

Viabilidad Tobillera

Problemática

La falta de herramientas objetivas y continuas para evaluar la evolución de los esguinces de tobillo grado 1 impide determinar con precisión si el proceso de recuperación progresa o se agrava, ya que las valoraciones clínicas tradicionales no detectan alteraciones neuromusculares sutiles (variaciones en la amplitud y latencia de activación del tibial anterior y peroneo largo o déficits propioceptivos), lo que puede conducir a decisiones de rehabilitación inadecuadas y altos índices de recaída; por ello, es imprescindible desarrollar una tobillera con electrodos textiles capaces de medir en tiempo real la electromiografía de los estabilizadores del tobillo y proporcionar métricas cuantitativas para monitorear objetivamente la mejora o empeoramiento del esguince.

Electromiografía con Tecnologías Wearables

El desarrollo de electrodos textiles ha revolucionado la medición de la electromiografía superficial, permitiendo monitoreo prolongado y cómodo en aplicaciones clínicas y de rehabilitación. Los resultados indicaron que los electrodos textiles basados en tela de fibra de plata pueden proporcionar mediciones comparables a los electrodos tradicionales Ag/AgCl (Chen & Huang, 2024).

En este sentido, se valida el uso de prendas inteligentes para la obtención de datos musculares objetivos: “El calcetín inteligente con electrodos de hidrogel mostró una fuerte correlación ($R = 0.87$) con el sistema EMG comercial, lo que demuestra su viabilidad para monitorizar la actividad muscular de tobillo y pierna en tiempo real” (Lee, Choi et al., 2025).

Cambios Musculares Tras Esguinces de Tobillo

Alghadir, Al-Eisa y Anwer (2020) compararon atletas con antecedentes de esguince crónico (incluyendo esguinces grado 1) frente a controles (personas sanas), encontrando que “aunque no hubo diferencias significativas en el rango de movimiento activo ($p > 0,05$), sí se registraron déficits significativos en la propiocepción del tobillo, con un error medio de posición de $3,46^\circ \pm 1,18^\circ$ vs. $1,25^\circ \pm 1,05^\circ$ en controles ($p < 0,05$)”.

Además, Melanson (2023) En su revisión de esguinces agudos, reportan que en grado 1 se observa una inhibición neuromuscular transitoria reflejada en una reducción del 10–15% en la contracción voluntaria máxima del peroneo largo durante pruebas de eversión forzada, en comparación con sujetos no lesionados.

Parámetros EMG para el Seguimiento del Progreso

En cuanto al análisis de parámetros, “El tiempo de respuesta electromiográfica de los músculos estabilizadores del tobillo en sujetos sanos es de aproximadamente 69-74 ms, siendo este valor alterable en presencia de lesión ligamentaria” (Nascimento et al., 2011).

Otro indicador relevante es la coactivación: “Los patrones de coactivación muscular entre el tibial anterior, los peroneos y el gastrocnemio constituyen variables útiles para cuantificar el estado funcional y detectar compensaciones durante la rehabilitación” (Luczak & Hirsch, 2019).

Diseño y Validación de las Tobilleras Inteligentes

En el estudio de Sun, Zhang et al. (2025), se concluye: “La presión mínima requerida para un contacto adecuado entre los electrodos textiles y la piel es de aproximadamente 10 mmHg (1333.22 Pa), lo que asegura una medición precisa sin molestias para el usuario”

El uso combinado de sensores EMG y algoritmos de filtrado de señal multibanda permite detectar patrones de recuperación muscular y fatiga con mayor precisión respecto a sistemas convencionales (Chen & Huang, 2024).

Ventajas Clínicas

Los dispositivos de EMG portátiles brindan la posibilidad de monitorear objetivamente la progresión funcional de una lesión ligamentaria y evaluar el éxito de la rehabilitación en tiempo real, lo que representa una herramienta complementaria invaluable para fisioterapeutas y médicos deportivos (Smith & Lee, 2023).

La integración de estos sistemas textiles facilita el monitoreo domiciliario sin requerir la presencia física del especialista, lo que favorece la autonomía del paciente y la personalización del tratamiento (Wallace & Franklin, 2021).

Amplitud y Voltaje de los Músculos Estabilizadores del Tobillo

En el diseño de un dispositivo wearable para medir electromiografía en tobillo, conocer los rangos de amplitud y voltaje de los músculos estabilizadores resulta esencial.

Según Nazmi et al. (2016), “para las señales EMG de superficie, la amplitud se encuentra en un rango entre 0 a 10 mV y el rango de frecuencia está restringido de 10 a 500 Hz” (p. 4). Además, la amplitud de las señales EMG de superficie está en el rango de microvoltios a milivoltios dependiendo del tipo de músculo y las condiciones durante el proceso de observación (p. 5).

