



Arriagada-Núñez, V.; Moreno-Leiva, G.; Álvarez-Zuñiga, M.; Mansilla-Sepúlveda, J.; Véliz-Burgos, A.; Parada-Ulloa, M. (2024). Análisis Electromiográfico durante la marcha humana en estudiantes universitarios de Chile. *Journal of Sport and Health Research*. 16(1):99-108. <https://doi.org/10.58727/jshr.97206>

Original

## ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DURANTE LA MARCHA HUMANA EN ESTUDIANTES UNIVERSITARIOS DE CHILE.

## ELECTROMYOGRAPHY ANALYSIS DURING THE HUMAN MARCH IN CHILEAN UNIVERSITY STUDENTS

Victor Arriagada-Núñez<sup>1</sup>; Germán Moreno-Leiva<sup>1</sup>; Miguel Álvarez-Zuñiga<sup>1</sup>; Juan Mansilla-Sepúlveda<sup>2</sup>;  
Alex Véliz-Burgos<sup>3</sup>; Marcos Parada-Ulloa<sup>4</sup>.

<sup>1</sup>*Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud y Ciencias Sociales, Universidad de Las Américas, Chile.*

<sup>2</sup>*Facultad de Educación, Universidad Católica de Temuco, Chile.*

<sup>3</sup>*Departamento de Ciencias Sociales, Universidad de Los Lagos, Chile.*

<sup>4</sup>*Facultad de Educación, Universidad Adventista de Chile, Chile.*

Correspondence to:  
**Germán Moreno-Leiva**  
Universidad de Las Américas, Chile.  
[kinegerman@gmail.com](mailto:kinegerman@gmail.com)

*Edited by: D.A.A. Scientific Section  
Martos (Spain)*



Received: 15/11/2022  
Accepted: 26/01/2023



## RESUMEN

**Objetivo:** Caracterizar el perfil de actividad muscular en estudiantes universitarios de la ciudad de Santiago de Chile.

**Material y métodos:** Se midió el perfil de actividad muscular en ciertos músculos claves de miembro inferior, utilizando electromiografía de superficie, en estudiantes de género masculino, de la carrera de kinesiología de la Universidad De Las Américas entre 20 a 24 años. Se utilizó la norma SENIAM para el posicionamiento de los electrodos, donde la señal fue analizada y procesada mediante el software MATLAB, con un filtrado de señal utilizando ICA.

**Resultados:** Los resultados indican que el perfil de actividad muscular no difiere de la literatura, exceptuando al músculo bíceps femoral, el cual presenta dos activaciones musculares durante el ciclo de marcha, una entre el 40 al 60% y otra en el 90% al 10% del ciclo.

**Discusión y Conclusión:** Se sugiere realizar posteriores estudios con un número mayor de participantes para extrapolar los datos a la población total en nuestro país.

**Palabras clave:** Chile, Electromiografía, Estudiantes Universitarios, Marcha.

## ABSTRACT

**Objective:** To characterize the muscle activity profile in university students from the city of Santiago de Chile.

**Material and methods:** The profile of muscle activity in certain key muscles in the lower limb was measured, using surface electromyography, in male students of the kinesiology career at the Universidad De Las Américas aged 20 to 24 years. The SENIAM standard was used for the positioning of the electrodes, where the signal was analyzed and processed using MATLAB software, with signal filtering using ICA.

**Results:** The results indicate that the muscle activity profile does not differ from the literature, except for the biceps femoris muscle, which presents two muscle activations during the gait cycle, one between 40 to 60% and another at 90% at 10% of the cycle.

**Discussion and Conclusion:** Further studies with a larger number of participants are suggested to extrapolate the data to the total population in our country.

**Keywords:** Chile, Electromyography, University Students, Gait.



## INTRODUCCIÓN

La marcha es una necesidad básica para desplazarse de un lugar a otro, siendo una de las actividades más usuales que realiza a diario el ser humano. Caminar es el resultado de una serie cíclica de movimientos, con una unidad básica denominada “Ciclo de marcha”. Una de las nomenclaturas que describe este ciclo, es la desarrollada por Perry J (2010), en donde subdivide un ciclo en 8 fases; 5 de apoyo y 3 de oscilación.

Diversos estudios han analizado y demostrado perfiles de activación muscular de miembro inferior durante la marcha, estos perfiles se registran mediante el sistema de electromiografía (EMG) multicanales. La EMG proporciona datos que nos permiten analizar el tiempo de activación de los músculos durante la tarea estudiada, es decir, cuando estos comienzan a participar del gesto y cuándo estos dejan de hacerlo, la actividad que se produce durante su actuación (patrón de actividad muscular durante el gesto) y cuándo se produce el punto máximo dentro de la actividad (Amuriza, 2015).

