

TESIS DOCTORAL



ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado en Ciencias del Deporte

IMPACTO DEL DISPOSITIVO FLUIWALK EN LOS PARÁMETROS
BIOMECÁNICOS Y METABÓLICOS DE LA MARCHA EN ADULTOS SANOS

Autor:

Claudio Di Brigida

Director:

Dr. D. Domenico Cherubini

Murcia, 30 de septiembre de 2025

TESIS DOCTORAL



ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado en Ciencias del Deporte

IMPACTO DEL DISPOSITIVO FLUIWALK EN LOS PARÁMETROS
BIOMECÁNICOS Y METABÓLICOS DE LA MARCHA EN ADULTOS SANOS

Author:

Claudio Di Brigida

Supervisors:

Dr. D. Domenico Cherubini

Murcia, september 30, 2025

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Domenico Cherubini, en calidad de director⁽¹⁾ de la tesis doctoral titulada «Impacto del dispositivo fluiwalk en los parámetros biomecánicos y metabólicos de la marcha en adultos sanos», realizada por el Dr. Claudio Di Brigida en el curso de doctorado en Ciencias del Deporte, **autoriza su presentación para su elaboración**, ya que cumple las condiciones necesarias para su defensa.

Firmado, en cumplimiento del Real Decreto 99/2011, de 28 de enero, en Murcia, a 30 de septiembre de 2025.



RESUMEN

La actividad física regular es un elemento fundamental en la prevención y el control de las enfermedades crónicas no transmisibles, en particular los trastornos metabólicos, cardiovasculares y musculoesqueléticos. Dentro de las estrategias de promoción de la salud pública, caminar se perfila como una forma de ejercicio especialmente eficaz y accesible, caracterizada por su seguridad, sostenibilidad y un amplio respaldo científico que documenta sus beneficios fisiológicos y clínicos. Las pruebas internacionales y las directrices de salud pública confirman que caminar, practicado con la intensidad, frecuencia y modalidad adecuadas, es una intervención prioritaria para mejorar la función motora e influir positivamente en los parámetros metabólicos, cardiorrespiratorios y vasculares (Murtagh, Murphy, Boone-Heinonen, 2010). Esta eficacia está estrechamente relacionada con una biomecánica correcta y una carga de entrenamiento adecuada.

Recientemente, la investigación aplicada en el campo de la rehabilitación y el ejercicio adaptado ha centrado su atención en el desarrollo de dispositivos capaces de aumentar la eficacia de la marcha mediante estimulaciones neuromusculares accesorias y la modulación controlada de las cargas externas. Entre estos instrumentos, los dispositivos FluiWalk (FW), compuestos por discos de goma rellenos de líquido con una masa variable entre 400 y 1000 gramos, representan una innovación reciente y aún poco explorada en la literatura científica. Estos instrumentos, que se sostienen y se balancean durante la marcha, aprovechan una dinámica fluida interna que induce componentes inerciales variables durante el movimiento de las extremidades superiores, aumentando la activación muscular de los grupos estabilizadores escapulares y del tronco y estimulando eficazmente el sistema de control postural (Punt, et al., 2015). A pesar del número limitado de estudios disponibles, algunas pruebas preliminares indican que esta estimulación adicional puede mejorar el control de la estabilidad mediolateral, aumentar el gasto energético y ampliar la activación muscular accesorio (Punt, et al., 2015).

El objetivo de este estudio fue evaluar de forma rigurosa y sistemática los efectos agudos del uso de FluiWalk sobre los principales parámetros metabólicos (frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, consumo de oxígeno, umbral ventilatorio, lactato en sangre) y sobre los parámetros espacio-temporales de la marcha (longitud de la zancada, cadencia, variaciones cinemáticas) en sujetos sanos. La investigación experimental, realizada en el laboratorio Arcamedica de L'Aquila, incluyó tres condiciones experimentales aleatorias: caminata basal sin FluiWalk (TEST_0), caminata con FluiWalk (TEST_F) y caminata posterior sin FluiWalk (TEST_no_F), para identificar los efectos agudos y los posibles efectos residuales.

La muestra experimental estaba compuesta por diez adultos sanos (7 hombres y 3 mujeres, con una edad media de $29,4 \pm 6,5$ años), cada uno de los cuales se sometió a tres sesiones de caminata en cinta de correr de 10 minutos de duración, ajustadas a la velocidad individual de confort. Las mediciones de los parámetros metabólicos se realizaron utilizando el metabolímetro Fitmate PRO (Cosmed, Italia) y la dosificación de lactato en sangre mediante Lactate Scout (EKF Diagnostic). Los parámetros cinemáticos y espacio-temporales se registraron mediante el sistema Optogait (Microgait). El análisis estadístico se realizó utilizando un modelo lineal mixto (LMM), que permitió discriminar la variabilidad intra e interindividual, integrado con correcciones por errores de tipo I y pruebas post hoc para las comparaciones entre condiciones experimentales.

