

Análisis de la marcha, equilibrio y sensibilidad periférica en adultos mayores con diabetes mellitus tipo 2: un estudio de casos y controles

Gait, balance and peripheral sensitivity analysis in elderly people with type 2 diabetes mellitus: a case-control study

Análise da marcha, equilíbrio e sensibilidade periférica em idosos com diabetes mellitus tipo 2: um estudo caso-controle

GONZALO GIANNEECHINI⁽¹⁾, CAROLINA AGUIAR⁽¹⁾, MORENA BUENO⁽¹⁾, BAUTISTA CAPORALE⁽¹⁾, GEAN CASTILLO⁽¹⁾, SOFIA CHINAZZO⁽¹⁾, ABRIL GODIÑO⁽¹⁾, BRUNO MENDAÑA⁽¹⁾, PEDRO SAWCZUK⁽¹⁾, MATHIAS TORRES⁽¹⁾, RENATA L. BONA⁽¹⁾, CARLO M. BIANCARDI⁽¹⁾

(1) LIBIAM. Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento, Departamento de Ciencias Biológicas, CENUR Litoral Norte, Universidad de la República. Paysandú, Uruguay. Florida 1065, 60000.

Correos electrónicos:

gonzalooo9393@gmail.com,
caroaguiarf@gmail.com,
morenabueno65@gmail.com,
bautistacapo200010@gmail.com,
geancarlosct2015@gmail.com,
sofichinazzo13@gmail.com,
abril.god2002@gmail.com,
bruno1246@gmail.com,
pedroignaciosawczuk@gmail.com,
correomaty2@gmail.com,
rbona@cup.edu.uy,
cbiancardi@cup.edu.uy

ORCID: 0000-0003-4535-9124
ORCID: 0009-0002-6003-8206
ORCID: 0009-0004-4328-3204
ORCID: 0009-0003-4031-870X
ORCID: 0009-0006-6650-5847
ORCID: 0009-0005-3293-1859
ORCID: 0009-0003-8934-8539
ORCID: 0009-0005-3985-6353
ORCID: 0009-0000-2701-5446
ORCID: 0000-0003-4343-7336
ORCID: 0000-0002-5566-3958

RESUMEN

Este estudio tuvo como objetivo identificar alteraciones funcionales, sensoriales y biomecánicas en adultos mayores con diabetes mellitus tipo 2 (DM2) sin neuropatía periférica clínica. Se realizó un estudio observacional, analítico, de casos y controles en el Laboratorio LIBIAM del CENUR L.N. en Paysandú (UY). Participaron 18 pacientes con DM2 (GE, 69 ± 3,5 años) y 22 controles (GC, 68,5 ± 3,5 años) pareados por edad y género. La evaluación incluyó pruebas funcionales (SPPB), sensibilidad protectora con monofilamentos Semmes-Weinstein, análisis cinemático y metabólico de la marcha sobre cinta rodante a diferentes velocidades. En los análisis estadísticos se empleó un nivel de significancia de $p < 0,05$.

El grupo GE mostró menor velocidad autoseleccionada ($1,05 \pm 0,14$ m/s vs. $1,20 \pm 0,20$ m/s; $p = 0,041$) y mayor proporción de respuestas anormales al monofilamento de 4 g (27,8% vs. 0%; $p = 0,015$). En la marcha, presentaron menor frecuencia de pasos ($p = 0,0017$), mayor tiempo relativo de apoyo ($p = 0,0345$) y desacoplamiento entre frecuencia y longitud de paso, sin diferencias en el costo metabólico ni en la eficiencia mecánica.

Estos resultados evidencian alteraciones subclínicas en la función neuromuscular y sensorial en DM2, pese a la preservación del mecanismo pendular y del costo energético. La detección temprana de estos cambios puede guiar intervenciones preventivas orientadas a mantener la movilidad y reducir riesgos en esta población.

Palabras clave: marcha, diabetes mellitus tipo 2, consumo de oxígeno, trabajo mecánico, envejecimiento

ABSTRACT

This study aimed to identify functional, sensory, and biomechanical alterations in older adults with type 2 diabetes mellitus (T2DM) without clinical peripheral neuropathy. An observational, analytical case-control study was conducted at the LIBIAM Laboratory, CENUR L.N., in Paysandú (Uruguay). Eighteen patients with T2DM (experimental group, EG, 69 ± 3.5 years) and twenty-two age- and gender-matched controls (control group, CG, 68.5 ± 3.5 years) participated. Assessments included functional tests (SPPB), protective sensitivity using Semmes-Weinstein monofilaments, and kinematic and metabolic gait analysis on a treadmill at different speeds. Statistical analyses used a significance level of $p < 0.05$.

The EG showed a lower self-selected walking speed (1.05 ± 0.14 m/s vs. 1.20 ± 0.20 m/s; $p = 0.041$) and a higher proportion of abnormal responses to the 4 g monofilament (27.8% vs. 0%; $p = 0.015$). During gait, they exhibited lower step frequency ($p = 0.0017$), longer relative stance time ($p = 0.0345$), and a decoupling between step frequency and length, with no differences in metabolic cost or mechanical efficiency.

These findings reveal subclinical neuromuscular and sensory impairments in T2DM, despite preservation of pendular mechanics and energy cost. Early detection of these changes may guide preventive interventions aimed at maintaining mobility and reducing risks in this population.

Key words: gait, type 2 diabetes mellitus, oxygen consumption, mechanical work, aging

RESUMO

Este estudo teve como objetivo identificar alterações funcionais, sensoriais e biomecânicas em adultos idosos com diabetes mellitus tipo 2 (DM2) sem neuropatia periférica clínica. Foi realizado um estudo observacional, analítico, de casos e controles no Laboratório LIBIAM do CENUR L.N., em Paysandú (Uruguai). Participaram 18 pacientes com DM2 (grupo experimental, GE, 69 ± 3,5 anos) e 22 controles pareados por idade e sexo (grupo controle, GC, 68,5 ± 3,5 anos). A avaliação incluiu testes funcionais (SPPB), sensibilidade protetora com monofilamentos Semmes-Weinstein e análise cinemática e metabólica da marcha em esteira em diferentes velocidades. As análises estatísticas adotaram nível de significância de $p < 0,05$.

O grupo GE apresentou menor velocidade de marcha autoseleccionada ($1,05 \pm 0,14$ m/s vs. $1,20 \pm 0,20$ m/s; $p = 0,041$) e maior proporção de respostas anormais ao monofilamento de 4 g (27,8% vs. 0%; $p = 0,015$). Na marcha, apresentaram menor frequência de passos ($p = 0,0017$), maior tempo relativo de apoio ($p = 0,0345$) e desacoplamento entre frequência e comprimento do passo, sem diferenças no custo metabólico nem na eficiência mecânica.

Esses resultados evidenciam alterações subclínicas na função neuromuscular e sensorial na DM2, apesar da preservação do mecanismo pendular e do custo energético. A detecção precoce dessas mudanças pode orientar intervenções preventivas voltadas à manutenção da mobilidade e à redução de riscos nessa população.

Palavras-chave: marcha, diabetes mellitus tipo 2, consumo de oxigênio, trabalho mecânico, envelhecimento

INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) describe la diabetes mellitus de tipo 2 como una epidemia⁽¹⁾. Se estima que más de 180 millones de personas en todo el mundo tienen diabetes y que este número es probable que se duplique para el 2030⁽²⁾. La diabetes mellitus tipo 2 (DM2) es el tipo más común de diabetes, por lo general ocurre en adultos, pero va en aumento su frecuencia en niños y adolescentes⁽³⁾. La DM2 puede dar origen a múltiples complicaciones agudas (cetoacidosis y coma hiperosmolar), crónicas microvasculares (nefropatías, retinopatías y neuropatías) y macrovasculares (cardiopatías coronarias, enfermedades cerebrovasculares, vasculares periféricas y amputaciones)⁽⁴⁾. Sin embargo, la complicación más frecuente de la DM2 es la neuropatía periférica (NP)^(5, 6). Se estima que la prevalencia e incidencia de la NP clínicamente significativa en América Latina es cercana al 50%; sin embargo, se pueden demostrar alteraciones electrofisiológicas en casi 100% de los diabéticos, aunque en muchos de estos pacientes la neuropatía es subclínica⁽⁷⁾. En la NP, el componente sensitivo de la alteración neurológica disminuye o elimina la capacidad del paciente para percibir la presencia de un traumatismo en la superficie plantar del pie. Se pierde la sensación protectora, que incluye la percepción del dolor, la presión y la temperatura⁽⁷⁾. Dentro de la evaluación clínica de la neuropatía se incluyen las pruebas funcionales del nervio periférico, las pruebas psicósomáticas sensoriales, la valoración de los reflejos osteotendinosos y la determinación de los síntomas neurológicos. Entre las pruebas psicósomáticas sensoriales se encuentra la medición de la percepción de vibración, en la que se utiliza un diapasón, y la detección de la pérdida de la sensación protectora, mediante el uso de monofilamentos⁽⁷⁾. Para explorar la sensibilidad cutánea a través de la prueba de monofilamento Semmes-Weinstein, se utilizan puntos clave como los pulpejos del primer, tercer y quinto dedo, así como el talón, regiones críticas en las fases de prebalanceo y contacto inicial de la marcha. La prueba del monofilamento de Semmes-Weinstein (S-W) es útil para identificar pacientes con riesgo de complicaciones en las extremidades inferiores⁽⁸⁾. La prueba es rápida y económica⁽⁹⁾, y tiene una sensibilidad del 95-100% y una especificidad del 80%⁽¹⁰⁾. La NP, además de afectar a los nervios sensitivos y autonómicos, afecta a los nervios motores. Consecuentemente, existen complicaciones a nivel de la marcha y la capacidad funcional de los músculos⁽⁷⁾. Con frecuencia, el reflejo del tendón de Aquiles está reducido o ausente, y la piel del pie es seca debido a la frecuente disfunción autonómica periférica concomitante. La fuerza muscular también puede reducirse en la DM2^(11, 12). Las personas con DM2 tienen 15 veces más probabilidad de que informen de que han sufrido una lesión relacionada con una caída durante la estancia y la marcha, en comparación con las personas sin diabetes⁽¹³⁾. Se sabe que los DM2 tienen

menor velocidad de marcha y amplitud de paso cuando se les pide que caminen sobre una superficie plana y recta^(14, 15). Una menor sensibilidad de los pies y mayor IMC se relacionan con mayor alteración de los parámetros de la marcha y el equilibrio en adultos mayores de 65 a 75 años de edad con DM2⁽¹⁶⁾. En adultos con DM2 y NP, se ha observado una reducción en los picos de impacto en el talón durante la marcha. Esta disminución podría interpretarse como una estrategia de autocuidado, orientada a minimizar el riesgo de lesiones y prevenir la formación de úlceras plantares. Sin embargo, tales adaptaciones pueden comprometer la eficiencia de la marcha y afectar negativamente la independencia funcional del paciente⁽¹⁷⁾.