Durante un ciclo de marcha, la mayoría de los músculos de ambos miembros inferiores presentan uno o dos trenes cortos de actividad eléctrica que duran de 100 a 400 mseg. (10-40% del ciclo de marcha), con la información entregada por la evaluación electromiográfica, es factible conocer las posibles causas que están involucradas en las alteraciones del patrón de marcha normal (Sousa, 2010).

Existen múltiples variables que pueden influir en el gesto de la marcha, y, por ende, en la actividad muscular necesaria para realizarla, como el peso, la altura, el género, las características socio culturales, entre otros. En la actualidad, los estudios publicados han sido mayoritariamente realizados en población europea y norteamericana, investigaciones ajenas al contexto chileno. (Vazquez, 2003; Muñoz-Cofré, 2016).

Hoy en día no se cuenta con información sobre los perfiles de actividad muscular que sean representativos en la población chilena, por lo que nuestro estudio busca poder caracterizar el perfil de actividad muscular en estudiantes universitarios de la ciudad de Santiago de Chile.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La presente investigación corresponde a un diseño no experimental, tipo transeccional descriptivo. La población objeto son hombres, entre 20 y 24 años, estudiantes de primer a cuarto año de la carrera de Kinesiología de la Universidad de las Américas, Campus Providencia y Campus La Florida, no sedentarios, de nacionalidad chilena y provenientes de la Región Metropolitana. La muestra total corresponde a 36 sujetos, quienes fueron seleccionados de manera no probabilística, por conveniencia, debiendo cumplir con los criterios de inclusión y exclusión que se exponen en la Tabla N°1 y N°2 respectivamente.

**Tabla 1:** Criterios de Inclusión.

Género	Masculino
Edad	20 a 24 años
Residencia	Santiago, Región Metropolitana
Ocupación	Estudiantes de Fisioterapia.
Nivel de actividad	Sedentario; categoría 1, baja, del International Physical Activity Questionnaire versión corta (IPAQ) (Toloza, 2007).

**Tabla 2:** Criterios de Exclusión.

IMC	Menor a 18,50 Kg/m <sup>2</sup> o superiores a 25.00 Kg/m <sup>2</sup> .
ROM	Rangos disminuidos o aumentados de movimiento en extremidades inferiores, de acuerdo con lo establecido como normalidad.
Fuerza Muscular	Porcentajes < al 100% según escala Kendall's. (Piedras-Jorge, 2010).
Condiciones músculo esqueléticas	Fracturas menores a un año de antigüedad en columna o extremidades, desgarró muscular en columna o extremidades menor a 1 año. Luxaciones menores a 1 año en extremidades y columna
Marcha	personas que requieran de algún



	tipo de ayuda técnica
Cirugía	Personas con antecedentes de cirugía en columna o extremidades inferiores
Lateralidad	Se excluyó a personas que sea zurdas. (Veale, 2014).
Condiciones especiales	personas con trastornos psiquiátricos o personas que no puedan usar electrodos de superficie

Las variables en este estudio fueron la amplitud de señal y porcentaje de activación muscular (Tabla N°3), ambos medidos por EMG y analizados con el software MatLab (Barre, 2014).

**Tabla 3:** Variables de estudio

Medición	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Amplitud de la señal	Cuantitativa	Continua	mV
Porcentaje de activación muscular	Cuantitativa	Continua	%

Los materiales utilizados fueron: Electromiógrafo DELSYS Bagnoli – 16 EMG System y un acelerómetro de 3 ejes (Pizzolato, 2017).

Los participantes fueron citados la primera semana de mayo y la segunda de septiembre del 2022, en el Campus Providencia de la Universidad de las Américas. El día de la citación firmaron el consentimiento informado.

Las mediciones se tomaron en 2 etapas: Etapa 1, se determinó el miembro inferior (MMII) dominante y la amplitud EMG de la máxima fuerza generada por los participantes, siendo esta medida el 100% (valor de referencia). La contracción máxima voluntaria se evaluó a través de dinamometría. Con esto se logró calcular la amplitud de activación muscular normalizada en relación con el máximo obtenido durante la contracción voluntaria máxima (CVM).