En el estudio de Chen, Li y Wang (2015) sobre la actividad del peroneo largo, se reporta que los voltajes EMG crudos fueron filtrados con paso de banda entre 20 Hz – 400 Hz. Estos voltajes filtrados fueron luego rectificados y filtrados con paso bajo a 6 Hz para crear una envolvente lineal. Durante la eversión del tobillo, la activación promedio del peroneo largo alcanzó “73–74% de la contracción voluntaria máxima (MVC)”.

Barański (2017) agrega que “la amplitud de la señal normal durante la actividad muscular oscila entre 0.2 a 3 mV y la frecuencia está por debajo de 500 Hz” (p. 6). Específicamente, indica que “si los EMG son amplificados con una ganancia de 1 000, los potenciales más pequeños detectables tendrían una amplitud pico a pico mayor a 1.22 μ V” .

Músculos involucrados

Los movimientos principales del tobillo, que involucra a la articulación talocrural y subtalar, son dorsiflexión, plantarflexión, inversión y eversión, y están controlados por los siguientes músculos:

- Dorsiflexión
 - Tibial anterior
 - Extensor largo de los dedos
 - Extensor largo del dedo gordo

- Plantarflexión
 - Gastrocnemio (gemelos)
 - Sóleo
 - Plantar delgado
 - Tibial posterior (Sinérgico)
 - Peroneo largo y peroneo corto (Sinérgico)
- Inversión
 - Tibial posterior
 - Tibial anterior
 - Extensor largo del dedo gordo (Sinérgico)
- Eversión
 - Peroneo largo
 - Peroneo corto
 - Extensor largo de los dedos (Sinérgico)

Parámetros

EMG y ángulo de movimiento articular

Massó-Ortigosa et al. (2018) señalan que "la señal EMG de los músculos estabilizadores del tobillo se normalizó utilizando la contracción voluntaria máxima (CVM) para cada músculo, registrada en diferentes posiciones articulares durante tareas de equilibrio estático y posturas variables".

Este estudio confirma que la activación electromiográfica normalizada varía dinámicamente en función del ángulo articular, validando la inclusión del ángulo de movimiento en la interpretación de la EMG normalizada dentro de los análisis funcionales y rehabilitadores del tobillo.

EMG y ángulo de pennación

El ángulo de pennación determina cómo se transmiten las fuerzas generadas por las fibras musculares al tendón. Un mayor ángulo, generalmente durante contracciones intensas, favorece una mayor fuerza muscular efectiva, aunque reduce la velocidad de contracción.

Manal et al. (2008) demostraron que existe "una relación lineal positiva significativa ($p < 0.05$) entre la EMG normalizada y el ángulo de pennación para todos los músculos cuando se incluyeron ángulos de pennación específicos del sujeto en reposo y en contracción voluntaria máxima". Los coeficientes de determinación fueron:

- Tibial anterior: $R^2 = 0.76$
- Gastrocnemio lateral: $R^2 > 0.80$
- Gastrocnemio medial: $R^2 > 0.80$
- Sóleo: $R^2 = 0.87$

Ecuación propuesta: $\alpha_{pred} = \alpha_{rest} + (\alpha_{MVC} - \alpha_{rest}) \times EMG_{norm}$

α_{pred} = Ángulo de pennación predicho

α_{rest} = Ángulo de pennación en reposo

α_{MVC} = Ángulo de pennación en contracción voluntaria máxima

EMG_{norm} = EMG normalizada en contracción

Relación EMG-Torque con ángulo de movimiento

El torque refleja la fuerza útil y efectiva que el músculo genera sobre la articulación, no solo la activación eléctrica medida por EMG. Esto es esencial porque un músculo puede mostrar buena activación EMG, pero no ser capaz de producir suficiente fuerza funcional.

Son y Rymer (2020) caracterizaron cómo la pendiente de la relación EMG-torque cambia con el ángulo del tobillo:

"A medida que el ángulo del tobillo se volvía más plantarflexionado, la pendiente de las relaciones EMG-torque aumentaba progresivamente".

El modelo matemático propuesto fue:

$$EMG = a \cdot Torque + b$$

Donde:

- EMG: amplitud de la señal electromiográfica durante la contracción isométrica.
- Torque: fuerza de flexión plantar generada en un ángulo específico del tobillo (medido en Nm).
- a: Pendiente de la relación EMG-torque (cuánto cambia el EMG por cada incremento de fuerza).
- b: ordenada al origen (valor del EMG cuando el torque es cero).

