

Actividad de músculos intrínsecos del pie durante un agarre máximo. Un estudio descriptivo en corredores

Intrinsic foot muscle activity during maximum grip. A descriptive study in runners

*Oscar Valencia, **Carolina Naranjo, **Hilda Aravena, *Rodrigo Barreto, **Danae Bugeño, *Felipe Palma

*Universidad de los Andes (Chile), **Universidad Católica del Norte (Chile)

Resumen. El objetivo de este estudio fue describir el porcentaje de activación de los músculos intrínsecos del pie (MIP) durante el gesto de agarre máximo del pie, en corredores recreacionales. En este estudio descriptivo, se evaluaron 10 corredores aficionados (edad= 22,5 ± 2,8 años; estatura= 1,6 ± 0,08 m; peso= 67,6 ± 12,0kg; sexo= cinco mujeres, cinco hombres). Todos los voluntarios dieron su consentimiento informado previamente. La actividad mioeléctrica se evaluó en seis MIP: extensor corto de los dedos (ECD), primer interóseo dorsal (ID), abductor corto del quinto dedo (AbdQD), flexor corto de los dedos/cuadrado plantar (FCD/CP), flexor corto del hallux (FCH) y abductor del hallux (AbdH). Esta medición se llevó a cabo mediante electromiografía (EMG) de superficie durante un agarre máximo. La amplitud de estas señales fue expresada como porcentaje de su amplitud durante una contracción voluntaria máxima (%CVM), la cual fue capturada en pruebas específicas para cada MIP. Todos los datos fueron analizados con estadística descriptiva, usando medidas de centralización (promedio) y dispersión (desviación estándar). Los músculos FCD/CP (71,0 ± 10,9%CVM), ID (62,4 ± 24,1%CVM) y AbdQD (46,1 ± 18,1%CVM) mostraron una mayor actividad durante el agarre máximo. En contraste, el músculo que exhibió la menor actividad durante el agarre fue el ECD (7,5 ± 5,7%CVM). En conclusión, se observó una variación en los niveles de actividad para cada MIP durante el agarre, destacando una mayor activación en el músculo FCD/CP, el cual está directamente implicado en la flexión plantar de la articulación metatarsofalángica.

Palabras clave: músculos intrínsecos del pie, agarre máximo del pie, electromiografía de superficie, corredores aficionados.

Abstract. This study aimed to describe the percentage of intrinsic foot muscles (IFM) activation during maximal toe grip in amateur runners. In this descriptive study, ten amateur runners (age = 22.5 ± 2.8 years; height = 1.67 ± 0.08 m; weight = 67.6 ± 12.0 kg; sex= five female, five male) were evaluated. All volunteers provided prior informed consent. Myoelectric activity was assessed in six IFM: extensor digitorum brevis (EDB), first dorsal interossei (DI), abductor digiti minimi (ADM), flexor digitorum brevis/quadratus plantae (FDB/QP), flexor hallucis brevis (FHB), and abductor hallucis (AH). This measurement was conducted through surface electromyography (EMG) during maximum toe grip. The amplitude of these signals was expressed as a percentage of their peak amplitude during a maximum voluntary contraction (%MVC), which was captured in specific tests for each IFM. All data were analyzed using descriptive statistics, including measures of central tendency (mean) and dispersion (standard deviation). The FDB/QP (71.0 ± 10.9%MVC), DI (62.4 ± 24.1%MVC), and ADM (46.1 ± 18.1%MVC) muscles exhibited greater activity during maximum toe grip. In contrast, the muscle that displayed the lowest activity during grip was the EDB (7.5 ± 5.7%MVC). In conclusion, it was observed that the level of activation of each IFM during grip varied, with higher activation in the FDB/QP muscle, which is directly involved in plantar flexion of the metatarsophalangeal joint.

Keywords: intrinsic foot muscles, toe grip, surface electromyography, amateur runners.

