carrera en TIBCV ( $F_{2,80} = 18.22$ ,  $ES = 0.31$ ,  $P_{adj} < 0.001$ , Fig. 1B). El análisis *post-hoc* reveló que el TIBCV de la carrera en cinta rodante ( $13.02 \pm 0.53$  %, promediado en todos los pasos) fue más bajo que el TIBCV del césped ( $16.83 \pm 0.79$  %,  $P_{adj} < 0.001$ ) y el cemento ( $14.97 \pm 1.0$  %,  $P_{adj} = 0.05$ ). No se encontró ningún efecto principal del número de pasos ( $P_{adj} > 0.05$ ) o de la interacción entre la condición y el número de pasos ( $P_{adj} > 0.05$ ).



**Figura 1.** Comparación de la aceleración tibial para TIBSET durante la carrera en diferentes superficies (A) y TIBCV durante la carrera en diferentes superficies con diferente número de pasos (B). \*, significativamente diferente de la cinta de correr.

### CV medio de EMG

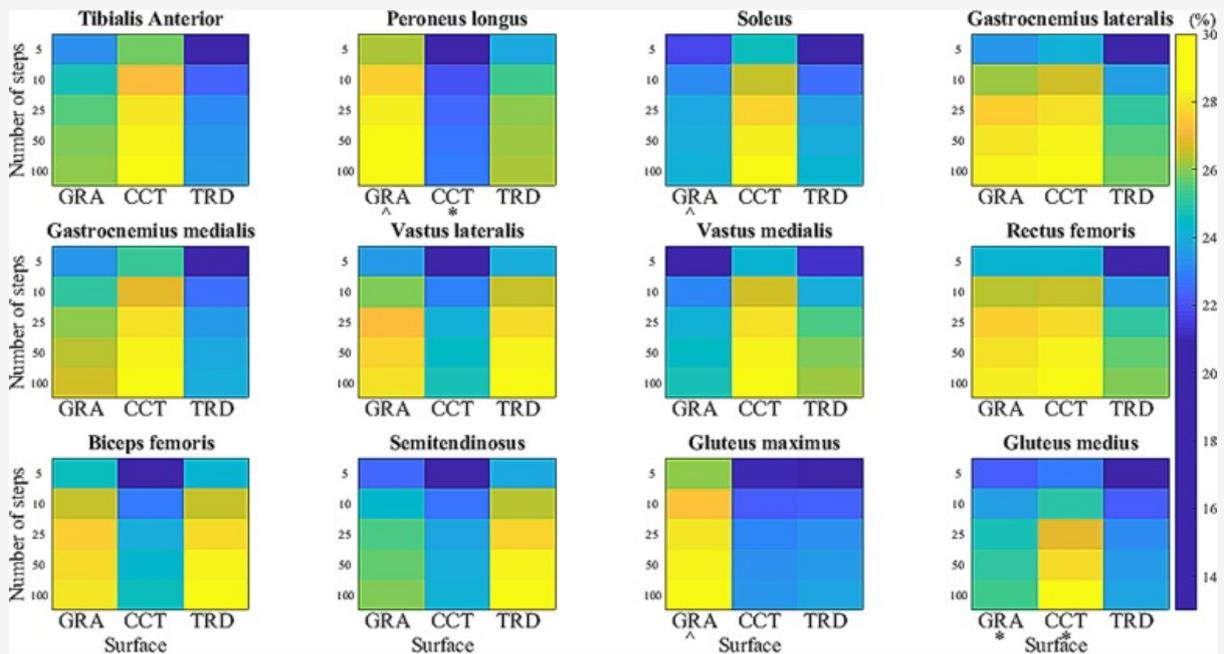
Hubo efectos principales significativos de la condición para todos los músculos, excepto el BF y el GME (Fig. 2 y Tabla complementaria 1 para resultados estadísticos). El análisis *post-hoc* reveló un AVRCV más bajo (5-31% de reducción,  $P < 0.05$ ) durante la carrera en cinta rodante en comparación con césped y cemento para TA, PL, SO, GM, VM y RF. Además, hubo un AVRCV más bajo (reducción del 13% al 27%,  $P < 0.05$ ) para la carrera en cinta rodante en comparación con el césped para GL, ST y GX. Además, hubo un mayor AVRCV (aumento del 10-12%,  $P < 0.05$ ) durante la carrera sobre césped en comparación con el cemento para TA y GX. No se encontraron efectos del número de pasos para todos los músculos ( $P > 0.05$ ).