Como se mencionó anteriormente, la pendiente "a" se incrementa cuando el ángulo del tobillo se vuelve más plantarflexionado (el pie señala hacia abajo). Una pendiente mayor indica una menor eficiencia neuromuscular, porque el músculo necesita una activación eléctrica mayor para lograr el mismo torque.

Correlación amplitud de onda M con ángulo de movimiento

Frigon et al. (2007) cuantificaron sistemáticamente la amplitud de las ondas M máximas (M-max) sobre todo el rango de posiciones del tobillo:

"La amplitud pico-a-pico de M-max fue 155% y 159% mayor en las longitudes musculares más cortas que en las más largas para sóleo y tibial anterior, respectivamente".

Modelo matemático propuesto

Índice de Progreso Neuromuscular del Tobillo

$$IPNT = \frac{EMG_{Norm}(\theta_{Ob})}{EMG_{NRef}(\theta_{Ref})} \cdot \frac{\theta_{Ob}}{\theta_{Esp}} \cdot \frac{1}{a(\theta)}$$

Donde:

$IPNT$ = Índice de Progreso Neuromuscular del Tobillo

EMG_{Norm} = EMG Normalizada en función del ángulo registrado

EMG_{NRef} = EMG Normalizada de referencia en función de un ángulo de referencia

θ_{Ob} = Ángulo obtenido del paciente

θ_{Esp} = Ángulo esperado en recuperación completa

$\frac{1}{a(\theta)}$ = Factor de eficiencia neuromuscular basado inversamente en la pendiente de la relación EMG-Torque

Referencias

Chen, Y., & Huang, X. (2024). Measuring surface electromyography with textile electrodes: Reliability and validity. *BioMed Central*, 25(4), 1223-1235.

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11086330/>

Lee, J. S., Choi, S., et al. (2025). Preliminary study on wearable smart socks with hydrogel electrodes for EMG measurement. *Sensors and Actuators A: Physical*, 322, 115873.

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11902426/>

Nascimento, C. M., de Oliveira, F. M., & dos Santos, N. (2011). Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(4), 710-716. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21943623/>

Sun, L., Zhang, Y., et al. (2025). Feasibility assessment of textile electromyography sensors for lower limb monitoring. *Journal of Biomedical Engineering*, 39(1), 77-91.

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12170945/>

Smith, D. T., & Lee, T. M. (2023). Surface EMG in clinical assessment and neurorehabilitation. *Frontiers in Neuroscience*, 17, 128-135. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7492208/>

Wallace, S., & Franklin, Z. (2021). Fusion of unobtrusive sensing solutions for sprained ankle detection and rehabilitation. *Sensors*, 21(21), 6321. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8623414/>

Luczak, J., & Hirsch, K. (2019). Standards for quantification of EMG and neurography. *Clinical Neurophysiology*, 130(12), 2220-2232. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245719308582>

Barański, R. (2017). Simply and low cost electromyography signal acquisition for muscle activity detection. *Diagnostyka*, 18(2), 3–8. <http://www.diagnostyka.net.pl/pdf-79742-17623>

Chen, J., Li, X., & Wang, Y. (2015). Surface electromyographic study of peroneus longus and tibialis anterior muscle activity during ankle movement. *Scientific Research Publishing*, 6(8), 42–51. <https://www.scirp.org/journal/paperinformation?paperid=58726>

Nazmi, N., Ahmad, M., & Rahman, M. (2016). A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions. *Sensors*, 16(8), 1304. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5017469/>

Melanson, S. W. (2023). Acute ankle sprain. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459212/>

Alghadir, A., Al-Eisa, E., & Anwer, S. (2020). Effect of chronic ankle sprain on proprioception and functional performance: A comparative study. *Journal of Physical Therapy Science*. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.447>

Massó-Ortigosa, F., Sánchez-Sánchez, J., Domínguez, J., & García-Hermoso, A. (2018). Análisis electromiográfico de los músculos del tobillo en diferentes condiciones posturales. *Apunts. Medicina de l'Esport*. <https://www.apunts.org/es-analisis-electromiografico-musculos-del-tobillo-articulo-X0213371718625673>

Frigon, A., Carroll, T. J., Jones, K. E., Zehr, E. P., & Collins, D. F. (2007). Ankle position and voluntary contraction alter maximal M wave amplitude in soleus and tibialis anterior. *Muscle & Nerve*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17295303/>

Manal, K., Roberts, D. P., & Buchanan, T. S. (2008). Can pennation angles be predicted from EMGs for the primary ankle plantar and dorsiflexors during isometric contractions? *Journal of Biomechanics*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18579147/>

Adash. (s.f.). ¿Cómo funciona el acelerómetro? <https://adash.com/es/articulos/como-funciona-el-acelerometro/>

Átomos y bits. (s.f.). El fundamento físico del acelerómetro. <https://atomosybits.com/la-fisica-tras-el-acelerometro/>

Electricity Magnetism. (s.f.). Flexiforce sensor | How it works, Application & Advantages. <https://www.electricity-magnetism.org/flexiforce-sensor/>

Tekscan, Inc. (2010). FlexiForce® Sensors User Manual (Rev H).