Fecha recepción: 07-06-24. Fecha de aceptación: 13-09-24

Oscar Valencia

ovalencia@uandes.cl

Introducción

Diversos artículos científicos han destacado la labor de los músculos intrínsecos del pie (MIP) durante el desarrollo de actividades funcionales. Se ha observado que un incremento del trabajo en estos músculos favorece la mantención de los diferentes arcos del pie y, al mismo tiempo, asegura una mayor estabilidad de esta estructura durante tareas como la marcha humana (Farris et al., 2019; Jastifer, 2023; Ridge et al., 2022; Wei et al., 2022). Esta labor también ha sido reportada en la región abdominal y cintura lumbo-pélvica (Jastifer, 2023), donde gran parte de los ejercicios terapéuticos apuntan a la activación de músculos estabilizadores intrínsecos, de los cuales depende la estabilidad de esta región. Durante tareas más complejas, como la carrera, el trabajo de los MIP juega un rol importante debido al incremento sustancial del impacto (aproximadamente 275% del peso corporal), el cual puede ser absorbido, en parte, por estos músculos (Ridge et al., 2022) u otros localizados de forma extrínseca al pie (Araya et al., 2021; Valencia et al., 2020, 2022). Sin embargo, existe poca información en base

a las características funcionales de los MIP en corredores aficionados.

Según la literatura, las fuerzas de impacto generadas por corredores han resultado en un alto porcentaje de lesiones musculoesqueléticas a nivel de tobillo (~19%) y pie (~14%) (Kakouris et al., 2021). Dentro de estas, las más comunes incluyen la tendinopatía Aquiliana (10,9%), fascitis plantar (6,1%), y el síndrome de estrés tibial medial (9,4%) (Kakouris et al., 2021). Según lo expuesto anteriormente, a nivel mundial existe una alta probabilidad de padecer alguna de estas patologías (Lopes et al., 2012), principalmente por el alto volumen de corredores que entrena de forma esporádica (recreativa) y participa de competencias masivas alrededor del mundo (Oliveira et al., 2021). Controversialmente, un estudio publicado por Taddei et al. (2020) enfocado en entrenar los MIP mediante un protocolo de ocho semanas, mostró una reducción significativa de las lesiones musculoesqueléticas en corredores, sugiriendo un posible enfoque preventivo basado en el fortalecimiento de los MIP. Para describir la activación muscular, uno de los métodos utilizados es la electromiografía de superficie (EMGs) (Alam et al., 2019; Okamura

et al., 2019; Park & Hwang, 2020). Sin embargo, para los MIP por su difícil localización y tamaño existen escasos protocolos que indiquen cómo medir la activación de estos músculos de forma superficial (Branthwaite et al., 2019). Adicionalmente, esta información es aún más escasa en corredores recreacionales (tanto hombres como mujeres), lo cual es llamativo considerando las posibles adaptaciones y diferencias anato-morfológicas (Valencia et al., 2018) vinculadas a esta disciplina deportiva. Por otra parte, la fuerza de agarre de los pies representa una prueba que se está utilizando frecuentemente en la clínica, debido al gran nivel de sollicitación muscular. Además, esta prueba ha demostrado tener una fuerte relación con el balance estático, riesgo de caídas, variables durante la marcha, y la postura del pie (Arai et al., 2023; Kusagawa et al., 2022; Soma et al., 2016; Tsuyuguchi et al., 2018). Sin embargo, la información que considera la fuerza de agarre y los diferentes niveles de actividad en MIP utilizando EMGs en corredores aficionados es escasa.

Según lo planteado, esta investigación buscó describir el porcentaje de activación de los MIP durante el gesto de agarre máximo del pie, en corredores recreacionales, a través de EMGs. De forma adicional, se realizó este mismo análisis dividiendo a la muestra según sexo.

Materiales y métodos

A través de un estudio descriptivo, se evaluaron 10 corredores aficionados de la ciudad de Santiago: cinco hombres y cinco mujeres. Los criterios de inclusión consideraron un rango de edad entre 18 a 44 años, un índice de masa corporal (IMC) entre 18,5 y 29,9 kg/m², una frecuencia de carrera igual o superior a tres veces por semana (al menos cinco kilómetros por día). Se excluyeron aquellos corredores con alguna lesión musculoesquelética, intervenciones quirúrgicas o dolor en miembro inferior dentro de los últimos seis meses. Todos los participantes firmaron previamente un consentimiento informado aprobado por el Comité Ético-Científico de la Universidad de los Andes (folio: CEC2022095).

Procedimientos

En primer lugar, se evaluaron medidas antropométricas (estatura y peso) utilizando una pesa digital (TANITA Corp., modelo Wb3007301, USA). Posteriormente, se realizó la impresión de la huella plantar en papel, humedeciendo previamente la planta de los pies de cada participante. Sobre la impresión de la huella plantar se realizó el cálculo del índice de Chippaux-Smirak (ICS), a partir del cual se clasificó el tipo de pie como normal, plano o cavo (Chen et al., 2011).