Para lo anterior, se colocaron los electrodos en los siguientes músculos: Glúteo mayor (GM), Glúteo

medio (Gm), Bíceps femoral (BF), Gastrocnemio lateral (GL), Soleo (S), Recto anterior (RA), Vasto medial (VM) y Tibial anterior (TA). Los electrodos se ubicaron según el protocolo descrito por la SENIAM. Etapa 2, se procedió a posicionar los electrodos (Figura 1) y el acelerómetro (éste último en el talón del MMII dominante de los participantes), el cual delimitaba el ciclo de marcha (Stegeman, 2007).

**Figura 1:** Posicionamiento de los electrodos



Finalmente, se les solicitó a los participantes realizar el gesto de marcha en 3 oportunidades, caminando sobre una superficie de 10 metros de longitud.

## RESULTADOS

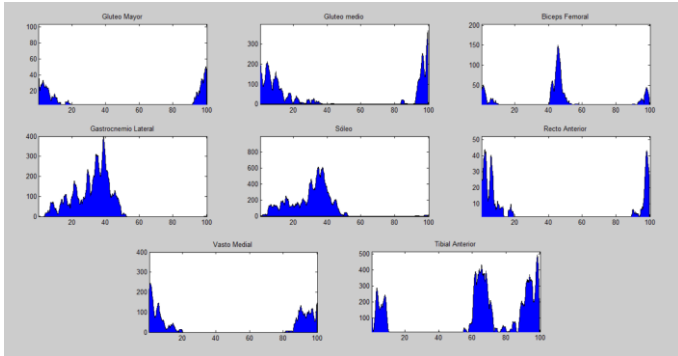
En primer lugar, se ponderaron las características generales de la muestra cómo; la edad, peso, altura e IMC, tal como se muestra en la tabla N°3

**Tabla 3:** características de la muestra.

	Edad (años)	Masa (Kgr)	Altura (cms)	IMC
Media	21,4 ± 1,8	79,2 ± 4,3	176,1 ± 5,2	25,4 ± 2,1
Mediana	20	88,8	178	23,2

### Perfil de activación muscular

Tras promediar la actividad muscular de toda la muestra, se obtuvieron los perfiles de activación muscular mediante el procesamiento descrito, estos corresponden a los patrones cíclicos de actividad muscular durante la marcha, tal como se muestra en la figura 2.

**Figura 2:** Perfil de activación muscular

#### Porcentaje de activación muscular

Al analizar los datos que se desprenden de la figura 2, se pueden describir los porcentajes de activación muscular y las fases de la marcha. En relación con esto, se aprecia que la actividad muscular del glúteo mayor aparece desde la fase de contacto inicial hasta el apoyo medio (AM) (20 %) y una segunda activación desde la fase de oscilación final (OF) (92%) hasta el siguiente contacto inicial (100 % del ciclo), teniendo en cuenta que el 0 y el 100 % corresponden al mismo evento cinemático dentro del ciclo, es posible decir que la actividad muscular también es la misma, por lo tanto, el período de actividad del glúteo mayor va desde la oscilación final hasta apoyo medio (92 - 20 %). El músculo glúteo medio presenta una activación desde la oscilación media (OM) hasta el apoyo final (AF) (83-38%). El bíceps femoral presentó un patrón con dos activaciones dentro del mismo ciclo, el primero va desde el apoyo final hasta el término de la fase previa a la oscilación (PO) (40-60%) y luego desde la oscilación final hasta el término de la fase de respuesta a la carga (RC) (90-10%). El gastrocnemio lateral mostró una activación, desde la respuesta a la carga hasta la fase previa a la oscilación (3-53%). El músculo sóleo se activa desde la fase de oscilación final hasta la fase previa a la oscilación (92-52). El recto anterior se activa desde la fase de oscilación final hasta la fase de apoyo medio (90-20%). Por otro lado, el músculo vasto medial se activa una vez durante el ciclo, desde la fase de oscilación media hasta la fase de apoyo medio (80-21%). Finalmente, el músculo tibial anterior se activa desde la fase previa a la oscilación hasta el término de la fase de respuesta a la carga (58-10%). Todo lo anterior se refleja en la tabla N°4.

**Tabla 4:** Porcentajes de activación muscular y número de activaciones durante el ciclo de marcha.

Músculo	Porcentajes de Activación muscular	N° activaciones
GM	OF - AM (92-20%)	1
Gm	OM - AF (83-38%)	1
BF	AF - PO, OF - RC (40-60%, 90-10%)	2
GL	RC - PO (3-53%)	1
S	OF - PO (92-52%)	1
RA	OF - AM (90-20%)	1
VM	OM - AM (80-21%)	1
TA	PO - RC (58-10%)	1

Nota: GM: glúteo mayor, Gm: glúteo medio, BF: bíceps femoral, GL: gastrocnemio lateral, S: sóleo, RA: recto anterior, VM: vasto medial, TA: tibial anterior. OF: oscilación final, AM: apoyo medio, OM: oscilación media, AF: apoyo final, PO: fase previa a la oscilación, RC: respuesta a la carga.