<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLX-FlexiForce-Sensors-Manual.pdf>

Menadue, C., Raymond, J., Kilbreath, S. L., Refshauge, K. M., & Adams, R. (2006). Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle. *Journal of Foot and Ankle Research*, 27(7), 1-10.

<https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-7>

Orthofixar. (2024, 3 de enero). Ankle Range of Motion. <https://orthofixar.com/special-test/ankle-range-of-motion/>

Acelerómetro para medir el ángulo

Cuando el dispositivo experimenta una aceleración, la masa interna intenta resistir al cambio de movimiento debido a su inercia. Esta resistencia provoca un desplazamiento de la masa dentro de la carcasa, que es detectado por el sistema de detección

Estos miden de manera triaxial, pueden medir la aceleración en eje x, y y z

Tipo de acelerómetro que se usaría

MEMS-Son comunes en dispositivos electrónicos, son de tamaño microscópico fabricados en chips de silicio.

Usos comunes

Movimiento en teléfonos y relojes inteligentes

- Vibraciones en máquinas y estructuras
- Actividad física y análisis del movimiento en deportes
- Choques y colisiones (como en sistemas de airbag)
- Orientación y rotación de dispositivos

Costo- Económico (100-200 pesos)

Sensor Flexiforce

Es un circuito impreso flexible con construcción similar al papel que puede integrarse fácilmente en aplicaciones wearables, sistemas robóticos, y dispositivos de medición de presión.

Se compone de distintas capas que conforme la fuerza va siendo aplicada la plata que se encuentra en una de las capas se extiende haciendo de conductor a los conectores para activar el circuito.

Valores estándar de tobillo sano

Dorsiflexión rango de 10-20 grados

Plantar flexión rango de 30-50 grados

Inversión 20-30 grados en promedio,

Eversión 8-12 grados

Plano sagital (Dorsiflexión + Plantar flexión): 65-75° totales

Plano frontal (Inversión + Eversión): Aproximadamente 35° totales (23° inversión – 12° eversión)

Fuerza Promedio de los Músculos del Tobillo

1. Dorsiflexión

- Tibial anterior: ~22-25 Nm (es el dorsiflexor más fuerte).
- Extensor largo de los dedos: ~8-12 Nm.
- Extensor largo del dedo gordo: ~5-8 Nm.

2. Plantar flexión

- Gastrocnemio (gemelos): 45-55 Nm (junto con el sóleo, es el plantarflexor principal).
- Sóleo: 35-45 Nm.
- Plantaris (delgado): 2-5 Nm (mínima contribución).
- Tibial posterior: 10-15 Nm (sinérgico en plantar flexión).
- Peroneo largo y corto: ~8-12 Nm cada uno (sinérgicos).

3. Inversión

- Tibial anterior: 10-15 Nm.

- Tibial posterior: 15-20 Nm (principal inversor).
- Extensor largo del dedo gordo: ~3-5 Nm (sinérgico).

4. Eversión

Peroneo largo: 12-18 Nm.

- Peroneo corto: 10-15 Nm.
- Extensor largo de los dedos: 5-8 Nm (sinérgico).

Índice propuesto

$$IPNT = \frac{\theta_{ob}}{\theta_{ref}} \cdot \frac{F_{ob}}{F_{ref}} \cdot 100$$

1. Materiales de la Estructura (Cuerpo de la Tobillera)

Tejido Base: Neopreno perforado de 3mm o Airmesh de alta densidad.

- Propósito: Compresión uniforme y transpirabilidad.

Zonas Elásticas/Ajuste: Nylon o Spandex (Elastano).

- Propósito: Asegurar un ajuste ceñido en el pie y en el tendón de Aquiles.

Elementos de Refuerzo (Tiras Laterales): Plástico Termoplástico Semirrígido (Polipropileno - PP) de bajo perfil.

- Propósito: Proveer el sustrato rígido necesario para el anclaje de las galgas extensométricas y simular la función biomecánica del ligamento (Ligamento Talofibular Anterior (LTFA)).



Sistema de Cierre: Cintas de Velcro (gancho y bucle) de bajo perfil y alta resistencia.

- Propósito: Ajuste variable de la compresión y el soporte.