Antes de iniciar la evaluación de agarre, cada participante realizó un calentamiento, trotando a una velocidad confortable durante cinco minutos sobre una cinta rodante.

Luego, en base al protocolo de Branthwaite et al. 2019, se registró la actividad EMG superficial de seis MIP: extensor corto de los dedos (ECD), primer interóseo dorsal (ID), abductor corto del quinto dedo (AbdQD), flexor corto de los dedos/ cuadrado plantar (FCD/CP), flexor corto del hallux (FCH) y abductor del hallux (AbdH). Una vez identificados los músculos, se procedió a preparar la piel del pie, limpiando con alcohol, algodón, y rasurando la región en caso de ser necesario. Posteriormente, por cada músculo evaluado, se ubicaron dos electrodos circulares con gel (Snap connector, Spes Medica Srl, Italia), con una separación de 1 cm entre ellos, siguiendo la orientación de las fibras musculares.

Registro de señal EMGs

Para comenzar las evaluaciones EMG, se solicitó a cada participante una contracción isométrica voluntaria máxima (CVM) de cada MIP según el protocolo de Branthwaite et al. 2019, con una duración de cinco segundos y un descanso de treinta segundos entre cada contracción. Cada CVM se repitió en dos oportunidades, registrando la más alta de ambas.

Para la medición de agarre de los dedos del pie, cada participante permaneció sentado sobre una silla, con la rodilla en 90° y el pie apoyado sobre una base estable, mientras que los dedos traccionaban un dinamómetro. Este instrumento entregó la fuerza en Newton. Cada participante realizó tres repeticiones durante un agarre máximo, considerando cinco segundos de contracción (considerando dos segundos iniciales y finales de fuerza progresiva) y treinta segundos de descanso entre repeticiones. Durante las CVM y el agarre máximo se registró la actividad de los seis MIP con un equipo portátil de EMGs (Sessantaquattro, OT Bioelettronica, Torino, Italy), en modo diferencial simple, capturado a una frecuencia de muestreo de 2000Hz, con un filtro analógico pasa banda 10-500Hz, a través de un convertidor A/D de 16bit. Adicionalmente, se agregó un canal auxiliar que permitió registrar la fuerza generada durante el agarre máximo de los dedos del pie. Tanto las señales EMG como la fuerza fueron sincronizadas temporalmente en el software OTBioLab (OT Bioelettronica, Torino, Italy).

Procesamiento de señales EMGs

Se identificó el valor más alto del agarre de los dedos del pie, en base a tres intentos. En esta prueba, se analizaron las señales EMG de todos los MIP. Tanto la CVM de cada músculo como las señales adquiridas durante la sollicitación de fuerza del pie fueron procesadas a través de su raíz media cuadrática (RMS), calculada en ventanas de 100ms sin sobreposición. Las CVM fueron utilizadas para normalizar cada MIP durante el agarre de los dedos (figura 1), con el fin de expresar estas últimas como un porcentaje de la CVM (%CVM).