Estudios previos que han considerado la biomecánica de caminar han demostrado que adultos sanos prefieren caminar a una velocidad seleccionada por ellos mismos (VAS, velocidad autoseleccionada) que coincide con la velocidad óptima, o de mínimo costo metabólico de transporte (CT)^(18, 19, 20). Desde el punto de vista mecánico, la marcha puede describirse con el modelo de péndulo invertido⁽²¹⁾; la energía potencial gravitacional aumenta durante la primera fase del apoyo y la energía cinética disminuye. En la segunda fase del apoyo la energía potencial disminuye y la energía cinética aumenta. De esta manera, la energía cinética y la energía potencial se encuentran en oposición de fase, favoreciendo una interconversión entre ellas. La medida que cuantifica esta reconversión es denominada *recovery* (R%)^(22, 23). En la velocidad óptima, el R% es máximo, y el CT, la energía metabólica necesaria para desplazar una unidad de masa por una unidad de distancia, es mínimo^(18, 24). En individuos sanos el CT aumenta en los adultos mayores, aunque la velocidad óptima de marcha se mantenga constante a pesar de la edad⁽²⁵⁾. Aparentemente, en adultos mayores sanos, la velocidad presenta patrones mecánicos similares a los de los jóvenes, mientras que la contribución metabólica parece ser la responsable de la menor economía^(19, 25, 26).

Cuando se comparan con individuos sanos los pacientes con DM2 sin NP se ha observado una leve reducción de la VAS, dependiendo del sujeto edad, adiposidad o aptitud física^(5, 14, 15, 27). En pacientes con DM2 y neuropatía y/o nefropatía y/o retinopatía, es conocido que la VAS es menor que la velocidad óptima⁽²⁸⁾. La menor velocidad de marcha, espontáneamente elegida, se asocia con modificaciones espacio-temporales, como un paso de corta longitud, una fase de postura más larga con más co-contracciones, y menores rangos de movimiento de las articulaciones en comparación con un control^(5, 14, 27). Cambios en los patrones de caminata de los pacientes con DM2 que no tienen NP ha demostrado ser responsable del mayor gasto de energía al caminar. Comparados con sujetos sanos (control), personas con DM2 muestran una mayor tasa metabólica neta⁽²⁹⁾ y un mayor costo de transporte⁽¹⁵⁾. Los

sujetos con DM2, presentan una longitud de paso menor, y una cadencia mayor. La disminución de la longitud de los pasos mediante el aumento de la frecuencia de los mismos puede ser el resultado de una adaptación hecha por los pacientes con DM2 para aumentar la estabilidad al caminar. Sin embargo, estas adaptaciones podrían aumentar el trabajo interno necesario para mover las extremidades inferiores y, por lo tanto, pueden ayudar a explicar el mayor costo de caminar observado entre los pacientes con DM2⁽³⁰⁾. Estudios en otras poblaciones con diferentes enfermedades han evidenciado alteraciones en la eficiencia del modelo pendular de la marcha^(19, 20, 26), pero nunca en diabéticos.

Estudios han demostrado que los patrones de caminar de los pacientes con DM2 se caracterizan por niveles más altos de activación muscular y co-contracciones de los músculos antagonistas en la articulación del tobillo (es decir, sóleo, gastrocnemio y tibialis anterior) y las articulaciones de la rodilla (vasto medial y bíceps femoral) durante la fase de postura en comparación con los sujetos de control^(5, 31). La mayor co-contracción en los miembros inferiores durante la marcha es encontrada también en adultos mayores sin cambios centrales o periféricos: estas alteraciones de los patrones de actividad muscular podrían ser una estrategia activa para mejorar la estabilidad, en particular en la articulación del tobillo, disminuyendo la movilidad de la articulación, como lo sugieren Winter y Yack⁽³²⁾. La estrategia de mayor co-contracción genera menor amplitud articular y por consecuencia mayor demanda metabólica^(19, 25, 26). Al mismo tiempo, algunos estudios han mostrado una reducción de la extensibilidad del tendón de Aquiles para los diabéticos⁽³¹⁾. De hecho, la diabetes, y más precisamente la glicación del colágeno en el tejido (relacionada con la exposición a la hiperglucemia), parece conducir a una mayor rigidez de los tendones⁽³³⁾. Rao y cols. encontraron menor momento flexor del tobillo en DM2 con NP al comparar con adultos mayores sin alteraciones⁽³⁴⁾. Aunque este aumento de la rigidez de los tendones se relaciona con la búsqueda de la estabilidad al caminar⁽³⁵⁾, también puede participar en el aumento de la tasa metabólica neta observada en pacientes con DM2 durante la caminata. De hecho, en sujetos sanos, el tendón de Aquiles juega un papel importante en el ahorro de energía al caminar⁽³⁶⁾. Estos cambios en la fuerza y calidad de los músculos se han demostrado que son importantes contribuyentes en la alteración de la velocidad de marcha entre los pacientes con DM2⁽³⁷⁾. Además, los pacientes con DM2 también parecen tener menos fuerza muscular en los miembros inferiores que los sujetos de control⁽³⁸⁾ lo que podría explicar en parte su mayor tasa metabólica. La menor longitud de paso y VAS, juntos con el menor pico de impacto y el menor momento flexor del tobillo, pueden ser estrategias utilizadas por pacientes con DM2 y NP para prevenir úlceras, caídas y desequilibrios.

En el contexto de la diabetes tipo 2, incluso en ausencia de lesiones evidentes, se identifican alteraciones neuromusculares y sensoriales que afectan la calidad del movimiento en adultos mayores. La batería de pruebas funcionales (SPPB) incluye tres evaluaciones diferentes: equilibrio, velocidad al caminar y levantarse y sentarse en una silla cinco veces. La prueba SPPB es una herramienta que se utiliza para evaluar la función de las extremidades inferiores, que incorpora el equilibrio, la velocidad de la marcha y la capacidad de levantarse de una silla, y se utiliza en diversas patologías⁽³⁹⁾. Los estudios han demostrado que las puntuaciones SPPB están asociadas con resultados adversos para la salud, lo que las convierte en una herramienta valiosa para evaluar la función física de los adultos mayores⁽³⁹⁾. En el contexto de la DM2, la prueba SPPB se utiliza para evaluar la función física y su deterioro, que es una complicación común de la enfermedad⁽⁴⁰⁾. La puntuación SPPB predice fuertemente el riesgo de mortalidad, lo que demuestra la importancia de la función física para evaluar los resultados generales de salud⁽⁴¹⁾. Puntuaciones más bajas indicarían una función física deteriorada, que puede atribuirse, en el caso de diabéticos, a la neuropatía diabética y otras complicaciones⁽⁴⁰⁾. Otra característica que puede cambiar en DM2 es la sensibilidad. Cuando ocurre la ausencia de la sensibilidad protectora al monofilamento S-W, en las pruebas de sensibilidad protectoras, puede ser suficiente para diagnosticar neuropatía periférica diabética⁽⁴²⁾. La detección regular con la prueba del monofilamento de S-W permite una intervención temprana y la implementación de medidas preventivas⁽⁴³⁾.

El objetivo de la presente investigación es comparar parámetros espacio-temporales, velocidad autoseleccionada (VAS), biomecánicos (eficiencia del mecanismo pendular, trabajo mecánico interno, externo y total) y fisiológicos (costo de transporte - CT), pruebas de sensibilidad y funcionales en grupo de pacientes con DM2 y grupo de controles (sin DM2). La hipótesis planteada es que en el grupo con DM2 tendrá cambios en los parámetros espacio-temporales, menor eficiencia pendular, mayor CT, menor equilibrio y VAS, mayor tiempo para sentarse y levantarse cuando se compara con el grupo de controles.

MATERIALES Y MÉTODOS

El diseño de este estudio es de tipo transversal analítico, con un grupo experimental (GE), constituido por personas con $11,7 \pm 4,5$ años de diagnóstico de DM2, y un grupo de control (GC) pareado por edad y género. En la selección de la muestra se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: glucemia $<90\text{mg/dl}$ y $>250\text{mg/dl}$ (tomados con hemoglucotest), úlceras o heridas en MMII (pie), evento isquémico (infarto) en el último año, retinopatías, amputaciones, enfermedad renal crónica (ERC), hemodializados, o cualquier otra lesión traumatológica u ortopédica que pudiera modificar el patrón de marcha o

enmascarar los resultados de los monofilamentos S-W, como hernias discales o procesos degenerativos entre las vértebras lumbares y sacras.

PARTICIPANTES

La selección de la muestra se realizó por conveniencia. Se colocaron carteles en el Centro Universitario Paysandú y se difundió la información a través de las redes sociales de la institución y de personas particulares. Un tamaño muestral de 34 participantes (17 GE y 17 GC) fue calculado con el software G*Power⁽⁴⁴⁾, en base a los datos del estudio de Petrovic y otros⁽²⁹⁾. Se consideró una diferencia de 20% entre el GE y el GC con poder estadístico de 80% y nivel de significancia de 0,05 además de posibles pérdidas muestrales durante el estudio. El GE fue finalmente conformado por 18 personas (10F, 8M), el GC por 22 personas (11F, 11M). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos GE y GC en ninguna de las variables descriptivas resumidas en la **Tabla 1**. Diferencias significativas en el tamaño (altura y peso) entre los participantes de sexo femenino y masculino fueron abordadas a través de medidas normalizadas, como detallado más adelante.