**Figura 2.** Mapa de colores que ilustra el coeficiente de variación paso a paso promedio de la EMG promedio (AVRCV) de los músculos de las extremidades inferiores durante la carrera sobre césped (GRA), cemento (CCT) y cinta rodante (TRD) cuando se usa 5, 10, 25, 50 o 100 pasos de carrera. \* denota significativamente diferente de la cinta rodante ( $P < 0.05$ ); ^ denota significativamente diferente

### CV Pico de EMG

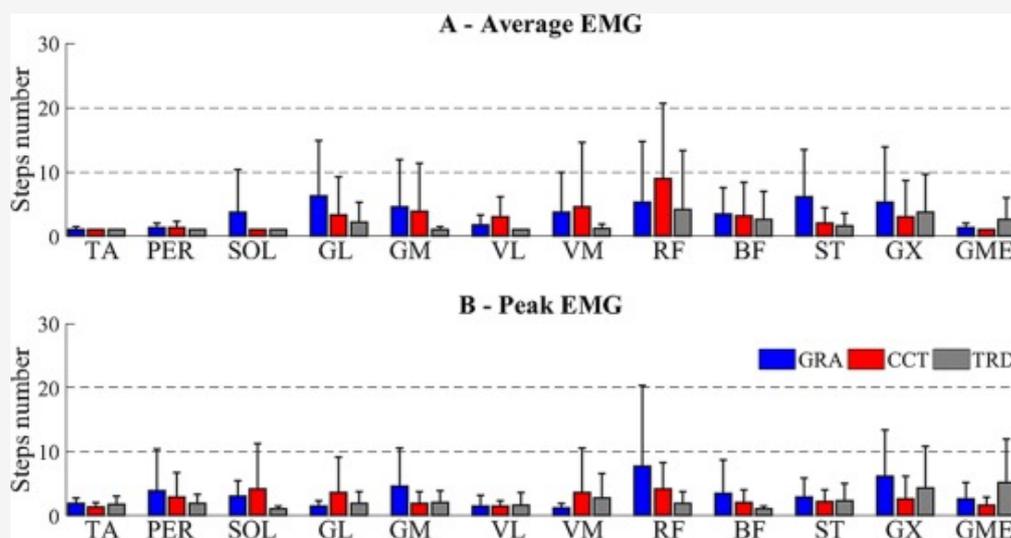
Hubo efectos principales de la condición para TA, PL, SO, GM, GX y GME (Fig. 3 y Tabla complementaria 2 para resultados estadísticos). El análisis *post-hoc* reveló una mayor PKCV corriendo sobre césped en comparación con el cemento para PL ( $15 \pm 3.28\%$ ) y GX ( $13 \pm 4.32\%$ ). Por el contrario, el SO presentó menor PKCV corriendo sobre césped en comparación con el cemento ( $-8 \pm 4.32\%$ ). Además, hubo un PKCV más bajo para el cemento en comparación con la carrera en cinta para el PL ( $-11 \pm 2.51\%$ ), y mayor PKCV para el cemento en comparación con la carrera en cinta para el GME ( $13 \pm 9.03\%$ ). Finalmente, el PKCV fue mayor durante la carrera en césped en comparación con la carrera en cinta rodante para el GME ( $6 \pm 6.76\%$ ). No se encontraron efectos del número de pasos para todos los músculos ( $p > 0.05$ ).