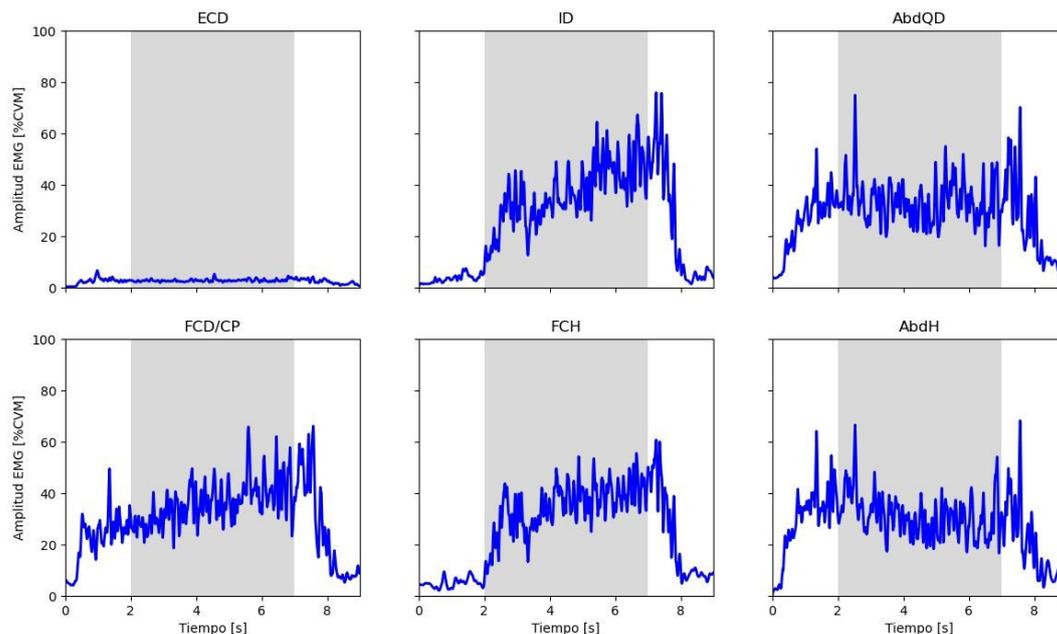


Figura 1. Muestra la actividad electromiográfica de seis músculos (extensor corto de los dedos [ECD], primer interóseo dorsal [ID], abductor corto del quinto dedo [AbdQD], flexor corto de los dedos/ cuadrado plantar [FCD/CP], flexor corto del hallux [FCH] y abductor del hallux [AbdH]) durante el agarre de los dedos del pie de un participante. Los datos se representan ajustados a la contracción voluntaria máxima (%CVM) de cada músculo. La región de color gris representa la zona de interés procesada.

Análisis estadístico

Las variables demográficas cualitativas, y la categorización del tipo de pie, fueron descritas a partir de sus frecuencias. Tanto las variables demográficas cuantitativas, como la variable de interés principal (amplitud EMG durante el agarre) fueron descritas a partir de sus valores promedio y desviación estándar. Además, estas últimas fueron descritas según sexo. Todos los análisis fueron desarrollados con el software GraphPad Prism (versión 10, San Diego, California, USA).

Resultados

Se evaluó un total de 10 personas (edad= $22,5 \pm 2,8$ años; estatura= $1,67 \pm 0,08$ m; peso= $67,6 \pm 12,0$ kg; IMC= $24,2 \pm 2,6$ kg/m²), 5 hombres y 5 mujeres. Todas

las personas evaluadas tuvieron un pie normal, según el ICS.

En base a la EMG, los músculos FCD/CP ($71 \pm 10,9\%$ CVM), ID ($62,4 \pm 24,1\%$ CVM) y AbdQD ($46,1 \pm 18,1\%$ CVM) mostraron una mayor actividad mioeléctrica durante el agarre máximo de los dedos del pie (Tabla 1), considerando todas las personas evaluadas. Por el contrario, el músculo que mostró menor actividad fue el ECD ($7,5 \pm 5,7\%$ CVM, Tabla 1). Al separar la actividad muscular por sexo, ocurren ciertas modificaciones en los patrones activación entre hombres y mujeres (Tabla 1). Por ejemplo, las mujeres generan una mayor activación de los músculos FCD/CP ($74,1 \pm 13,9\%$ CVM), ID ($70,9 \pm 15,1\%$ CVM) y AbdH ($51 \pm 24,1\%$ CVM); mientras que los hombres generan una mayor activación en los músculos FCD/CP ($67,8 \pm 7,2\%$ CVM), ID ($53,9 \pm 30,1\%$ CVM), AbdQD ($42,5 \pm 21,7\%$ CVM) respectivamente.

Tabla 1.

Muestra el porcentaje de la actividad electromiográfica de los seis músculos intrínsecos del pie (extensor corto de los dedos [ECD], primer interóseo dorsal [ID], abductor corto del quinto dedo [AbdQD], flexor corto de los dedos/ cuadrado plantar [FCD/CP], flexor corto del hallux [FCH] y abductor del hallux [AbdH]) durante una contracción isométrica máxima (fuerza prensil de los dedos del pie).