Tabla 1. Estadísticas descriptivas de la muestra

Grupo	GE		CG		ANOVA		
Sexo	F	M	F	M	Entre grupos	Entre sexos	Grupo x Sexo
Edad (Años)	69 ± 4	69 ± 3	69 ± 4	67 ± 3	F = 0,703 p = 0,394	F = 0,703 p = 0,394	F = 0,568 p = 0,550
Peso (Kg)	75,5 ± 13,8	83,1 ± 8,7	69,5 ± 11,8	78,6 ± 8,2	F = 1,920 p = 0,174	F = 5,928 p = 0,020	F = 0,055 p = 0,816
Altura (cm)	159 ± 6	168 ± 5	156 ± 5	167 ± 4	F = 0,412 p = 0,525	F = 40,35 p < 0,001	F = 0,655 p = 0,423
IMC (kg/m ²)	29,4 ± 5,4	29,4 ± 2,7	28,2 ± 4,1	28,0 ± 3,5	F = 1,023 p = 0,319	F = 0,005 p = 0,945	F = 0,004 p = 0,950

GE es el grupo experimental, GC es el grupo de controles, IMC = Índice de masa corporal

Fuente: elaboración propia

Todos los participantes firmaron el consentimiento informado redactado según las indicaciones de la Declaración de Helsinki. El proyecto fue registrado en el Ministerio de Salud Pública de Uruguay bajo en N.763268, aprobado por el Comité de Ética del Centro Universitario Regional Litoral Norte, Universidad de la República (EXPE N. 311170-000588-20).

PRUEBAS FUNCIONALES

Capacidad funcional: Se utilizó el test de Guralnik o también llamada Prueba SPPB (*Short Physical Performance Battery* - batería corta de rendimiento físico)⁽⁴⁵⁾. Esta prueba consiste en 3 tests: equilibrio, velocidad de la marcha, levantarse y sentarse en una silla 5 veces. En el test de equilibrio el participante intenta mantener 3 posiciones: pies juntos, semitándem y tándem durante 10 s cada uno. Estos subtests siguen una secuencia jerárquica. En el test de velocidad de la marcha, el participante anda a su ritmo habitual una distancia de 4 m. Este test se realiza 2 veces y se registra el tiempo más

breve. Finalmente, en el test de levantarse y sentarse en una silla 5 veces, el participante se levanta y se sienta en una silla 5 veces, de la forma más rápida posible, y se registra el tiempo total empleado. Cada test se puntúa de 0 (peor rendimiento) a 4 (mejor rendimiento): para el test de equilibrio según una combinación jerárquica del desempeño en los 3 subtests componentes y para los otros 2 tests se asigna una puntuación de 0 a aquellos que no completan o intentan la tarea y puntuaciones de 1 a 4 en función del tiempo empleado. Para la marcha > 8,70s es 1 punto, ≥ 6,21 e ≤ 8,70s son 2 puntos, ≥ 4,82 y ≤ 6,20s son 3 puntos, > 4,82s son 4 puntos. Para la prueba de sentar y levantar: > 60s es 0 puntos, ≥ 16,70s es 1 punto, ≥ 13,70 y ≤ 16,69s son 2 puntos, ≥ 11,20 e ≤ 13,69s son 3 puntos, ≤ 11,19s son 4 puntos. Además, se obtiene una puntuación total para toda la batería que es la suma de la de los 3 tests y que oscila entre 0 y 12⁽⁴⁶⁾.

Según el sumatorio obtenido en todas las pruebas, se clasifican a personas con limitación grave (cero a cuatro puntos), moderada (cuatro a seis puntos), leve (siete a nueve puntos) y con limitación mínima (10 a 12 puntos)⁽⁴⁷⁾.

Valoración de la VAS de marcha: en esta prueba se solicitaron los participantes a caminar a una velocidad confortable en un pasillo de 6 m (descartando 1m inicial y otro final para considerar la velocidad media de 4 metros en el tramo central). Se midió el tiempo y se calculó la VAS de cada participante. La VAS fue determinada por el promedio de 3 medidas obtenidas en el pasillo^(19, 20).

SENSIBILIDAD PROTECTORA

Para esta evaluación se utilizan los monofilamentos S-W⁽¹⁰⁾. Los monofilamentos S-W son fibras de nylon calibradas, de forma que su aplicación sobre la piel corresponde a una fuerza previamente determinada, la cual es independiente de la curvatura generada por la presión. De esta manera, pequeñas vibraciones o movimiento de la mano del examinador no influyen sobre la cantidad de fuerza ejercida. Se describen diversos tipos de monofilamentos, en los cuales se diferencian entre sí por el gramo de fuerza que ejerce cada uno sobre la superficie a evaluar. Los que se utilizaron en este test corresponden a monofilamentos S-W de 4 y 10 gramos⁽¹⁰⁾.

El participante se ubica en una camilla, posicionándose en decúbito supino con el área por evaluar en una posición cómoda. Antes de iniciar la prueba con el monofilamento, se le muestra el dispositivo y se le explica el procedimiento, para demostrar que es una sensación normal e indolora, debe realizarse un breve ensayo sobre su antebrazo o mano. Se solicita al voluntario que cierre los ojos durante la prueba. El monofilamento se sitúa perpendicular a la piel del sujeto, aumentando la presión hasta que muestre incurvación, cada aplicación debe durar 1 segundo. La valoración sensorial con el monofilamento se realizará sobre las áreas de mayor riesgo

de lesión en la piel. En este caso será el pie, evaluando la región plantar y dorsal. Con respecto a estas, se evaluaron 9 puntos en el sector plantar (Pulpejo del primer, tercer y quinto dedo; cabeza metatarsiana del primer, tercer y quinto dedo; flanco lateral y medial del centro del pie, talón) y uno en el sector dorsal (entre la base del primer y segundo dedo)⁽⁴⁰⁾. Estos sectores evaluados proveen una representación de diferentes nervios periféricos y dermatomas. Por lo tanto, esta técnica permite una exploración completa de la sensibilidad del pie cuyos resultados contienen importante información clínica. Si el individuo no responde afirmativamente en cuatro de los 10 sitios evaluados, la sensibilidad protectora en el pie debe ser considerada como "anormal". La prueba fue supervisada por un investigador (RB) con 10 años de experiencia en la clínica con pacientes con DM2 y amputaciones por DM2, con formación en su carrera en la aplicación y evaluación de los monofilamentos S-W.

ANÁLISIS DE MARCHA

Para el análisis de marcha se utilizó un protocolo sobre cinta caminadora (T2100, General Electric, EEUU), con cinco velocidades constantes calibradas sobre la VAS⁽¹⁹⁾. Los datos cinemáticos se recolectaron a través de un sistema de captura y análisis del movimiento (Vicon Motion System, Oxford, Reino Unido), equipado con 8 cámaras grabando a 100 Hz y se filtraron (Filtro pasa-bajo Butterworth de orden 4 y de retardo cero, con frecuencia de corte 6 Hz) y se exportaron para procesamiento a través de los softwares Vicon Nexus (versión 2.11) y Vicon ProCalc (versión 1.5). Los datos metabólicos fueron recolectados mediante un ergoespirómetro portátil (K5, Cosmed, Italia).

Primero los participantes fueron instruidos para presentarse con ropa y calzado cómodos para poder realizar las evaluaciones de marcha, y luego invitados a practicar en la cinta caminadora para familiarizarse con la tarea. En esta ocasión se determinó la VAS en la cinta, que normalmente es más baja de la VAS en desplazamiento libre^(19, 48). Sobre esta VAS se calcularon las 5 velocidades del protocolo experimental: V1 (VAS - 40%); V2 (VAS - 20%); VAS; V4 (VAS + 20%); V5 (VAS + 40%).

Se colocaron 18 marcadores reflectantes de forma bilateral en los siguientes puntos anatómicos: base del quinto metatarsiano, maléolo lateral, calcáneo, epicóndilo lateral del fémur (centro articular de la rodilla), trocánter mayor del fémur, centro de la articulación radiocarpiana, olécranon, acromion y región anterior de la fosa temporal (**Figuras 1A** y **1B**). Estos marcadores permitieron definir 11 segmentos corporales: cabeza, tronco, brazo, antebrazo, muslo, pierna y pie, de acuerdo con un modelo validado para el análisis biomecánico⁽⁴⁹⁾. En seguida, se equiparon los sujetos con el ergoespirómetro. Se registró el consumo de oxígeno (VO_2 $\text{mLO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) en reposo en posición vertical durante 5

min, para obtener una línea base representante el VO_2 en ortostasis.

Los participantes ejecutaron entonces las 5 pruebas del protocolo de marcha. La secuencia de las velocidades fue determinada de forma aleatoria. Cada prueba ha tenido una duración de 5 min, para que la curva del VO_2 alcance el estado estable durante los últimos dos minutos⁽⁵⁰⁾. Se observó un intervalo de 2-3 min entre cada prueba, para que los valores cardiometabólicos volvieran hacia la línea base.

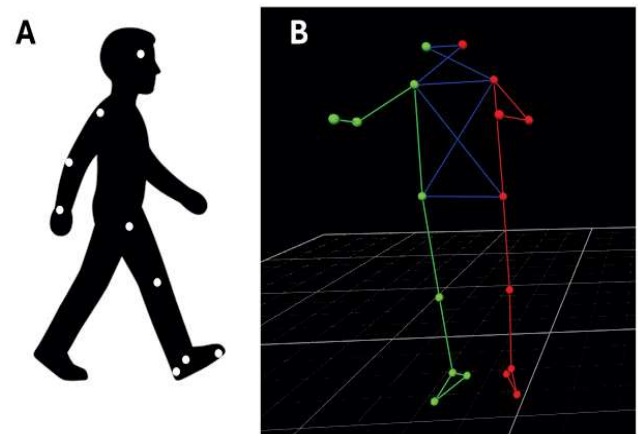


Figura 1. A: Posición de los 9 marcadores reflectantes del lado derecho del cuerpo; B: Imagen de la reconstrucción en el sistema de captura y análisis del movimiento (Vicon Nexus).

PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

Los datos funcionales y de sensibilidad protectora fueron organizados en hojas de cálculo y procesados en Microsoft Excel 365.

El ergoespirómetro también proporciona datos en tablas Excel, que fueron utilizadas para el procesamiento. La media de los valores de VO_2 durante cada prueba fueron sustraídos de los valores medidos en reposo. Los mLO_2 fueron convertidos a Joules (J) utilizando un equivalente energético⁽⁵¹⁾, y todo fue dividido por 60 s para obtener la potencia metabólica neta (PMn) en W/kg. Luego la PMn es dividida por la velocidad (m/s) para obtener el CT (J/Kg/m).