**Figura 3.** Mapa de colores que ilustra el coeficiente de variación paso a paso promedio desde la EMG pico (PKCV) de los músculos de las extremidades inferiores durante la carrera sobre césped (GRA), cemento (CCT) y cinta rodante (TRD) cuando se usa 5, 10, 25, 50 o 100 pasos de carrera. \* denota significativamente diferente de la cinta rodante ( $P < 0.05$ ); ^ denota significativamente diferente del concreto ( $P < 0.05$ ).

### SET de EMG media y SET de EMG pico

No hubo efectos principales significativos de la condición tanto para AVRSET (Fig. 4A,  $P_{adj} > 0.05$ ) como para AVRSET (Fig. 4B,  $P_{adj} > 0.05$ ) en las superficies de carrera (Fig. 4, Tabla complementaria 3 para resultados estadísticos). Además, se alcanzaron promedios estables a través del cálculo de la SET predominantemente con  $< 10$  pasos en todos los músculos de las extremidades inferiores.



**Figura 4.** Resultados medios (SD) de la técnica de estimación secuencial (SET) de la EMG promedio (AVRSET) y la EMG máximo (PKSET) extraídos para 12 músculos de las extremidades inferiores durante la carrera sobre césped (GRA), cemento (CCT) y cinta ergométrica (TRD).

## Discusión

El principal hallazgo de este estudio fue que correr sobre césped y cemento aumenta la aceleración tibial y la variabilidad de la EMG de las extremidades inferiores en comparación con la carrera en cinta rodante. Sin embargo, un número diferente de pasos de carrera no influye en la variabilidad. Además, la estabilidad promedio de los datos para la EMG media y máxima se alcanzó con hasta 10 pasos. Por lo tanto, correr sobre el suelo, ya sea sobre superficies blandas o duras, aumenta la variabilidad de la EMG en comparación con la carrera en cinta rodante. No obstante, el uso de hasta 10 pasos de carrera parece apropiado para representar la EMG media y máxima independientemente de la superficie de carrera.

## Aceleración vertical tibial

La mayor variabilidad de la aceleración tibial durante las condiciones de superficie en comparación con la carrera en cinta corrobora un estudio previo que evaluó las diferencias en las sinergias musculares entre la carrera en cinta y la carrera en superficie (Oliveira y cols., 2016). La velocidad constante de la banda de la cinta actúa como una restricción de la acción durante la carrera en cinta rodante, lo que conduce a una variabilidad de movimiento inherentemente menor (Paquette y cols., 2017). Por el contrario, correr al aire libre permite realizar ajustes libres de postura y velocidad, para lo cual los corredores pueden utilizar distintas estrategias de control motor. La aceleración tibial puede verse influenciada por la velocidad y la técnica de carrera (Sheerin y cols., 2019), aumentando constantemente en función de la velocidad de carrera (Lafortune y cols., 1995). Aunque la velocidad de carrera se controló estrictamente en todas las condiciones de nuestro estudio, es posible que los participantes hayan cambiado su cinemática de carrera, especialmente en la cinta de correr. Se ha informado que la velocidad de la cinta rodante se puede mantener con una fase de propulsión más corta en comparación con la carrera en el suelo (Baur y cols., 2007). Además, una reducción en la duración de la fase de frenado durante la carrera en cinta minimiza el movimiento hacia atrás y hacia adelante debido al movimiento de la banda (García-Pérez y cols., 2014). Estos hechos pueden explicar parcialmente el TIBCV reducido durante la carrera en cinta rodante.

## CV de EMG media y pico

Nuestro resultado mostró un mayor AVRCV y PKCV del glúteo mayor durante el césped en comparación con la cinta de correr o el cemento. Una función importante del glúteo mayor es estabilizar el tronco contra la flexión durante la carrera (Marzke y cols., 1988). El glúteo mayor se activa en niveles de moderados a altos al final de la fase de balanceo y durante el primer tercio de la postura (Zeitoun y cols., 2020), alcanzando una activación máxima antes del contacto inicial durante la carrera (Jónhagen y cols., 1996). Esta característica mecánica puede amplificar la demanda de correcciones constantes en la activación del músculo glúteo mayor durante la carrera sobre césped. Por otro lado, el glúteo medio presentó mayor variabilidad para condiciones de superficie sólo para el PKCV. La actividad excéntrica del glúteo medio es relevante durante las primeras etapas de la postura para controlar la rotación interna y la aducción del fémur (Torry y cols., 2006). Además, se ha demostrado que correr sobre el suelo induce una mayor rotación de la cadera (~8°) en el plano transversal

durante el contacto inicial en comparación con la carrera en cinta (Sinclair y cols., 2013). Posteriormente, es necesario aumentar la activación del glúteo medio durante la carrera sobre el suelo.