	Todos (n=10)		Mujeres (n=5)		Hombres (n=5)	
	Promedio y DE (%CVM)	Mediana (%CVM)	Promedio y DE (%CVM)	Mediana (%CVM)	Promedio y DE (%CVM)	Mediana (%CVM)
ECD	$7,5 \pm 5,7$	5,7	$4,2 \pm 1,4$	4,1	$10,8 \pm 6,7$	7,9
ID	$62,4 \pm 24,1$	68,4	$70,9 \pm 15,1$	75,6	$53,9 \pm 30,1$	45,4
AbdQD	$46,1 \pm 18,1$	47,4	$40,8 \pm 15,3$	47,5	$42,5 \pm 21,7$	46,2
FCD/CP	$71,0 \pm 10,9$	70,1	$74,1 \pm 13,9$	72,0	$67,8 \pm 7,2$	68,2
FCH	$33,6 \pm 25,4$	30,4	$30 \pm 17,9$	28,9	$37,3 \pm 33,1$	31,9
AbdH	$36,3 \pm 23,6$	33,6	$51,0 \pm 24,1$	47,9	$21,5 \pm 11,4$	16,1

DE: desviación estándar, %CVM: contracción voluntaria máxima.

Discusión

El presente estudio determinó el porcentaje de activación de seis MIP durante el gesto de agarre máximo del

pie, en un grupo reducido de corredores(as) recreacionales, a través de EMG de superficie. El principal hallazgo en base al nivel de activación muscular de los MIP es que estos muestran magnitudes muy distintas durante un agarre

máximo, destacándose la máxima activación del grupo FCD/CP. Una posible explicación para este comportamiento es que ambos músculos, tanto el FCD como el CP, podrían ser considerados como motores primarios durante el agarre desarrollado por los dedos del pie (Kusagawa et al., 2022). Por ejemplo, el FCD tiene como principal función biomecánica la flexión metatarsofalángica, mientras que el CP actúa como sinergista del FCD, ya que su inserción se comunica con el tendón del músculo flexor largo de los dedos, el cual desarrolla una flexión a nivel de las articulaciones interfalángicas de los dedos (Hur et al., 2011; Ilayperuma, 2012). Incluso, algunos artículos proponen que podría colaborar en la flexión del hallux, debido a sus uniones anatómicas con el músculo flexor largo del hallux (Hur et al., 2011). Por este motivo, es posible inferir que ambos músculos podrían contribuir en la flexión de las tres principales articulaciones de los dedos del pie, generando así una significativa demanda muscular durante el gesto de agarre. Adicionalmente, debido a que el presente estudio utilizó el protocolo de Branthwaite et al. 2019 para registrar la actividad EMG del grupo muscular FCD/CP, no es posible distinguir la acción independiente de estos músculos. En consecuencia, basado en una alta sinergia muscular entre ellos, es plausible pensar que los niveles de activación entre ambos podrían ser similares, sin embargo, se requieren futuras investigaciones utilizando un tipo de electromiografía más invasiva para contrastar esta hipótesis.

Otra posible explicación a la alta activación del FCD, puede radicar en la mantención del control dinámico del pie durante actividades cíclicas como la marcha o la carrera (Farris et al., 2019; Smith et al., 2022). Según la literatura, lo anterior tendría sustento a partir de la energía potencial elástica que es absorbida durante las presentes tareas cíclicas, específicamente, en la región inicial de la fase de apoyo, la cual luego es liberada en forma de energía cinética durante la fase de propulsión (Farris et al., 2019; Smith et al., 2022). Esto hace que en deportistas, como los evaluados en el presente estudio, puedan generar un mejor control sobre la activación de MIP, facilitando una mayor activación durante acciones como el agarre.

Otro hallazgo relevante se observa en la actividad muscular del ID, la cual representa la segunda mayor actividad de los MIP. Este nivel de activación desarrollado por el ID durante el agarre máximo de los dedos del pie podría estar vinculado al rol estabilizador de los músculos interóseos del mismo, ya que su activación permite entregar rigidez al pie cuando lo requiere, como ocurre durante el despegue de los dedos en marcha, o bien, durante un agarre máximo (Kalin & Hirsch, 1987). Por otra parte, otros autores plantean que los músculos ID junto con los interóseos plantares y lumbricales actúan en conjunto, permitiendo asistir en la flexión de las articulaciones metatarsofalángicas (Garth & Miller, 1989; Sauer et al., 2011; Soysa et al., 2012), movimiento necesario para desarrollar el agarre. Otra posible explicación al alto nivel de activación del ID puede deberse al importante rol que cumple este músculo para estabilizar el pie durante tareas cíclicas como la carrera. Debido a que

la muestra evaluada consideró corredores, es plausible plantear que estos generen una gran activación de esta musculatura, ya que su acción favorece la estabilidad del antepié, más específicamente de la articulación metatarsofalángica, lo cual es complementado por sus conexiones con el músculo fibular largo (Kalin & Hirsch, 1987). Sin embargo, se requiere de estudios que comparen los niveles de activación del ID entre una población sedentaria y corredores para comprobar este último punto.