#### Amplitud de la Señal

Los indicadores que se presentan en la tabla N°5, representan los valores porcentuales en que se activan los músculos antes mencionados, según su contracción voluntaria máxima, donde se logra apreciar que el músculo que obtiene el menor porcentaje de activación es el vasto medial, mientras que el músculo que más se activa es el Sóleo.

**Tabla 5:** porcentajes de amplitud de señal muscular.

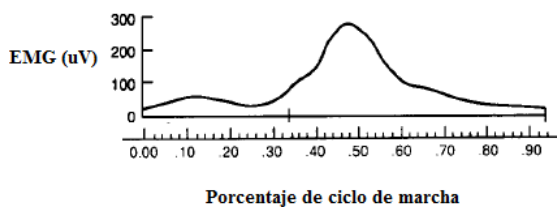
Músculo	Amplitud de la Señal
GM	15%
Gm	13%
BF	23%
GL	30%
S	33%
RA	14%
VM	11%
TA	23%



## DISCUSIÓN

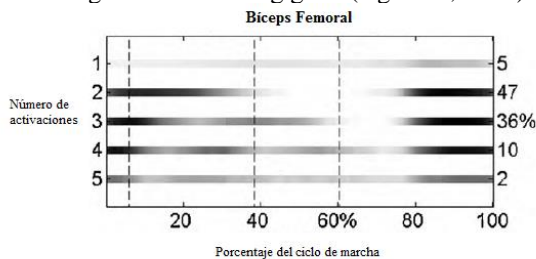
Expuestos los resultados, encontramos similitudes en el periodo de activación de la mayoría de los músculos evaluados en relación con la literatura expuesta en el marco teórico de esta investigación. Sin embargo, hemos encontrado que la activación del músculo bíceps femoral durante el 40 al 60% del ciclo de marcha, no se describe en perfiles de activación de las investigaciones de Neumann (2010). En cambio, Benedetti. et al y White et. al sí comparten este perfil de activación (Agostini, 2010; Benedetti, 2012; White, 1989, 1992). (figura 3 y 4).

Figura 3: Predicting Muscle Forces in Gait from EMG Signals and Musculotendon Kinematics” (White, 1992)



Las causas de esta variación las desconocemos, sin embargo, creemos que la diferencia de estos hallazgos puede deberse a la falta de un protocolo previo al año 1996, cuando comenzó a regir la SENIAM como norma internacional para el posicionamiento de los electrodos en la utilización de EMGs.

Figura 4: “Normative EMG activation patterns of school-age children during gait” (Agostini, 2010)



Los estudios que analizaron la actividad muscular con EMGs son previos al año 1996, por lo que no se había establecido aún un protocolo universal de posicionamiento de los electrodos que coincida de forma lógica con la anatomía musculoesquelética.

Consideramos que la distribución azarosa y subjetiva de los electrodos por parte de los autores puede haber influido en el resultado final del perfil de activación muscular. De hecho, Winter (1994) indica que el posicionamiento de los electrodos es un factor que puede ser determinante a la hora de recopilar la señal electromiográfica de un músculo en específico, pudiendo existir diferencias en la metodología de procesamiento de la señal, esto debido a la utilización de diversas técnicas para obtener la señal procedente de las unidades motoras reclutadas. En nuestra investigación se analizaron los datos con el software MatLab © versión 7.10.0, el filtrado mediante ICA, utilizando el algoritmo FastICA (Chen, 2015). Y la transformada de Hilbert (Andrade, 2008), representando sólo el espectro positivo de la señal; Los criterios de exclusión también resultan ser determinantes para la realización de este estudio, ya que incluimos sujetos que no han tenido lesiones ni cirugías previas en la columna lumbar y miembros inferiores en el último año, asegurando así que el perfil de activación muscular durante la marcha no se vea influenciado por alguno de estos eventos. Muchos de los estudios que conforman nuestro marco teórico no consideran lesiones previas, lo cual resulta ser un error de procedimiento clave, ya que las lesiones influyen en la biomecánica del gesto, por lo que se podría obtener un perfil de actividad muscular que no representa la normalidad del sujeto.