A partir de los datos cinemáticos exportados, trayectoria de los 18 marcadores, fue calculada la trayectoria 3D del centro de masa corporal (CM) con el método segmental, utilizando tablas antropométricas de referencia⁽⁵²⁾. Las pruebas fueron luego cortadas en ciclos de marcha, siendo un ciclo de marcha definido desde el apoyo del talón derecho (AT), hasta el siguiente apoyo del mismo talón⁽⁵³⁾. El punto de corte fue determinado por la posición y velocidad del marcador del talón derecho⁽⁵⁴⁾. La frecuencia de ciclos (Fc) es dada por el recíproco de la duración del ciclo en segundos, mientras que la longitud del ciclo (Lc) es la distancia en metros entre dos apoyos consecutivos de los talones derechos. La frecuencia de ciclo fue normalizada dividiendo Fc/Lc, obteniendo Fcn ($\text{Hz} \cdot \text{m}^{-1}$)⁽⁵⁵⁾. La longitud del ciclo fue normalizada dividiendo Lc

por la altura del sujeto en metros, obteniendo L_{cn} (número adimensional). El ciclo se divide en una fase de apoyo seguida por una fase de balanceo del miembro de referencia (el derecho). La fase de apoyo inicia con AT y termina con el despegue del antepié derecho (DA), evento determinado por el análisis de la posición y velocidad del marcador del quinto metatarsal⁽⁵⁴⁾. El tiempo relativo de apoyo o duty factor (DF) fue determinado por la duración de la fase de apoyo dividida por la duración total del ciclo.

Las variables mecánicas fueron tomadas a partir de la energía mecánica asociada al movimiento del CM. Básicamente se compone de energía potencial:

$$E_p = mgh$$

donde m es la masa, g es la gravedad ($9,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), h es la altura, y energía cinética:

$$E_k = 0,5\cdot mv^2$$

donde v es la velocidad.

Según un procedimiento descrito en literatura^(22, 56), se calcularon: Energía horizontal (Eh), sumando las E_k en el eje antero-posterior y medio-lateral; Energía vertical (Ev), sumando la componente vertical de E_k más E_p del CM corporal; Energía total (Et), sumando $E_h + E_v$ (Figura 2).

El trabajo mecánico externo (W_{ext}) es definido como el trabajo necesario para elevar y acelerar el CM⁽²²⁾, y se obtiene sumando los incrementos positivos de la curva de E_t ⁽⁵⁷⁾.

El trabajo mecánico interno cinético (W_{int-k}) es el trabajo hecho para mover los segmentos del cuerpo con respecto al CM del cuerpo^(23, 58). Su cálculo se basa sobre los incrementos positivos de la E_k de cada segmento del cuerpo, incluyendo las componentes traslacional y rotacional:

$$E_{k, seg} = 0,5mv_{CM}^2 + 0,5mk_{CM}^2\omega_{CM}^2$$

donde m es la masa del segmento; v la velocidad lineal del CM del segmento; k es el radio de giro del segmento con respecto a su CM y ω es la velocidad rotacional del CM del segmento⁽²³⁾. El radio de giro de los segmentos del cuerpo se encuentran en las citadas tablas antropométricas⁽⁵²⁾.

El W_{tot} es la suma del $W_{ext} + W_{int-k}$. Todos los trabajos mecánicos son presentados en forma normalizada por la masa y la distancia ($\text{J}\cdot\text{Kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) para comparar con el CT.

La ecuación para calcularla recuperación de energía mecánica R% es:

$$R\% = ((Wh + Wv - W_{ext}) / (Wf + Wv)) \cdot 100$$

donde el Wh es el trabajo mecánico horizontal, Wv es el trabajo mecánico vertical:

$$Wh = \Delta Eh$$

$$Wv = \Delta Ev$$

Variabes definidas anteriormente.

La eficiencia mecánica (EM) fue obtenida dividiendo el W_{tot} por el CT^(18, 23). Otros detalles sobre el procesamiento de los datos mecánicos se encuentran en Giannechini et al.⁽⁵⁹⁾.

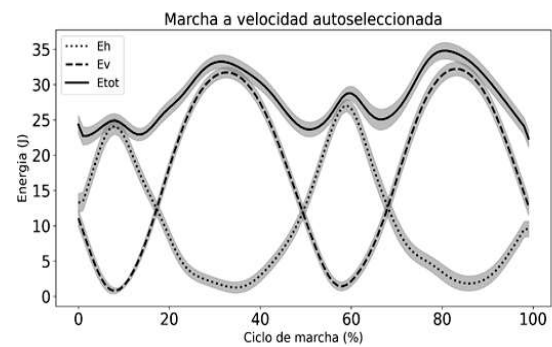


Figura 2. Ejemplo de curvas de energía del CM durante un ciclo de marcha a la VAS en uno de los participantes. El ciclo empieza con el apoyo del talón derecho (0). Luego del apoyo la energía vertical (Ev) baja un poco, en correspondencia con la fase de aceptación de la carga con leve flexión de la rodilla. Se nota como las curvas de Ev y Eh (la energía horizontal) se encuentran en fase opuesta, lo que determina oscilaciones de la Etot de menor amplitud que las oscilaciones de sus componentes: eso explica la recuperación de energía mecánica según el modelo pendular de la marcha.

ESTADÍSTICA

Para el análisis de los puntajes en las pruebas funcionales y de sensibilidad protectora se utilizó el test de Kruskal-Wallis⁽⁶⁰⁾. Las demás variables en escala de razón fueron comparadas a través de ANOVA de dos vías, previo control de los requisitos de normalidad en la distribución de los residuos y homogeneidad de la varianza⁽⁶¹⁾. La normalidad fue evaluada con el test de Shapiro-Wilk y la homogeneidad de las varianzas con el test de Levene. El tamaño del efecto se consideró de acuerdo con la escala de Cohen para eta cuadrado parcial: insignificante ($<0,01$), pequeño ($0,01$ a $0,06$), moderado ($0,06$ a $0,14$) y grande ($\geq 0,14$)⁽⁶²⁾. La significancia estadística fue aceptada con $p < 0,05$. Los análisis estadísticos fueron realizados en R versión 4.5.1 (<https://cran.r-project.org/bin/windows/base/>).

RESULTADOS

PRUEBAS FUNCIONALES

En la batería de test (SPPB) el 16,67% del total de diabéticos mostró fragilidad con un puntaje menor a 10: dos (1F y 1M) con limitación moderada (de cuatro a seis puntos), y uno (F) con limitación leve (de siete a nueve puntos). En el GC solo una participante (F) presentó limitación leve. La diferencia de puntajes entre GE y GC no fue estadísticamente significativa (GE_F: $10,2 \pm 2,2$; GE_M: $11,2 \pm 2,0$; GC_F $10,9 \pm 1,4$; GC_M $11,7 \pm 0,6$, Kruskal-Wallis = 5,658, $p = 0,129$). La prueba de VAS evaluada en la batería de test SPPB (VASf) caminando en un pasillo se comparó de forma aislada del resto de pruebas de la batería. Esta resultó significativamente mayor en el GC con respecto al GE solo en los participantes de sexo masculino. La VAS determinada en la cinta caminadora mostró la misma tendencia, pero sin diferencias entre géneros. Los resultados no cambian comparando las velocidades normalizadas por la longitud del miembro inferior (Tabla 2).

SENSIBILIDAD PROTECTORA

En la evaluación con monofilamentos de 4 gramos, en el grupo de individuos diabéticos un 27,8% del total mostró

señales de pérdida de sensibilidad protectora con más de 4 respuestas negativas, mientras que en el GC se evidenció que ningún participante superó este número. La diferencia entre grupos resultó estadísticamente significativa (prueba exacta de Fisher, $p = 0,0149$). Con los monofilamentos de 10 g, se alcanzó el umbral de 4 respuestas negativas solo en un sujeto del GE, entonces no se aplicó el test estadístico.

ANÁLISIS DE MARCHA

En la **Tabla 2** se reportan los resultados relativos a la VAS, con la comparación estadística entre grupos GE y GC, entre sexo F y M, y la interacción entre grupos y sexo. Para mayor claridad en las gráficas de regresión, las variables donde no se registró interacción significativa entre grupo y sexo fueron analizadas sin distinguir F y M (**Tabla 2**).