Al describir el comportamiento de los MIP entre hombres y mujeres, ambos grupos comparten los dos principales músculos activos durante el agarre, correspondientes al FCD/CP y ID. Sin embargo, ambos grupos demuestran una notable diferencia en el tercer músculo más activo. Por un lado, los hombres se comportan igual que la muestra general, posicionando al AbdQD como el tercer músculo más activo. Por otra parte, las mujeres posicionan al músculo AbdH como el tercero más activo durante el agarre. Es difícil poder explicar esto por diferencias en alineación anatómica del tobillo o el tarso, ya que la literatura ha mostrado más similitudes que discrepancias entre hombres y mujeres (Nguyen & Shultz, 2007). Sin embargo, existen estudios que han observado en mujeres la tendencia en mantener su hallux en una postura de mayor valgo y, además, generan mayor movilidad de este segmento en comparación a los hombres (Lee et al., 2016). Estas características podrían estar vinculadas a una mayor activación del AbdH con el fin de mantener una mejor alineación del hallux, o bien, debido a esta pequeña variación anatómica, podría generar una mayor excitabilidad del músculo por su mayor estiramiento basal. Lamentablemente el ángulo de valgo de hallux no fue cuantificado en la presente investigación, por lo que en futuras investigaciones se recomienda relacionar esta variable con los niveles de activación de los MIP, sobre todo el AbdH.

Es importante destacar que el ECD está principalmente involucrado en la extensión metatarsofalángica entre el segundo y cuatro dedos del pie (Di Nardo et al., 2018). Esta característica puede explicar por qué el ECD mostró una menor activación en comparación con los otros MIP involucrados en la acción de agarre. Este hallazgo también apoya la validez de los resultados obtenidos en este estudio.

Dentro de las limitaciones de esta investigación, es importante mencionar que para una comprensión más completa y detallada de la actividad EMG de los MIP, se requiere mayor instrumentalización e incorporar factores biomecánicos que describan el comportamiento mecánico de los músculos evaluados. Por ejemplo, la distancia del punto de aplicación de fuerza ejercida por cada MIP en relación con los centros articulares involucrados y dirección de la fuerza resultante. Esto podría aportar respuestas a la diferencia de actividad electromiográfica de MIP como AbdQD y AbdH en hombres y mujeres, por lo que futuras investigaciones podrían complementar la información aportada en este estudio usando herramientas como la simulación biomecánica de estos músculos durante el gesto

de agarre del pie. Otra limitación advertida en este estudio está relacionada con la morfología del pie de los deportistas (hombres y mujeres), particularmente la arquitectura de los músculos intrínsecos evaluados. Esto podría indicar la importancia de variables como el área de sección transversal, ángulo de penación, grosor muscular, entre otras características de cada MIP y la correlación con la fuerza muscular durante el gesto de agarre del pie. Una alternativa para recopilar esta información podría estar sujeto al uso de ecografía. Si bien existe evidencia que revela la importancia del área de sección transversal de los MIP con la fuerza muscular desarrollada durante el agarre (Kurihara et al., 2014), no es posible visualizar las características individuales de los músculos evaluados por el presente estudio. En resumen, sería importante sumar características morfológicas y biomecánicas del pie que permitan complementar los hallazgos encontrados en el presente estudio.

Conclusión

Según la muestra evaluada se observó que el nivel de activación de cada uno de los MIP fue diferente, observando mayores porcentajes de activación para los músculos FCD/CP, ID, y AbdQD en corredores recreacionales durante el gesto de agarre máximo del pie. Adicionalmente, se reportó una diferencia en los niveles de activación de los MIP entre hombres y mujeres, destacando la similitud en la activación de los dos músculos principales FCD/CP e ID, mientras que en tercer lugar, el AbdQD mostró una mayor activación en hombres, y el AbdH en mujeres.

Agradecimientos

Los investigadores agradecen a la Universidad de los Andes y Universidad Católica del Norte por el fondo "Conecta I+D".