El perfil de activación en este estudio fue desarrollado en base al pie dominante del sujeto. se define pie dominante como: el miembro inferior con mayor dominancia o destreza para realizar actividades, como por ejemplo las de carácter deportivo, que incluyen el salto o el fútbol. Esto permite que la señal captada venga de un patrón de movimiento con mayor control dado por la extremidad dominante a expensas de un patrón proveniente de la extremidad no dominante, esto según Ounpuu (1994).

Algunos de los estudios analizados, no describen en qué miembro inferior se realizó la medición de la señal muscular, siendo que en otros estudios si se describe que fue de forma bilateral, o en el miembro inferior derecho por conveniencia. En función de lo anterior, podemos suponer que la discrepancia de los resultados de activación de bíceps femoral podrían verse influenciados por el análisis de la señal



proveniente del pie dominante o del no dominante (Trinler, 2019; Wang, 2001). Finalmente, las variables quizás más importantes que consideramos pueden influir en que en los estudios descritos no se encuentre actividad del bíceps femoral mientras que en el presente estudio si existen, tales como el peso, la altura, la edad, el índice de masa corporal (IMC), y el género del sujeto, que serán responsables en la biomecánica y las características espacio temporales durante la realización del gesto motor. La edad, por ejemplo, determinará si el patrón de marcha es maduro o no, esto porque a los ocho años (aproximadamente) se alcanza un patrón maduro de marcha. También la edad influye en los parámetros temporo espaciales, por lo que la marcha de un adulto joven de 25 años no será la misma a la de un adulto mayor, además existen variables anatómicas entre estos sujetos que podrían disponer de un perfil de activación muscular distinto entre ambos (Yusuf, 2019).

El género también resulta ser un factor que puede determinar la variabilidad en la señal electromiográfica (Yusuf, 2019). Es conocida la amplia gama de diferencias anatómo-biomecánicas entre un hombre y una mujer, y algunos de estos estudios analizan la señal de ambos, considerándolas para un mismo promedio, lo cual resulta ser una práctica errada. También hay estudios que no especifican el género del sujeto.

Considerando lo anterior, podemos deducir que hay variantes que pueden afectar la interpretación final de la señal, y por lo tanto dudar su confiabilidad. Aun así, en este estudio la actividad que muestra el músculo bíceps femoral es legítima en cuanto a su perfil de activación, ya que se siguieron los protocolos estandarizados para la utilización de EMGs. Sin embargo, hubo un factor que no fue analizado en nuestro estudio, y que tampoco fue considerado en los estudios que conforman este marco teórico, la longitud muscular.

Un músculo con disminución de su longitud, comparativamente con el contralateral, en términos de electromiografía presentan una actividad en un menor tiempo a la de un músculo con longitud normal, es decir, se activan más rápido y con mayor intensidad. Es posible entonces, que, dentro de la población analizada, se encontrará un amplio rango

de sujetos con disminución de longitud del músculo bíceps femoral, lo que explicaría su activación intensa en el apoyo final.

Es preciso también analizar las posibles causas por las cuales bíceps femoral presentaría activación en este intervalo del ciclo de marcha. Con respecto a esto, como hemos visto, durante el 40% al 60% del ciclo de marcha, se produce la fase de apoyo final y previo a la oscilación, aquí la activación del músculo bíceps femoral puede estar justificada en que este tipo de población necesita un mayor torque en la flexión de rodilla, con respecto a las poblaciones analizadas en otros estudios, para lograr despegar la extremidad del suelo y llevarla a la fase de oscilación (Silva, 2020).

Los profesionales que se dedican a la reeducación de la marcha encontrarán en nuestro estudio se verán beneficiados, dado que se deberá considerar en la fase apoyo final no solo gastrocnemio y soleo para la propulsión, sino que también el bíceps femoral, aspecto que es crucial en la rehabilitación del gesto en cuestión, ya que las pautas de intervención podrían incluir este músculo a la hora de favorecer la osteocinematología típica en las actividades que involucren la marcha.

Para el clínico o tratante el efecto de su intervención podrá ser medido con parámetros conocidos, evaluando y reeducando el gesto de la marcha con un perfil adaptado a nuestra población, disminuyendo la variabilidad de los resultados de la terapia, debido a que estará en su conocimiento un perfil de activación muscular de referencia para la población chilena.