Hubo resultados distintos para el sóleo y el peroneo largo para el AVRCV y PKCV. El PKCV del sóleo fue mayor sobre el cemento en comparación con el césped, mientras que el AVRCV aumentó en el cemento y el césped en comparación con la cinta rodante. Un estudio previo que evaluó las fuerzas plantares durante la carrera informó fuerzas plantares máximas similares para diferentes superficies sobre el suelo (cemento, caucho sintético y césped) (Wang y cols., 2012). Sin embargo, correr sobre césped es lo menos exigente para los músculos de la parte inferior de las piernas en comparación con el asfalto o la grava (conchilla). Por lo tanto, la variabilidad del sóleo puede estar asociada con la rigidez de las superficies de carrera, ya que el cemento conduce a una mayor variabilidad que el césped. Con respecto al peroneo largo, correr sobre cemento indujo el PKCV más bajo, mientras que el AVRCV más bajo se encontró para correr en cinta rodante. La activación del peroneo largo durante la carrera está relacionada con la estabilidad medial-lateral del tobillo, lo que contrarresta las inversiones involuntarias del pie (Santilli y cols., 2005). La superficie de cemento es más estable que el césped o la cinta de correr para la carrera, lo que aumenta potencialmente la confianza de nuestros participantes para realizar el contacto inicial. Por lo tanto, una mayor variabilidad de la EMG del peroneo largo en condiciones de superficie inestable está relacionada con la necesidad de ajustes a las demandas mecánicas que pueden variar en cada paso.

Los músculos tibial anterior, gastrocnemio lateral y gastrocnemio medial mostraron una menor variabilidad de AVRCV durante la carrera en cinta rodante, lo que puede estar relacionado con distintas estrategias de control postural cuando la velocidad de carrera es impuesta por la cinta en movimiento (Baur y cols., 2007). Además, el mayor AVRCV para el tibial anterior durante la carrera sobre césped en comparación con el cemento puede estar relacionado con una mayor necesidad de estabilidad del tobillo sobre el césped. Además, el vasto medial y el recto femoral presentaron la variabilidad más baja durante la carrera en cinta rodante en comparación con las otras condiciones sobre suelo. Este hecho puede estar relacionado con una mayor absorción de impactos proporcionada por la cinta de correr, lo que en consecuencia reduce la cantidad de energía de retorno al corredor (Colino y cols., 2020). Además, los músculos isquiotibiales están involucrados en la preparación motora para el contacto y control de la postura temprana (Van Hooren y cols., 2020). Por lo tanto, una mayor variabilidad en el AVRCV del semitendinoso durante la carrera sobre césped puede sugerir una mayor necesidad de reajustes en las estrategias motoras para mantener los patrones de carrera en superficies inestables.

### **Variabilidad a través de diferentes números de pasos de carrera**

Recientemente se informó que un mínimo de 25 pasos de carrera puede ser ideal para lograr la estabilidad de datos adecuada y el poder estadístico para evaluar las variables cinemáticas/cinéticas de la carrera (Oliveira y Pircoveanu, 2021). Determinar el número mínimo de pasos es muy relevante para evaluar y reportar adecuadamente las variables biomecánicas en la carrera, siendo también relevante para optimizar los protocolos experimentales. Además, un menor número de pasos exige un aumento en el tamaño de la muestra para garantizar un poder estadístico adecuado (Owings y Grabiner, 2003). Cabe señalar que el presente estudio investigó los cambios en la variabilidad EMG en lugar de las variables cinemáticas/cinéticas, lo que limita la comparación directa con la literatura anterior. Observamos una actividad muscular similar entre diferentes secuencias de pasos (5 hasta 100 pasos, e incluso hasta 200 pasos a partir del análisis preliminar), lo que demuestra que la actividad muscular durante períodos cortos se ve menos afectada por la naturaleza repetitiva de la carrera en comparación con las variables cinemática/cinética.