Referencias

- Alam, F., Raza, S., Moiz, J. A., Bhati, P., Anwer, S., & Alghadir, A. (2019). Effects of selective strengthening of tibialis posterior and stretching of iliopsoas on navicular drop, dynamic balance, and lower limb muscle activity in pronated feet: A randomized clinical trial. *The Physician and Sportsmedicine*, 47(3), 301–311. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1553466>
- Arai, R., Fuchigami, M., Hatamura, K., Yamamoto, K., & Yoshimatsu, T. (2023). Relationship between toe grip strength and dynamic balance in older adult patients with femoral neck fracture. *Journal of Physical Therapy Science*, 35(5), 2023–002. <https://doi.org/10.1589/jpts.35.384>
- Araya, D., López, J., Villalobos, G., Guzmán-Venegas, R., & Valencia, O. (2021). Changes in muscle coactivation during running: a comparison between two techniques, forefoot vs rearfoot. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 38(5), 332–336. <https://doi.org/10.18176/archmeddeporte.00059>
- Branthwaite, H., Aitkins, C., Lindley, S., & Chockalingam, N. (2019). Surface electromyography of the foot: A protocol for sensor placement. *The Foot*, 41, 24–29. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.07.001>
- Chen, K.-C., Yeh, C.-J., Kuo, J.-F., Hsieh, C.-L., Yang, S.-F., & Wang, C.-H. (2011). Footprint analysis of flatfoot in pre-school-aged children. *European Journal of Pediatrics*, 170(5), 611–617. <https://doi.org/10.1007/s00431-010-1330-4>
- Di Nardo, F., Strazza, A., Palmieri, M. S., Mengarelli, A., Burattini, L., Orsini, O., Bortone, A., & Fioretti, S. (2018). Detection of surface-EMG activity from the extensor digitorum brevis muscle in healthy children walking. *Physiological Measurement*, 39(1), 014001. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa9d36>
- Farris, D. J., Kelly, L. A., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2019). The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 116(5), 1645–1650. <https://doi.org/10.1073/pnas.1812820116>
- Garth, W. P., & Miller, S. T. (1989). Evaluation of claw toe deformity, weakness of the foot intrinsics, and posteromedial shin pain. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(6), 821–827. <https://doi.org/10.1177/036354658901700617>
- Hur, M., Kim, J., Woo, J., Choi, B., Kim, H., & Lee, K. (2011). An anatomic study of the quadratus plantae in relation to tendinous slips of the flexor hallucis longus for gait analysis. *Clinical Anatomy*, 24(6), 768–773. <https://doi.org/10.1002/ca.21170>
- Ilayperuma, I. (2012). On the Variations of the Muscle Flexor Digitorum Brevis: Anatomical Insight. *International Journal of Morphology*, 30(1), 337–340. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022012000100059>
- Justifer, J. R. (2023). Intrinsic muscles of the foot: Anatomy, function, rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, 61, 27–36. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2023.02.005>
- Kakouris, N., Yener, N., & Fong, D. T. P. (2021). A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *Journal of Sport and Health Science*, 10(5), 513–522. <https://doi.org/10.1016/J.JSHS.2021.04.001>
- Kalin, P. J., & Hirsch, B. E. (1987). The origins and function of the interosseous muscles of the foot. *Journal of Anatomy*, 152, 83–91. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3654378>
- Kurihara, T., Yamauchi, J., Otsuka, M., Tottori, N., Hashimoto, T., & Isaka, T. (2014). Maximum toe flexor muscle strength and quantitative analysis of human plantar intrinsic and extrinsic muscles by a magnetic resonance imaging technique. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 26. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-26>
- Kusagawa, Y., Kurihara, T., Maeo, S., Sugiyama, T., Kanehisa, H., & Isaka, T. (2022). Associations between the size of individual plantar intrinsic and extrinsic foot muscles and toe flexor strength. *Journal of Foot and Ankle Research*, 15(1), 22. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00532-9>
- Lee, D. Y., Seo, S. G., Kim, E. J., Kim, S. J., Lee, K. M., & Choi, I. H. (2016). Inter-segmental motions of the foot in healthy adults: Gender difference. *Journal of Orthopaedic Science*, 21(6), 804–809. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2016.07.025>
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine*, 42(10), 891–905. <https://doi.org/10.2165/11631170-000000000-00000>
- Nguyen, A.-D., & Shultz, S. J. (2007). Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(7), 389–398.