## CONCLUSIONES

La actividad muscular de las personas evaluadas no es distinta a lo que menciona la literatura, sin embargo, en el músculo bíceps femoral se observan dos momentos de activación, uno del 40% al 60% y otro del 90% al 100%.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a Hernán Cañon, Director de Investigación de la Universidad de las Américas, a Juan Castillo, Director Académico de Campus La Florida de la Universidad de las Américas, a Andrés



Orellana Director de Escuela de Kinesiología de la Universidad de las Américas y a Denisse Concha Secretaria Académica de la Escuela de Kinesiología de la Universidad de las Américas, por el apoyo entregado al equipo investigador en la realización del presente estudio.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Agostini, V., Nascimbeni, A., Gaffuri, A., Imazio, P., Benedetti, M. G., & Knaflitz, M. (2010). Normative EMG activation patterns of school-age children during gait. *Gait & posture*, 32(3), 285-289.
2. Andrade, A. O., Kyberd, P., & Nasuto, S. J. (2008). The application of the Hilbert spectrum to the analysis of electromyographic signals. *Information Sciences*, 178(9), 2176-2193.
3. Barre, A., & Armand, S. (2014). Biomechanical Toolkit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Computer methods and programs in biomedicine*, 114(1), 80-87.
4. Benedetti, M. G., Agostini, V., Knaflitz, M., & Bonato, P. (2012). Muscle activation patterns during level walking and stair ambulation. *Applications of EMG in clinical and sports medicine*, 8(2), 117-130.
5. Chen, M., & Zhou, P. (2015). A novel framework based on FastICA for high density surface EMG decomposition. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(1), 117-127.
6. Muñoz-Cofré, R., Medina-González, P., & Escobar-Cabello, M. (2016). Análisis del comportamiento temporal de variables fisiológicas y de esfuerzo en sujetos instruidos en la prueba de marcha de 6 minutos: complemento a la norma de la Sociedad Americana del Tórax. *Fisioterapia*, 38(1), 20-27.
7. Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation. *Mosby & Elsevier*.
8. Nuin Amuriza, I. (2015). Electromiografía de superficie (EMGs) en el diagnóstico y detección de la fatiga en ciclistas.
9. Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine*, 13(4), 843-863.
10. Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed. *California: Slack*.
11. Piedras-Jorge, C., Meléndez-Moral, J. C., & Tomás-Miguel, J. M. (2010). Beneficios del ejercicio físico en población mayor institucionalizada. *Revista española de Geriatría y Gerontología*, 45(3), 131-135.
12. Pizzolato, S., Tagliapietra, L., Cognolato, M., Reggiani, M., Müller, H., & Atzori, M. (2017). Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks. *PloS one*, 12(10), e0186132.
13. Silva, L. M., & Stergiou, N. (2020). The basics of gait analysis. *Biomechanics Gait Analy*, 164, 231.
14. Sousa, A. D., & Tavares, J. M. R. (2010). A marcha humana: uma abordagem biomecânica. In *I International Congress of Health Gaia-Porto*.
15. Stegeman, D., & Hermens, H. (2007). Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Enschede: Roessingh Research and Development*, 10, 8-12.
16. Toloza, S. M., & Gómez-Conesa, A. (2007). El Cuestionario Internacional de Actividad Física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, 10(1), 48-52.
17. Trinler, U., Schwameder, H., Baker, R., & Alexander, N. (2019). Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. *Journal of biomechanics*, 86, 55-63.
18. Vázquez, S. C., Gómez, F. P., Vadillo, A. Á., & Rodríguez, L. P. R. (2003). Análisis de la





- marcha. Factores Moduladores. *Biociencias*, 1, 20.
19. Veale, J. (2014). Edinburgh handedness inventory- Short Form: A revised versión based on confirmatory factor analysis. *Laterality*, 19(2), 164-177.
  20. Wang, J., Dai, Y., Kang, T., & Si, X. (2021, August). Research on Gait Recognition Based on Lower Limb EMG Signal. In *2021 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)* (pp. 212-217). IEEE.
  21. White, S. C., Yack, H. J., & Winter, D. A. (1989). A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates. *Journal of biomechanics*, 22(8-9), 885-893.
  22. White, S. C., & Winter, D. A. (1992). Predicting muscle forces in gait from EMG signals and musculotendon kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(4), 217-231.
  23. Winter, D. A., Fuglevand, A. J., & Archer, S. E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1), 15-26.
  24. Yusuf, S. I., Adeshina, S., & BOUKAR, M. M. (2019, December). Parameters for Human Gait Analysis: A Review. In *2019 15th International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO)* (pp. 1-4). IEEE.