Tabla 2. Resultados del análisis de marcha a la VAS en cinta caminadora

Variable	GE	GC	Entre Grupos GE, GC	Entre Sexos F, M	Grupo x Sexo
VAS _r (ms ⁻²)	F: 1.06 ± 0.14 M: 1.04 ± 0.15	F: 1.05 ± 0.08 M: 1.34 ± 0.17	F: t = -0.160 p = 0.874 M: t = 4.845 p < 0,0001	GE: t = 0,223 p = 0,825 GC: t = -4,91 p < 0,0001	F = 12,26 p = 0,0013 t.e. = 0,26
F _{ri}	F: 0.14 ± 0.04 M: 0.14 ± 0.04	F: 0.14 ± 0.02 M: 0.21 ± 0.05	F: t = -0.281 p = 0,780 M: t = 4,349 p = 0,0001	GE: t = 0,488 p = 0,628 GC: t = -4,24 p = 0,0002	F = 10,51 p = 0,0026 t.e. = 0,23
VAS _s (ms ⁻²)	F: 0.84 ± 0.08 M: 0.91 ± 0.14	F: 0.98 ± 0.07 M: 1.03 ± 0.20	F = 8,534 p = 0,00656 t.e. = 0,22	F = 1,466 p = 0,235 t.e. = 0,05	F = 0,026 p = 0,872 t.e. = 0
F _{rc}	F: 0.09 ± 0.01 M: 0.10 ± 0.03	F: 0.12 ± 0.02 M: 0.13 ± 0.05	F = 6,909 p = 0,0134 t.e. = 0,19	F = 0,632 p = 0,433 t.e. = 0,02	F = 0,071 p = 0,792 t.e. = 0
F _c (Hz)	F: 0.80 ± 0.08 M: 0.78 ± 0.11	F: 0.88 ± 0.07 M: 0.89 ± 0.06	F = 11,18 p = 0,0023 t.e. = 0,23	F = 0,014 p = 0,906 t.e. = 0	F = 0,289 p = 0,595 t.e. = 0,01
F _{cn} (Hz·m ⁻²)	F: 0.78 ± 0.16 M: 0.69 ± 0.17	F: 0.80 ± 0.13 M: 0.79 ± 0.16	F = 1,229 p = 0,281 t.e. = 0,03	F = 0,791 p = 0,380 t.e. = 0,02	F = 0,538 p = 0,483 t.e. = 0,02
L _{cn}	F: 0.66 ± 0.07 M: 0.70 ± 0.11	F: 0.72 ± 0.07 M: 0.69 ± 0.11	F = 0,597 p = 0,446 t.e. = 0,02	F = 0,005 p = 0,944 t.e. = 0	F = 1,147 p = 0,293 t.e. = 0,04
DF	F: 60,3 ± 2,3% M: 59,9 ± 1,8%	F: 59,1 ± 1,7% M: 58,0 ± 2,5%	F = 4,810 p = 0,0362 t.e. = 0,14	F = 1,344 p = 0,256 t.e. = 0,04	F = 0,205 p = 0,654 t.e. = 0
R%	F: 48,7 ± 8,6% M: 48,2 ± 10%	F: 45,8 ± 6,9% M: 58,7 ± 7,8%	F: t = -0,710 p = 0,483 M: t = 2,475 p = 0,019	GE: t = 0,109 p = 0,914 GC: t = -3,43 p = 0,0018	F = 5,195 p = 0,030 t.e. = 0,15
Wext (J·kg ⁻¹ ·m ⁻⁴)	F: 0.345 ± 0.034 M: 0.414 ± 0.048	F: 0.402 ± 0.077 M: 0.303 ± 0.066	F: t = 1,776 p = 0,086 M: t = -3,922 p = 0,0005	GE: t = -2,04 p = 0,050 GC: t = 3,893 p = 0,0005	F = 16,49 p = 0,0003 t.e. = 0,34
Wint-k (J·kg ⁻¹ ·m ⁻²)	F: 0.199 ± 0.023 M: 0.217 ± 0.053	F: 0.225 ± 0.033 M: 0.249 ± 0.048	F = 4,969 p = 0,033 t.e. = 0,14	F = 2,342 p = 0,136 t.e. = 0,07	F = 0,053 p = 0,819 t.e. = 0
Wtot (J·kg ⁻¹ ·m ⁻²)	F: 0.544 ± 0.042 M: 0.631 ± 0.078	F: 0.627 ± 0.084 M: 0.552 ± 0.088	F: t = 2,182 p = 0,037 M: t = -2,115 p = 0,043	GE: t = -2,07 p = 0,047 GC: t = 2,26 p = 0,031	F = 9,221 p = 0,0049 t.e. = 0,24
CT (J·kg ⁻¹ ·m ⁻⁴)	F: 3.14 ± 0.89 M: 3.34 ± 0.88	F: 3.76 ± 0.77 M: 3.08 ± 0.56	F = 0.308 p = 0,584 t.e. = 0,01	F = 0,915 p = 0,348 t.e. = 0,03	F = 2,409 p = 0,133 t.e. = 0,08
EM	F: 18,7 ± 5,8% M: 20,1 ± 6,4%	F: 17,0 ± 4,7% M: 18,5 ± 4,3%	F = 0,414 p = 0,526 t.e. = 0,02	F = 0,679 p = 0,418 t.e. = 0,02	F = 0,002 p = 0,964 t.e. = 0

GE: Grupo Experimental, GC: Grupo de Control, F: Femenino, M: Masculino. Variables: Fc: frecuencia de ciclos de marcha, Lc: longitud del ciclo de marcha, Lcr: longitud del ciclo de marcha normalizada por la talla (altura), DF: duty factor, R%: porcentaje de reconversión entre las energías mecánicas, Wext: trabajo mecánico externo, Wint-k: trabajo mecánico interno cinético, Wtot: trabajo mecánico total, CT: costo metabólico de transporte, EM: eficiencia mecánica. Columnas de estadística: ANOVA de dos vías (grupo y sexo): F de Fisher, valor de p, t.e. = tamaño del efecto con eta cuadrado parcial. En caso de interacción Grupo x Sexo significativa se reporta el análisis post-hoc bivariado con estadística t aplicando la corrección de Bonferroni.

Fuente: elaboración propia

El rango de velocidades en la cinta caminadora fue 0,39-1,47 m·s⁻¹ en el GE, y 0,47-1,86 m·s⁻¹ en el GC. En estos rangos la

PMn creció en función de la velocidad en los dos grupos, sin diferencias en la pendiente (coeficiente) de la regresión lineal (GE: coeficiente = 2,891, $p < 0,001$, $R^2 = 0,527$; GC: coeficiente = 3,336, $p < 0,001$, $R^2 = 0,684$; F = 1.213, $p = 0.272$). En la **Figura 3** el gráfico del CT en función de la velocidad. Como reportado anteriormente, la VAS fue diferente, pero en el CT no se encontraron diferencias significativas (**Tabla 2**). Para evaluar si las velocidades de mínimo CT de los ajustes cuadráticos difieren significativamente, se empleó un procedimiento bootstrap no paramétrico (1000 remuestreos) para estimar el intervalo de confianza de la diferencia. El intervalo de confianza del 95 % resultante fue de -2,56 a 2,77, lo que indica que no hay diferencia estadísticamente significativa entre las velocidades de los mínimos (**Figura 3**).

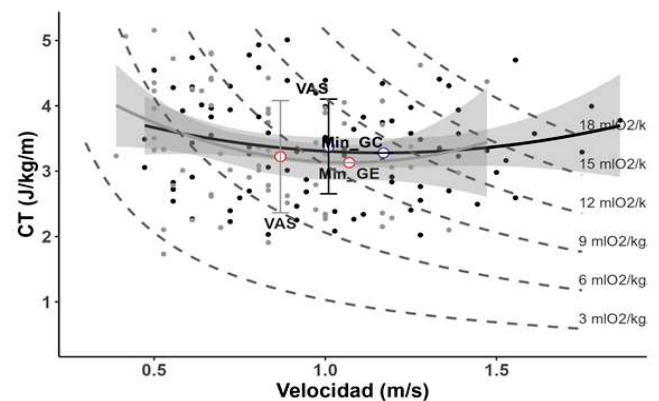


Figura 3. Costo de transporte (CT) en relación a la velocidad de marcha. Grupo Control: negro y círculos azules; Grupo Experimental (DM2): gris y círculos rojos. VAS: velocidad autoseleccionada (media y desviación estándar); Min: punto mínimo de la curva de ajuste cuadrático. La velocidad correspondiente es la de mínimo costo. Las hipérbolas definen curvas de isotencia, identificadas por valores de VO₂ neto.

En sus formas normalizadas, tanto F_{cn} como L_{cn} no presentaron diferencias a la VAS entre grupos (**Tabla 2**). En la F_{cn} se observó una relación lineal con la velocidad, sin diferencia entre grupos (GE: coeficiente = -0,375, $p = 0,0012$, $R^2 = 0,127$; GC: coeficiente = -0,210, $p < 0,001$, $R^2 = 0,132$; F = 0.214, $p = 0.145$), mientras que en la L_{cn} las dos pendientes resultaron significativamente diferentes (GE: coeficiente = 0,500, $p < 0,001$, $R^2 = 0,773$; GC: coeficiente = 0,419, $p < 0,001$, $R^2 = 0,788$; F = 4.427, $p = 0.0369$). En la **Figura 4** se observa la relación entre Lc y Fc: en el GC la Lc crece con la Fc (coeficiente = 0,849, $p < 0,001$, $R^2 = 0,207$), mientras que en el GE la Lc es independiente de la Fc (coeficiente = 0,288, $p = 0,215$, $R^2 = 0,00776$) con diferencia significativa en las pendientes (F = 4.102, $p = 0.0444$).

El DF disminuye cuando aumenta la velocidad en ambos grupos (GE: coeficiente = -0,0957, $p < 0,001$, $R^2 = 0,696$; GC: coeficiente = 0,0669, $p < 0,001$, $R^2 = 0,574$), se observó un decrecimiento más rápido en el GE (F = 8.414, $p = 0.00424$). Con respecto a las variables mecánicas, se encontró una relación lineal con la velocidad en el Wint-k (GE: coeficiente = 0,093, $p < 0,001$, $R^2 = 0,243$; GC: coeficiente = 0,116, $p < 0,001$, $R^2 = 0,458$), sin diferencias en las pendientes (F =

1.035, $p = 0.310$) (Figura 5A). En Wext y Wtot se detectó una interacción significativa entre grupos y el sexo de los participantes: en los participantes de sexo M el Wext fue más alto en el GE que en el GC. En el Wtot se confirmó esta tendencia, y se agregó una diferencia en el sentido opuesto ($GC > GE$) en las participantes de sexo F (Tabla 2). Los gráficos en función de la velocidad destacan solo una leve relación significativa del Wtot en los participantes de sexo M del GE (coeficiente = 0,174, $p = 0,0047$, $R^2 = 0,226$). En todos los otros grupos Wext y Wtot aparecen independientes de la velocidad (Figuras 5 B y D).

El modelo pendular, evaluado a través del R%, resultó más eficiente en los participantes de sexo M del GC (Tabla 2). En todos los grupos se encontró una relación positiva con la velocidad (GE_M: coeficiente = 0,187, $p < 0,0028$, $R^2 = 0,252$; GE_F: coeficiente = 0,303, $p < 0,001$, $R^2 = 0,324$; GC_M: coeficiente = 0,217, $p < 0,001$, $R^2 = 0,486$; GC_F: coeficiente = 0,257, $p < 0,001$, $R^2 = 0,445$) (Figuras 5 C).

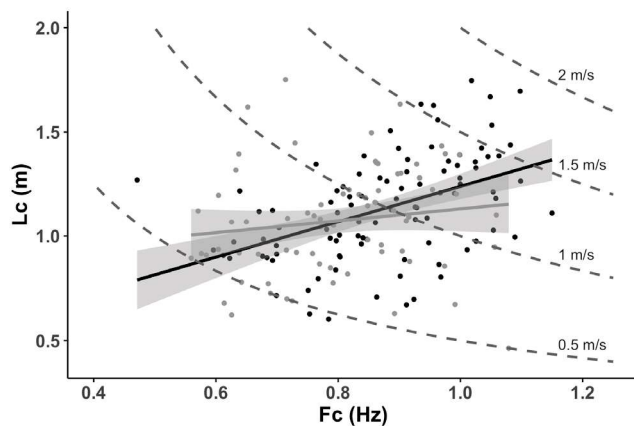


Figura 4. Longitud del ciclo (Lc) en relación a la frecuencia del ciclo (Fc). Grupo Control: negro; Grupo Experimental (DM2): gris. VAS: velocidad autoseleccionada (media y desviación estándar); Las hipérbolas definen curvas de isovelocidad, identificadas por los valores de velocidad a la derecha.