- <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2487>
- Okamura, K., Kanai, S., Hasegawa, M., Otsuka, A., & Oki, S. (2019). Effect of electromyographic biofeedback on learning the short foot exercise. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 32(5), 685–691. <https://doi.org/10.3233/BMR-181155>
- Oliveira, G. M., Lopes, A. D., & Hespanhol, L. (2021). Are there really many runners out there? Is the proportion of runners increasing over time? A population-based 12-year repeated cross-sectional study with 625,460 Brazilians. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(6), 585–591. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.11.014>
- Park, D.-J., & Hwang, Y.-I. (2020). Comparison of the Intrinsic Foot Muscle Activities between Therapeutic and Three-Dimensional Foot-Ankle Exercises in Healthy Adults: An Explanatory Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19), 7189. <https://doi.org/10.3390/ijerph17197189>
- Ridge, S. T., Rowley, K. M., Kurihara, T., McClung, M., Tang, J., Reischl, S., & Kulig, K. (2022). Contributions of Intrinsic and Extrinsic Foot Muscles during Functional Standing Postures. <https://doi.org/10.1155/2022/7708077>
- Sauer, L. D., Beazell, J., & Hertel, J. (2011). Considering the Intrinsic Foot Musculature in Evaluation and Rehabilitation for Lower Extremity Injuries. *Athletic Training & Sports Health Care*, 3(1), 43–47. <https://doi.org/10.3928/19425864-20100730-02>
- Smith, R. E., Lichtwark, G. A., & Kelly, L. A. (2022). Flexor digitorum brevis utilizes elastic strain energy to contribute to both work generation and energy absorption at the foot. *Journal of Experimental Biology*, 225(8). <https://doi.org/10.1242/jeb.243792>
- Soma, M., Murata, S., Kai, Y., Nakae, H., Satou, Y., Murata, J., & Miyazaki, J. (2016). Examinations of factors influencing toe grip strength. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(11), 3131–3135. <https://doi.org/10.1589/JPTS.28.3131>
- Soysa, A., Hiller, C., Refshauge, K., & Burns, J. (2012). Importance and challenges of measuring intrinsic foot muscle strength. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5(1), 29. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-29>
- Taddei, U. T., Matias, A. B., Duarte, M., & Sacco, I. C. N. (2020). Foot Core Training to Prevent Running-Related Injuries: A Survival Analysis of a Single-Blind, Randomized Controlled Trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(14), 3610–3619. <https://doi.org/10.1177/0363546520969205>
- Tsuyuguchi, R., Kurose, S., Seto, T., Takao, N., Tagashira, S., Tsutsumi, H., Otsuki, S., & Kimura, Y. (2018). Toe grip strength in middle-aged individuals as a risk factor for falls. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(9), 1325–1330. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07473-4>
- Valencia, O., Araneda, O., Cárcamo, M., Carpes, F., & Guzmán-Venegas, R. (2018). Relationship between lower limb anthropometry and temporo-spatial parameters in gait of young adults. *Retos*, 33, 1–258. <https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/article/view/58136/36652>
- Valencia, O., Cristi, I., Ahumada, D., Meza, K., Salas, R., Weinstein, A., & Guzmán-Venegas, R. (2020). The initial impact with forefoot increases the muscular activity of gastrocnemius during running. A quantitative study of electromyographic activity. *Retos*, 38, 271–275. <https://doi.org/https://doi.org/10.47197/retos.v38i38.73955>
- Valencia, O., Weinstein, A., Salas, R., Guzmán-Venegas, R., Arvanitidis, M., & Martínez-Valdes, E. (2022). Temporal differences in the myoelectric activity of lower limb muscles during rearfoot and forefoot running: A statistical parametric mapping approach. *European Journal of Sport Science*, 1–9. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2081094>
- Wei, Z., Zeng, Z., Liu, M., & Wang, L. (2022). Effect of intrinsic foot muscles training on foot function and dynamic postural balance: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE*, 17(4), e0266525. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0266525>

Datos de los/as autores/as:

Oscar Valencia	ovalencia@uandes.cl	Autor/a
Carolina Naranjo	cnaranjo@ucn.cl	Autor/a
Hilda Aravena	haravena@ucn.cl	Autor/a
Rodrigo Barreto	rbarreto@miuandes.cl	Autor/a
Danae Bugeño	danae.bugueno@alumnos.ucn.cl	Autor/a
Felipe Palma	fpalma@uandes.cl	Autor/a