### **Análisis de la SET**

Contrariamente a nuestra expectativa, no se encontraron diferencias para AVRSET, PKSET o TIBSET. Un estudio anterior demostró que se pueden requerir al menos 15 pasos para alcanzar la estabilidad promedio en diferentes variables cinemáticas/cinéticas de la carrera (Oliveira y Pircoveanu, 2021). La EMG sigue de cerca el patrón temporal del perfil promedio, mientras que las amplitudes difieren entre un 15% y un 25% por paso (Gazendam y Hof, 2007). Un estudio anterior que evaluó el efecto de usar de 2 a 40 pasos en los módulos motores para caminar mostró que se necesitan al menos 20 pasos para capturar la mayor parte de la variabilidad paso a paso (Oliveira y cols., 2014). Además, el uso de 3 a 10 pasos de caminata proporciona resultados distintos según la velocidad de la caminata. Los patrones EMG pueden volverse más estables a velocidades de locomoción más rápidas (Cappellini y cols., 2006), lo que explica que la estabilidad promedio de los datos se defina con hasta 10 pasos. Por lo tanto, nuestros resultados sugieren que no es necesario registrar períodos prolongados de datos para representar la EMG durante la carrera, independientemente de la superficie donde se corra.

### **Limitaciones**

En primer lugar, hay un tamaño de muestra limitado en nuestro estudio ( $n = 9$ ), y los estudios futuros que comparen la estabilidad de las variables EMG de diferentes condiciones de carrera de una muestra más grande serían muy relevantes para confirmar nuestros resultados preliminares. En segundo lugar, la técnica de carrera puede influir en la activación

muscular, ya que la carrera con el antepié reduce la actividad EMG del tibial anterior durante la última fase de balanceo en comparación con la carrera con el retropié (Yong y cols., 2014). Además, los gastrocnemios medial y lateral presentan una mayor actividad EMG durante el balanceo tardío en corredores que golpean con la parte delantera del pie (Yong y cols., 2014). Por lo tanto, la extrapolación de estos resultados a los corredores de antepié debe hacerse con precaución. Finalmente, nuestro estudio no evaluó los parámetros cinemáticos de correr en diferentes condiciones, lo que limita nuestro análisis con respecto a las posibles diferencias en los patrones de movimiento en estas condiciones de carrera. Estudios previos han mostrado diferencias cinemáticas cuando se corre en diferentes superficies (Zhou y cols., 2021), así como entre la carrera en cinta rodante y la carrera sobre el suelo (Sinclair y cols., 2013). Por lo tanto, es posible que se puedan encontrar diferentes patrones cinemáticos entre las tres condiciones de carrera investigadas. La combinación de EMG y captura de movimiento en estudios futuros puede ayudar a profundizar nuestra comprensión de las diferencias neuromecánicas de correr en diferentes superficies. Además, se pudo establecer si la variabilidad entre las pruebas en las variables EMG y cinemáticas está influenciada de manera similar por la técnica de carrera y la superficie de carrera.

## Conclusiones

En resumen, este estudio reveló que la variabilidad de EMG para los músculos de las extremidades inferiores aumenta cuando se corre sobre cemento y césped en comparación con la carrera en cinta rodante. Además, la evaluación de los datos de EMG utilizando tan sólo 5 pasos no compromete la variabilidad entre las pruebas en comparación con 100 pasos. Finalmente, la estabilidad de los datos EMG promedio y pico se logró utilizando hasta 10 pasos de carrera, independientemente de la superficie de carrera. Nuestros resultados pueden servir como pautas para ayudar a los investigadores a diseñar protocolos experimentales óptimos para estudiar la biomecánica de la carrera.