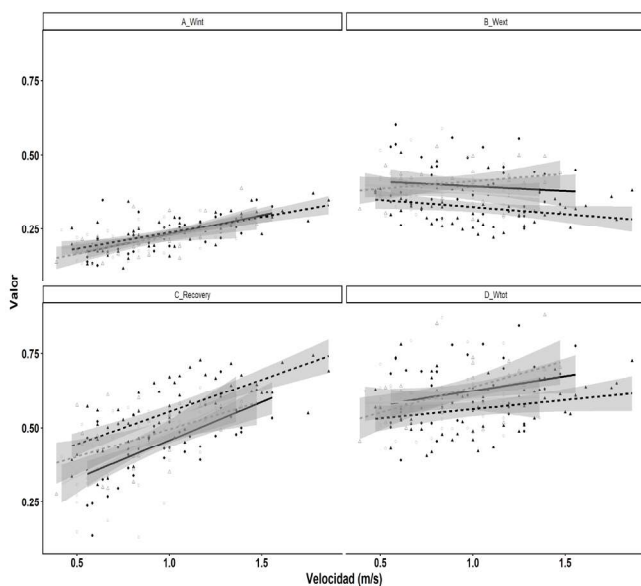


Figura 5. Trabajo mecánico y R% en relación a la velocidad de marcha. Grupo Control: F = círculos negros, M = triángulos negros; Grupo Experimental (DM2): F = círculos blancos, M = triángulos blancos. Líneas negras: GC; líneas grises: GE; línea continua: F; línea punteada: M. Valor en los ejes verticales: C_Recovery: porcentaje en formato decimal (0,50 = 50%); A, B, D: trabajo mecánico en $J \cdot Kg^{-1} \cdot m^{-1}$

DISCUSIÓN

PRUEBAS FUNCIONALES Y SENSIBILIDAD PROTECTORA

En la prueba SPPB nuestros resultados se acuerdan con datos de referencia, los cuales indican que los puntajes de los hombres son generalmente un poco más altos que los de las mujeres^(63, 64). Los valores promedios de F y M del GC se encuentran dentro de los valores esperados por el rango etario^(63, 64). Si bien las diferencias entre GC y GE no resultó significativa, cabe mencionar que en el GE se encontraron dos casos de limitación moderada (puntaje de cuatro a seis), mientras que, en sujetos sanos de este rango de edad, no se esperaría encontrar puntajes tan bajos, índices de un cierto deterioro funcional⁽⁶³⁾.

Un solo resultado positivo con el monofilamento de 10 g (neuropatía periférica clínica) fue registrado en nuestro GE⁽⁶⁵⁾. La mayoría de los resultados positivos fueron detectados con filamentos < 10 g, y eso significa neuropatía periférica subclínica⁽⁵⁷⁾. El resultado se acuerda con lo de las pruebas funcionales, confirmando que nuestro GE fue conformado por pacientes diabéticos sin NP o complicaciones a nivel clínico, pero con señales de alteraciones a nivel subclínico.

ANÁLISIS DE MARCHA

Nuestros resultados establecen que algunos de los cambios en la biomecánica de la marcha descritos en pacientes con NP⁽⁶⁶⁾ aparecen de forma precoz, ya en la fase subclínica. Entre ellos, el DF, el Wint-k y la VAS de marcha (Tabla 2)^(28, 66).

Alteraciones de la VAS en personas con DM2 han sido reportadas anteriormente, pero generalmente asociadas con niveles clínicos de NP^(14, 15, 27), y mayor CT⁽¹⁵⁾. En este estudio, la relación entre el costo metabólico (PMn y CT) y la velocidad resultó similar en los dos grupos. El CT a la VAS no hubo diferencias entre GE y GC. La velocidad de mínimo CT fue la misma en los dos grupos^(18, 25). Sin embargo, como se nota en la Figura 3, la VAS del GE se encuentra en un rango de potencia metabólica correspondiente a un VO_2 neto entre 6 y 9 $mlO_2 \cdot min^{-1}$, mientras que la VAS del GC se encuentra en un rango superior, entre 9 y 12 $mlO_2 \cdot min^{-1}$. Esta tendencia a reducir la potencia metabólica podría estar relacionada con la pérdida de potencia y fuerza muscular en pacientes con DM2⁽⁶⁷⁾, que se relacionan con la disminución de la perfusión sanguínea periférica (secuelas cardiovasculares de la DM2)⁽¹⁹⁾.

Analizando datos de la población uruguaya en diferentes rangos etarios⁽⁴⁸⁾, se nota que la VAS tiende a disminuir con la edad, mientras que el CT tiende a aumentar con la edad. Nuestros resultados del GC están en línea con la tendencia descrita por Torres et al.⁽⁴⁸⁾. Los valores de la VAS del GC y de la VAS reducida del GE están alineados también con valores reportados en estudios similares en insuficientes cardíacos⁽¹⁹⁾ y amputados transfemorales⁽²⁰⁾, ambos con grupo control

pareado.

Las dos componentes de la velocidad de marcha, Fcn y Lcn, mostraron comportamientos diferentes: a la VAS no se encontraron diferencias de Fcn, y la relación de Fcn con la velocidad fue igual en los dos grupos. De otra parte, en la Lcn no se encontraron diferencias a la VAS, pero la tasa de incremento de Lcn con la velocidad fue mayor en el GE. La diferencia de VAS fue entonces debida a ajustes de la frecuencia, con longitudes de pasos parecidas: las personas con DM2 caminaron más lentamente por una reducida velocidad de oscilación de los miembros inferiores, y eso podría estar relacionado con una reducida fuerza muscular en pacientes DM2⁽⁶⁷⁾.

Generalmente, las personas aumentan la velocidad de marcha aumentando simultáneamente la velocidad de oscilación (Fc) y haciendo pasos más largos (Lc)^(68, 69). En nuestro GE de personas con DM2 encontramos esta relación entre Fc y Lc dañada, con longitudes de ciclo independientes de la frecuencia de oscilación pero no de la velocidad (**Figura 4**). Este desacoplamiento entre Fc y Lc podría también estar relacionado con la pérdida de fuerza y potencia muscular, así como con la búsqueda de mayor estabilidad^(67, 70). Con respecto a la Fc, los valores del GC están en línea con otros estudios, considerando que la Fc se reduce en adultos mayores^(48, 70).

En una revisión sistemática y metaanálisis, Hazari y cols.⁽⁷¹⁾ encontraron, en consonancia con los resultados del presente estudio, una menor VAS y un menor tiempo de apoyo (DF) en los pacientes con DM2 y nefropatía periférica en comparación con los controles. A diferencia de nuestros resultados, encontraron también una menor Lc, pero no analizaron las relaciones entre velocidad y parámetros espacio-temporales⁽⁷¹⁾. El tiempo relativo de apoyo es uno de los factores temporales relacionados con la velocidad⁽⁶⁸⁾, y se encontró en el GE un mayor DF a la VAS (**Tabla 2**). Tiempos de apoyo relativamente más largos implican en la búsqueda de mayor estabilidad: esta podría ser entonces la clave para explicar la progresión más lenta en las personas con DM2^(69, 70).

Khalaf y cols.⁽⁷²⁾ encontraron menores valores de VAS en pacientes con retinopatía, neuropatía periférica diabética y nefropatía, y DM2, y también menor pico de presión en el retropié y longitud de paso. Esta estrategia (menor pico y longitud) podría estar relacionada con una forma de prevención realizada por los pacientes con DM2 y NP, si bien la fuerza de reacción del suelo en el eje vertical no difiere entre pacientes con DM2, DM2 con NP y controles⁽⁵⁾.

Los resultados de trabajo mecánico y R% fueron consistentes con los valores de referencia para la marcha en nuestro rango de velocidades^(48, 56, 59). El valor máximo de R% generalmente se encuentra cerca de la VAS^(18, 22, 23), pero nuestros resultados destacan un crecimiento de R% casi lineal. Esto podría deberse al rango de velocidades experimentales en la cinta

rodante, que requirió ajustarse por debajo de la VAS en el piso en la mayoría de los participantes^(59, 73).

Alteraciones de los parámetros mecánicos se han observado en varias poblaciones con patologías que afectan la marcha^(19, 20, 74, 75). En este estudio, en ausencia de complicaciones neuropáticas, el mecanismo de ahorro de energía de la marcha se conservó, y Wint, Wext, Wtot y %R fueron consistentes con lo de adultos mayores sanos⁽⁵⁹⁾. La diferencia encontrada en el Wint-k fue debida a la diferencia de VAS, dado que la relación entre Wint-k y velocidad se mantuvo constante en los dos grupos⁽⁶⁸⁾.

LIMITACIONES

El uso principal de los filamentos Semmes-Weinstein para sensibilidad protectora capta una sola dimensión, lo que restringe la interpretación neurofisiológica y es limitada frente a baterías más completas⁽⁷⁶⁾.

La evaluación en cinta a diferentes velocidades facilita el control experimental, pero puede alterar la estrategia de paso y el acoplamiento frecuencia-longitud respecto a la marcha sobre suelo. Nuestros resultados evidencian como la VAS en cinta fue menor de la VAS medida en las pruebas funcionales en el suelo. El estudio encontró dificultades en la selección de participantes con DM2. Algunos de los pacientes no tenían sus controles de salud al día (por ejemplo, hipertensión arterial, ulceraciones en el pie, obesidad), lo que imposibilitaba su participación en el estudio. Además, algunos tenían dificultades para caminar en cinta, y fue necesario implementar sesiones de familiarización del participante con la cinta. Otra dificultad encontrada fue la comprensión por parte de los participantes del grupo DM2. Algunos tenían dificultades para entender la evaluación propuesta. Los investigadores les explicaban cuántas veces y de diferentes maneras para que no tuvieran dudas. La organización del entorno del laboratorio, así como la sincronización entre los equipos y los investigadores, era importante y a menudo provocaba retrasos en las evaluaciones. Sin embargo, se logró evaluar el número de sujetos previstos por el tamaño muestral.

IMPLICACIONES CLÍNICAS

Los resultados de este estudio evidencian que, aun en ausencia de NP clínica, las personas con DM2 presentan alteraciones subclínicas en la sensibilidad protectora y en parámetros espacio-temporales de la marcha. Los resultados del presente estudio pueden ser útiles en la práctica clínica:

-Detección temprana y monitoreo funcional: La incorporación de pruebas simples como la VAS, la batería SPPB y el uso de monofilamentos de 4 y 10 g podría permitir identificar precozmente a pacientes con riesgo de deterioro funcional, favoreciendo intervenciones oportunas.

-Pruebas de funcionalidad y sensibilidad: Reconocer alteraciones subclínicas en la marcha y en la sensibilidad protectora ofrece la posibilidad de implementar programas preventivos orientados

a mejorar el equilibrio, la fuerza muscular y la propiocepción, reduciendo así el riesgo de caídas y lesiones en el pie diabético.

-Optimización del enfoque interdisciplinario: los resultados obtenidos en cuanto a las medidas de parámetros espacio-temporales y mecánicos, así como en cuanto al SPPB y la sensibilidad, pueden integrarse en estrategias de seguimiento conjunto entre especialistas en endocrinología y metabolismo, medicina interna, rehabilitación, fisioterapia y podología, mejorando la calidad del tratamiento integral de los pacientes con DM2.

-Desarrollo de protocolos clínicos simplificados: Este estudio respalda el diseño de herramientas breves y costo-efectivas para la evaluación funcional y sensorial en atención primaria, potenciando la educación del paciente antes de la aparición de complicaciones manifiestas.

-En conjunto, estos resultados enfatizan la importancia de considerar la evaluación funcional y sensorial como componentes esenciales del cuidado rutinario en DM2, más allá del control metabólico, contribuyendo a preservar la movilidad y la autonomía en esta población.

CONCLUSIONES

En la batería SPPB solamente la evaluación de la VAS mostró diferencia entre grupos. Las evaluaciones de equilibrio y fuerza no presentaron diferencias, lo que se muestra positivo cuanto a menor riesgos de caídas y dificultades en realizar movimientos diarios que exijan fuerza. Sin embargo, en el grupo DM2 se detectaron puntajes por debajo de lo esperado para sujetos sanos, signo de una mayor fragilidad.

Las pruebas de sensibilidad, de acuerdo con lo esperado, se encontró menor sensibilidad en el grupo con DM2. Cuanto a estos resultados, es probable que debido a estabilidad de la enfermedad, con relación al autocuidado en relación a alimentación, supervisión en la clínica (médicos endocrinólogos), los pacientes con DM2 presentaron poco cambio en la sensibilidad. Este resultado es positivo, porque con mejor sensibilidad es posible evitar lesiones y posibles amputaciones de segmentos.

En cuanto a los parámetros espacio-temporales, el grupo de pacientes diabéticos se desplazó a una menor velocidad autoseleccionada, con menor frecuencia de pasos y mayor tiempo relativo de apoyo. Estos cambios se reflejan en un menor trabajo interno. Las demás variables mecánicas no presentaron diferencias, así que se concluye que debido a las alteraciones centrales y periféricas del DM2 no generan cambios en el movimiento del centro de masa. Las variables fisiológicas no presentaron diferencias entre grupos.

-Los pacientes con DM2, incluso sin NP clínica, presentan alteraciones subclínicas en la sensibilidad protectora y en parámetros temporoespaciales de la marcha.

-La menor VAS y la alteración en la relación frecuencia-longitud

de paso sugieren compromiso neuromuscular temprano.

-El mecanismo pendular y el CT global se mantienen preservados, lo que indica que las alteraciones funcionales iniciales no comprometen aún la eficiencia mecánica de la marcha.

-Estos hallazgos apoyan la detección temprana de cambios funcionales y sensoriales para implementar estrategias preventivas que mejoren la movilidad y reducen el riesgo de caídas en personas con DM2.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Danaei G, Finucane MM, Lu Y, Singh GM, Cowan MJ, Paciorek CJ, et al. National, regional, and global trends in fasting plasma glucose and diabetes prevalence since 1980: systematic analysis of health examination surveys and epidemiological studies with 370 country-years and 2.7 million participants. *The Lancet*. 2011;378(9785):31–40.
2. Shaw JE, Sicree RA, Zimmet PZ. Global estimates of the prevalence of diabetes for 2010 and 2030. *Diabetes Res Clin Pract*. 2010;87(1):4–14.
3. Wu H, Patterson CC, Zhang X, Ghani RBA, Magliano DJ, Boyko EJ, et al. Worldwide estimates of incidence of type 2 diabetes in children and adolescents in 2021. *Diabetes Res Clin Pract*. 2022;185:109785.
4. Reyes Sanamé FA, Pérez Álvarez ML, Alfonso Figueredo E, Ramírez Estupiñan M, Jiménez Rizo Y. Tratamiento actual de la diabetes mellitus tipo 2. *Correo Científico Méd*. 2016;20(1):98–121.
5. Sawacha Z, Spolaor F, Guarneri G, Contessa P, Carraro E, Venturin A, et al. Abnormal muscle activation during gait in diabetes patients with and without neuropathy. *Gait Posture*. 2012;35(1):101–5.
6. Perkins BA, Brill V. Diabetic neuropathy: a review emphasizing diagnostic methods. *Clin Neurophysiol*. 2003;114(7):1167–75.
7. Rebolledo FA. Neuropatía diabética. Aspectos prácticos, diagnósticos, terapéuticos y medidas profilácticas. Editorial Alfi; 2024. 798 p.
8. Kim Y, Kim H, Choi S, Park Y, Lee S, Cho B. Clinical Usefulness of the Two-site Semmes-Weinstein Monofilament Test for Detecting Diabetic Peripheral Neuropathy. *J Korean Med Sci*. 2003;18(1):103–7.
9. Costa T, Coelho L, Silva MF. Automatic Segmentation of Monofilament Testing Sites in Plantar Images for Diabetic Foot Management. *Bioengineering*. 2022;9(3):86.
10. Díaz DCD, Villabona EH, Lemos DMC. La prueba de los monofilamentos: una alternativa para la detección oportuna del riesgo de pie diabético. *Salud UIS (Internet)*. 2004;36(1). (cited 2025 July 28). Available from: <https://revistas.uis.edu.co/index.php/revistasaluduis/article/view/711>
11. Leenders M, Verdijk LB, van der Hoeven L, Adam JJ, van Kranenburg J, Nilwik R, et al. Patients With Type 2 Diabetes Show a Greater Decline in Muscle Mass, Muscle Strength, and Functional Capacity With Aging. *J Am Med Dir Assoc*. 2013;14(8):585–92.
12. Park SW, Goodpaster BH, Strotmeyer ES, Kuller LH, Broudeau R, Kammerer C, et al. Accelerated Loss of Skeletal Muscle Strength in Older Adults With Type 2 Diabetes: The Health, Aging, and Body Composition Study. *Diabetes Care*. 2007;30(6):1507–12.
13. Dingwell JB, Ulbrecht JS, Boch J, Becker MB, O’Gorman JT, Cavanagh PR. Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion. *Gait Posture*. 1999;10(1):21–9.
14. Petrofsky J, Lee S, Bweir S. Gait characteristics in people with type 2 diabetes mellitus. *Eur J Appl Physiol*. 2005;93(5):640–7.
15. Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G. Effect of type 2 diabetes on energy cost and preferred speed of walking. *Eur J Appl Physiol*. 2018;118(11):2331–8.
16. Johnson ST, Tudor-Locke C, McCargar LJ, Bell RC. Measuring Habitual Walking Speed of People With Type 2 Diabetes: Are they meeting recommendations? *Diabetes Care*. 2005;28(6):1503–4.
17. Alam U, Riley DR, Jugdey RS, Azmi S, Rajbhandari S, D’Août K, et al. Diabetic Neuropathy and Gait: A Review. *Diabetes Ther*. 2017;8(6):1253–64.
18. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2003;88(4–5):297–316.
19. Bona RL, Bonezi A, da Silva PF, Biancardi CM, de Souza Castro FA, Clausel NO. Effect of walking speed in heart failure patients and heart transplant patients. *Clin Biomech*. 2017;42:85–91.
20. Bona RL, Gomeñuka NA, Storniolo JLL, Bonezi A, Biancardi CM. Self-selected walking speed in individuals with transfemoral amputation: recovery, economy and rehabilitation index. *Eur J Physiother*. 2020;22(3):133–40.
21. Cavagna GA, Margaria R. Mechanics of walking. *J Appl Physiol*. 1966;21(1):271–8.
22. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. 1976;262(3):639–57.
23. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*. 1977;268(2):467–81.
24. Schmidt-Nielsen K. Locomotion: Energy cost of swimming, flying, and running. *Science*. 1972;177(4045):222–8.
25. Mian OS, Thom JM, Ardigò LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol*. 2006;186(2):127–39.
26. Bona RL, Bonezi A, Silva PF da, Biancardi CM, Castro FA de S, Clausel NO. Electromyography and economy of walking in chronic heart failure and heart transplant patients. *Eur J Prev Cardiol*. 2017;24(5):544–51.
27. Brown SJ, Handsaker JC, Bowling FL, Maganaris CN, Boulton AJM, Reeves ND. Do patients with diabetic neuropathy use a higher proportion of their maximum strength when walking? *J Biomech*. 2014;47(15):3639–44.
28. Khalil SHA, Deeb HMAE, Ajang MOD, Osman NA, Amin NG. Impact of diabetic peripheral neuropathy on gait abnormalities in patients with type 2 diabetes mellitus. *Diabetol Int*. 2024;15(1):58–66.
29. Petrovic M, Deschamps K, Verschuere SM, Bowling FL, Maganaris CN, Boulton AJM, et al. Is the metabolic cost of walking higher in people with diabetes? *J Appl Physiol*. 2016;120(1):55–62.
30. Minetti AE, Capelli C, Zamparo P, di Prampero PE, Saibene F. Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(8):1194–202.
31. Kwon OY, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait Posture*. 2003;18(1):105–13.
32. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1987;67(5):402–11.
33. Abate M, Schiavone C, Salini V, Andia I. Occurrence of tendon pathologies in metabolic disorders. *Rheumatology*. 2013;52(4):599–608.
34. Rao S, Saltzman CL, Yack HJ. Relationships between segmental foot mobility and plantar loading in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Gait Posture*. 2010;31(2):251–5.
35. Karamanidis K, Arampatzis A, Mademli L. Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(6):980–9.
36. Alexander RMcN. Energy-Saving Mechanisms in Walking and Running. *J Exp Biol*. 1991;160(1):55–69.
37. Volpato S, Bianchi L, Lauretani F, Lauretani F, Bandinelli S, Guralnik JM, et al. Role of Muscle Mass and Muscle Quality in the Association Between Diabetes and Gait Speed. *Diabetes Care*. 2012;35(8):1672–9.
38. Andersen H, Nielsen S, Mogensen CE, Jakobsen J. Muscle Strength in Type 2 Diabetes. *Diabetes*. 2004;53(6):1543–8.
39. Western MJ, Malkowski OS. Associations of the Short Physical Performance Battery (SPPB) with Adverse Health Outcomes in Older Adults: A 14-Year Follow-Up from the English Longitudinal Study of Ageing (ELSA). *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(23):16319.
40. Chiles NS, Phillips CL, Volpato S, Bandinelli S, Ferrucci L, Guralnik JM, et al. Diabetes, peripheral neuropathy, and lower-extremity function. *J Diabetes Complications*. 2014;28(1):91–5.
41. Montesanto A, Lagani V, Spazzafumo L, Tortato E, Rosati S, Corsonello A, et al. Physical performance strongly predicts all-cause mortality risk in a real-world population of older diabetic patients: machine learning approach for mortality risk stratification. *Front Endocrinol (Internet)*. 2024 Apr 30 (cited 2025 Aug 24);15. Available from: <https://www.frontiersin.org/journals/endocrinology/articles/10.3389/fendo.2024.1359482/full>
42. White M, Schiller M. How accurate is monofilament testing for the diagnosis of diabetic peripheral neuropathy? *Evid-Based Pract*. 2017;20(7):7.
43. Aithal V, Bhat S. Semmes Weinstein monofilament test for detection of diabetic peripheral neuropathy: sensitivity and specificity. *Egypt J Neurol Psychiatry Neurosurg*. 2024;60(1):6.
44. Erdfelder E, Faul F, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. 2009;41(4):1149–60.
45. Pavasini R, Guralnik J, Brown JC, di Bari M, Cesari M, Landi F, et al. Short Physical Performance Battery and all-cause mortality: systematic review and meta-analysis. *BMC Med*. 2016;14(1):215.
46. Treacy D, Hassett L. The Short Physical Performance Battery. *J Physiother*.