## Declaración de interés en competencia

Los autores declaran que no tienen intereses financieros en competencia ni relaciones personales conocidas que pudieran haber influido en el trabajo informado en este documento.

## Apéndice A. Datos complementarios

Los siguientes son los datos complementarios a este artículo:

Descargar: documento de Word (26KB)

[Datos complementarios 1.](#)

Descargar: documento de Word (26KB)

[Datos complementarios 2.](#)

Descargar: documento de Word (25KB)

[Datos complementarios 3.](#)

## REFERENCIAS

1. Barbero, M., Merletti, R., Rainoldi, A. (2012). Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications: Springer Science & Business Media.
2. Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Gollhofer, A., Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinet. Exercise Sci.*, 15 (3). (2007), pp. 165-171
3. Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., Lacquaniti F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *J. Neurophysiol.*, 95 (6). (2006), pp. 3426-3437
4. Cavanagh, P.R., Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech.*, 13 (5). (1980), pp. 397-406
5. Colino, E., Garcia-Unanue, J., Gallardo, L. Foster, C., Lucia, A., Felipe, J.L. (2020). Mechanical properties of treadmill surfaces and their effects on endurance running. *Int. J. Sports Physiol Perform.*, 15 (5). (2020), pp. 685-689
6. Dixon S.J., Collop A.C., Batt M.E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32 (11). (2000), pp. 1919-1926
7. Edwards, W.B., Derrick, T.R., Hamill, J. (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *J. Appl. Biomech.*, 28 (5). (2012), pp. 502-510
8. Fu W., Fang Y., Liu D.M.S., Wang L., Ren S., Liu Y.U. (2015). Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. *J. Sport Health Sci.*, 4 (4). (2015), pp. 384-390
9. García-Pérez J.A., Pérez-Soriano P., Llana Belloch S., Lucas-Cuevas Á.G., Sánchez-Zuriaga D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomech.*, 13 (3). (2014), pp. 259-266
10. Gazendam M.G.J., Hof A.L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*, 25 (4). (2007), pp. 604-614
11. Goss D.L., Lewek M., Yu B., Ware W.B., Teyhen D.S., Gross M.T. (2015). Lower extremity biomechanics and self-reported foot-