2018;64(1):61.

47. Río X, Guerra-Balic M, González-Pérez A, Larrinaga-Undabarrena A, Coca A. Valores de referencia del SPPB en personas mayores de 60 años en el País Vasco. *Aten Primaria*. 2021;53(8):102075.
48. Torres CM, Biancardi C, Pequera G, Fábrega G. Mechanics and energy during treadmill walking in Healthy Uruguayan Adults: effect of BMI and age. *An Fac Med (Internet)*. 2024 (cited 2025 Apr 17);11(2). Available from: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S2301-12542024000201202&lng=es&nrm=iso&tlng=es
49. Pavei G, Seminati E, Cazzola D, Minetti AE. On the Estimation Accuracy of the 3D Body Center of Mass Trajectory during Human Locomotion: Inverse vs. Forward Dynamics. *Front Physiol (Internet)*. 2017 (cited 2024 Apr 28);8. Available from: <https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2017.00129/full>
50. Di Prampero PE. La locomozione umana su terra, in acqua, in aria - fatti e teorie. Milano: Edi.Ermes; 2015. 224 p.
51. Cooke CB. Metabolic Rate and Energy Balance. In: *Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Tests, Procedures and Data*. 3rd ed. Routledge; 2008.
52. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons; 2009. 384 p.
53. Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Med Física*. 2012;33(2):1-29.
54. Pequera G, Yelós V, Biancardi CM. Reducing cost of transport in asymmetrical gaits: lessons from unilateral skipping. *Eur J Appl Physiol*. 2023;123(3):623-31.
55. Oeveren BT van, Ruiters CJ de, Beek PJ, Dieën JH van. Optimal stride frequencies in running at different speeds. *PLOS ONE*. 2017;12(10):e0184273.
56. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol*. 1995;198(2):379-93.
57. Cavagna GA. External, Internal and Total Mechanical Work Done During Locomotion. In: *Physiological Aspects of Legged Terrestrial Locomotion*. Springer International Publishing; 2017. p. 129-38.
58. Minetti AE, Moorhead AP, Pavei G. Frictional internal work of damped limbs oscillation in human locomotion. *Proc R Soc B Biol Sci*. 2020;287(1931):20201410.
59. Giannechini G, Bona R, Biancardi CM. Mechanics of Walking in Subjects with Diabetes Mellitus type II. In: *2024 International Symposium on 3D Analysis of Human Movement (3DAHM) (Internet)*. 2024 (cited 2025 Apr 12). p. 1-4. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/10920684>
60. Agresti A. A Survey of Exact Inference for Contingency Tables. *Stat Sci*. 1992;7(1):131-53.
61. Weir JP, Vincent WJ. Statistics in kinesiology (Internet). Human Kinetics Publishers Inc.; 2024 (cited 2024 Mar 8). 297 p. Available from: https://books.google.com/books/about/Statistics_in_Kinesiology.html?id=pl7UDwAAQBAJ
62. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. New York: Routledge; 2013. 567 p.
63. Bergland A, Strand BH. Norwegian reference values for the Short Physical Performance Battery (SPPB): the Tromsø Study. *BMC Geriatr*. 2019;19:216.
64. Río X, Guerra-Balic M, González-Pérez A, Larrinaga-Undabarrena A, Coca A. Valores de referencia del SPPB en personas mayores de 60 años en el País

Vasco. *Aten Primaria*. 2021;53(8):102075.

65. Olaiya MT, Hanson RL, Kavena KG, Sinha M, Clary D, Horton MB, et al. Use of graded Semmes Weinstein monofilament testing for ascertaining peripheral neuropathy in people with and without diabetes. *Diabetes Res Clin Pract*. 2019;151:1-10.
66. Hoveizavi R, Gao F, Ramirez VJ, Shuman BR, Joiner JC, Fisher SJ. Compromised neuromuscular function of walking in people with diabetes: A narrative review. *Diabetes Res Clin Pract*. 2023;202:110802.
67. Kalyani RR, Tra Y, Yeh HC, Egan JM, Ferrucci L, Brancati FL. Quadriceps Strength, Quadriceps Power, and Gait Speed in Older U.S. Adults with Diabetes Mellitus: Results from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2002. *J Am Geriatr Soc*. 2013;61(5):769-75.
68. Biancardi CM, Bona RL, Lagos Hausheer L. Human locomotion: models and biomechanical variables. *Pensar En Mov Rev Cienc Ejerc Salud*. 2020;18(2):168-98.
69. Suzuki K, Yamada Y, Handa T, Imada G, Iwaya T, Nakamura R. Relationship Between Stride Length and Walking Rate in Gait Training for Hemiparetic Stroke Patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 1999;78(2):147.
70. Slaman J, Bussmann J, Slot WM van der, Stam HJ, Roebroeck ME, Berg-Emons RJ van den. Physical Strain of Walking Relates to Activity Level in Adults With Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(5):896-901.
71. Hazari A, Maiya AG, Shivashankara KN, Agouris I, Monteiro A, Jadhav R, et al. Kinetics and kinematics of diabetic foot in type 2 diabetes mellitus with and without peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis. *SpringerPlus*. 2016;5(1):1819.
72. Khalaf K, Al-Angari HM, Khandoker AH, Lee S, Almahmeed W, Al Safar HS, et al. Gait alterations in the UAE population with and without diabetic complications using both traditional and entropy measures. *Gait Posture*. 2017;58:72-7.
73. Dal U, Erdogan T, Resitoglu B, Beydagi H. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait Posture*. 2010;31(3):366-9.
74. Bennett BC, Abel MF, Wolovick A, Franklin T, Allaire PE, Kerrigan DC. Center of Mass Movement and Energy Transfer During Walking in Children With Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(11):2189-94.
75. Olney SJ, Costigan PA, Hedden DM. Mechanical Energy Patterns in Gait of Cerebral Palsied Children with Hemiplegia. *Phys Ther*. 1987;67(9):1348-54.
76. Purbasari B, Kurniawan SN, Husna M, Candradikusuma D, Al-Rasyid H. Diagnostic Test of Polyneuropathy Score, 10-G Semmes Weinstein Monofilament (swm) and Vibration Perception Threshold (vpt)-Quantitative Sensory Testing (qst) in Distal Sensory Polyneuropathy (dsp)-Human Immunodeficiency Virus (hiv). *MNJ Malang Neurol J*. 2019;5(1):21-9.

Nota del editor: El editor responsable por este trabajo es Gonzalo Ferreira.

Nota de contribución autor: Conceptualización: Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Metodología: Gonzalo Giannechini, Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Software: Carlo M. Biancardi. Análisis formal: Gonzalo Giannechini, Carolina Aguiar, Morena Bueno, Bautista Caporale, Gean Castillo, Sofia Chinazzo, Abril Godiño, Bruno Mendaña, Pedro Sawczuk, Mathias Torres, Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Investigación: Gonzalo Giannechini, Carolina Aguiar, Morena Bueno, Bautista Caporale, Gean Castillo, Sofia Chinazzo, Abril Godiño, Bruno Mendaña, Pedro Sawczuk, Mathias Torres, Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Recursos: Gonzalo Giannechini, Carolina Aguiar, Morena Bueno, Bautista Caporale, Gean Castillo, Sofia Chinazzo, Abril Godiño, Bruno Mendaña, Pedro Sawczuk, Mathias Torres, Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Curación de datos: Carlo M. Biancardi. Visualización: Gonzalo Giannechini, Carlo M. Biancardi. Escritura - borrador original: Gonzalo Giannechini, Carlo M. Biancardi. Escritura - revisión y edición: Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Supervisión: Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi. Administración del proyecto: Renata L. Bona, Carlo M. Biancardi.

Nota de disponibilidad de datos: Los conjuntos de datos que apoyan a los resultados de este estudio se encuentran disponibles en el repositorio Redata de la ANII.

Datos metabólicos: <https://doi.org/10.60895/redata/D2I4UJ>;

Datos cinemáticos: <https://doi.org/10.60895/redata/SBOOXW>.