- strike patterns among runners in traditional and minimalist shoes. *J. Athletic Training*, 50 (6). (2015), pp. 603-611
12. Jönhagen S., Ericsson M.O., Nemeth G., Eriksson E. (1996). Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 6 (1). (1996), pp. 15-21
  13. Jordan K., Challis J.H., Newell K.M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*, 26 (1). (2007), pp. 128-134
  14. Knudson D. (2017). Confidence crisis of results in biomechanics research. *Sports Biomech.*, 16 (4). (2017), pp. 425-433
  15. Lafortune M.A., Henning E., Valiant G.A. (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J. Biomech.*, 28 (8). (1995), pp. 989-993
  16. Marzke M.W., Longhill J.M., Rasmussen S.A. (1988). Gluteus maximus muscle function and the origin of hominid bipedality. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 77 (4). (1988), pp. 519-528
  17. Miller J.R., Van Hooren B., Bishop C., Buckley J.D., Willy R.W., Fuller J.T. (2019). A systematic review and meta-analysis of crossover studies comparing physiological, perceptual and performance measures between treadmill and overground running. *Sports Med.*, 49 (5). (2019), pp. 763-782
  18. Nigg B.M., De Boer R., Fisher V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 27 (1). (1995), pp. 98-105
  19. O'Connor K.M., Hamill J. (2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin. Biomech.*, 19 (1). (2004), pp. 71-77
  20. Oliveira A.S., Gizzi L., Farina D., Kersting U.G. (2014). Motor modules of human locomotion: influence of EMG averaging, concatenation, and number of step cycles. *Front. Hum. Neurosci.*, 8 (335). (2014)
  21. Oliveira, A.S., Gizzi, L., Ketabi, S., Farina, D., Kersting, U.G. (2016). Modular control of treadmill vs overground running. *PLoS One* 11(4): e0153307.
  22. Oliveira A.S., Pircoveanu C.I. (2021). Implications of sample size and acquired number of steps to investigate running biomechanics. *Sci. Rep.*, 11 (1). (2021), pp. 1-15
  23. Owings T.M., Grabiner M.D. (2003). Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? *J. Biomech.*, 36 (8). (2003), pp. 1215-1218
  24. Paquette M.R., Milner C.E., Melcher D.A. (2017). Foot contact angle variability during a prolonged run with relation to injury history and habitual foot strike pattern. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 27 (2). (2017), pp. 217-222
  25. Santilli V., Frascarell M.A., Paoloni M., Frascarelli F., Camerota F., De Natale L., De Santis F. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am. J. Sports Med.*, 33 (8). (2005), pp. 1183-1187
  26. Schwab G.H., Moynes D.R., Jobe F.W., Perry J. (1983). Lower extremity electromyographic analysis of running gait. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 176 (&NA;). (1983), p. 166-170, 10.1097/00003086-198306000-00022
  27. Sheerin K.R., Reid D., Besier T.F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners—A review of the factors that can affect tibial acceleration during running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & posture.*, 67 (2019), pp. 12-24
  28. Sinclair J., Richards J., Taylor P.J., Edmundson C.J., Brooks D., Hobbs S.J. (2013). Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomech.*, 12 (3). (2013), pp. 272-282
  29. Stergiou N., Harbourne R.T., Cavanaugh J.T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *J. Neurologic Phys. Therapy*, 30 (3). (2006), pp. 120-129
  30. Taylor P.G., Lee K.-Y., Landeo R., O'Meara D.M., Millett E. (2015). Determining optimal trial size using sequential analysis. *J. Sports Sci.*, 33 (3). (2015), pp. 300-308
  31. Tillman M.D., Fiolkowski P., Bauer J.A., Reisinger K.D. (2002). In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Eng.*, 5 (3). (2002), pp. 121-128
  32. Torry M.R., Schenker M.L., Martin H.D., Hogoboom D., Philippon M.J. (2006). Neuromuscular hip biomechanics and pathology in the athlete. *Clin. Sports Med.*, 25 (2). (2006), pp. 179-197
  33. Van Hooren B., Fuller J.T., Buckley J.D., Miller J.R., Sewell K., Rao G., Barton C., Bishop C., Willy R.W. (2020). Is motorized treadmill running biomechanically comparable to overground running?. *A systematic review and meta-analysis of crossover studies. Sports Med.*, 50 (4). (2020), pp. 785-813
  34. Wang L., Hong Y., Li J.-X., Zhou J.-H. (2012). Comparison of plantar loads during running on different overground surfaces. *Res. Sports Med.*, 20 (2). (2012), pp. 75-85
  35. Wank V., Frick U., Schmidtbleicher D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int. J. Sports Med.*, 19 (07). (1998), pp. 455-461
  36. Yong J.R., Silder A., Delp S.L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J. Biomech.*, 47 (15). (2014), pp. 3593-3597
  37. Do hip strength, flexibility and running biomechanics predict dynamic valgus in female recreational runners? *Gait & Posture.*, 79 (2020), pp. 217-223
  38. Zeng Z., Yin L., Zhou W., Zhang Y., Jiang J., Wang L. (2021). Lower extremity stiffness in habitual forefoot strikers during running on different overground surfaces. *Acta Bioeng. Biomech.*, 1;23(2). (2021)
  39. Zhou W., Lai Z., Mo S., Wang L. (2021). Effects of overground surfaces on running kinematics and kinetics in habitual non-rearfoot strikers. *J. Sports Sci.*, 39 (16). (2021), pp. 1822-1829
  40. Zrenner, M., Feldner, C., Jensen, U., Roth, N., Richer, R., Eskofier, B.M. -Eds.- (2019). Evaluation of foot kinematics during endurance running on different surfaces in real-world environments. *International Symposium on Computer Science in Sport, Springer* (8):106-113.

## Cita Original

Surface EMG variability while running on grass, concrete and treadmill. Morteza Yaserifar, Anderson Souza Oliveira,