Los resultados mostraron cambios estadísticamente significativos en ambos ámbitos analizados. Metabólicamente, durante el uso de FluiWalk se registró un aumento significativo de la frecuencia respiratoria (FR) y de la capacidad vital espiratoria (CVD), con una tendencia al alza en el consumo de oxígeno (VO_2), no estadísticamente significativa en comparación con el control. La eliminación de los dispositivos al final de la prueba mostró una reducción significativa del VO_2 en comparación con los valores anteriores, lo que indica un posible efecto secundario de ahorro energético. Desde el punto de vista espacio-temporal, los FluiWalk provocaron un aumento significativo de la longitud de la zancada y una reducción de la cadencia, con efectos parcialmente persistentes en la sesión posterior sin dispositivo, lo que indica una adaptación neuromotora temporal.

Estos resultados sugieren que los FluiWalk pueden representar una ayuda potencial para mejorar la funcionalidad de la marcha en contextos de prevención, entrenamiento y rehabilitación, modulando selectivamente las respuestas metabólicas, ventilatorias y biomecánicas. Sin embargo, el número limitado y la selección de una muestra joven y sana limitan en gran medida la generalización de los resultados. Se necesitan estudios futuros, aleatorizados y controlados, para confirmar y ampliar estas observaciones a poblaciones clínicas o con fragilidad motora, desarrollar protocolos de uso personalizados y evaluar los efectos crónicos del uso de FluiWalk. Además, investigaciones adicionales deberían explorar la integración de datos biomecánicos con medidas objetivas del impacto en la calidad de vida y los resultados clínicos relevantes.

PALABRAS CLAVE

FluiWalk, biomecánica, marcha, postura

TÉRMINOS DEL TESAURO

Análisis de la marcha; Metabolismo energético; Equipos de ejercicio.

ABSTRACT

Regular physical activity is essential for maintaining a healthy lifestyle and preventing many chronic diseases. Among the many forms of exercise, walking is one of the easiest to do and one of the most effective. In this context, for many years now, Nordic walking, with its characteristic poles, has become one of the most popular physical activities among those who want to exercise for health reasons. In recent years, to stimulate the body while walking, the market has offered tools that help make it more efficient and effective. Among these products are Fluiwalks (FW), which consist of disc-shaped rubber weights with variable weights (from 400 g to 1 kg), which are held while walking and contain a liquid inside. The inertial momentum of the liquid should stimulate greater arm movement and improve overall posture. It should also increase walking intensity and, consequently, calorie consumption.

Therefore, the aim of this study was to analyse the effects of using Fluiwalks on the metabolic and biomechanical parameters of walking. The research was carried out in collaboration with the Arcamedica laboratory in L'Aquila, which provided the equipment. Ten healthy subjects (7 men and 3 women; age 29.4 ± 6.5 years) walked on a treadmill for 10 minutes at their most comfortable speed, repeating the test 3 times: 1) without FW (TEST_0), 2) with FW (TEST_F) and 3) again without FW (TEST_no_F), to assess the lasting effects. During the last minute of the test, the parameters under study were recorded. Metabolic parameters, such as heart and respiratory rate, oxygen consumption and ventilatory threshold, were recorded with a metabolometer (Fitmate PRO Cosmed-Rome, Italy). Blood lactate was measured with the Lactate Scout from EKF Diagnostic, while the Optogait from Microgait was used to detect the spatio-temporal parameters of gait.

The data were analysed using the linear mixed model (LMM), which allowed us to consider inter-subject variability as a random effect, given the repeated measurements. Post hoc tests were used to compare the experimental conditions and identify significant differences between TEST_0, TEST_F and TEST_no_F, ensuring control of type I errors.

The results showed that the use of Fluiwalk induces changes in gait pattern, with significant acute and chronic effects, providing new insights into the effectiveness of these instruments in daily training and for functional and motor rehabilitation purposes. At the metabolic level, the results showed that between the first test without FW and the second with FW, only the respiratory parameters increased significantly (FR and EVC with $p = 0.05$ and $p = 0.01$, respectively), while the increase in VO_2 was not significant. A significant decrease in VO_2 was observed when subjects repeated the test without FW ($p = 0.007$). However, significant changes were observed in the spatio-temporal parameters of gait: an increase in length and e ($p < 0.01$) corresponded to a reduction in gait frequency ($p < 0.01$), which was also maintained during the repetition of the test without FW.

These results suggest that FluiWalk can be considered a valid alternative tool in the field of functional training and motor rehabilitation, given its influence on both short- and long-term gait patterns. Future studies should investigate the impact of these devices on a larger sample of the population and in different application contexts, as well as introduce comparisons with control groups, which has not been possible on this occasion due to the well-known problems of COVID-19.

KEYWORDS

FluiWalk, biomechanics, posture

THESAURUS TERMS

Gait Analysis; Energy Metabolism; Exercise equipment.

AGRADECIMIENTOS

«Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas que me han acompañado en este camino hacia el doctorado, porque su apoyo y sus experiencias han hecho posible todo esto. En primer lugar, me gustaría dar las gracias a mis compañeros del Laboratorio Arcamidico de la Universidad de L'Aquila por su colaboración, profesionalidad y amistad durante este periodo de investigación. Entre ellos, se encuentran el profesor Marco De Angelis y el profesor Massimo Angelozzi, que me han guiado con sabiduría, ofreciéndome constantemente su apoyo y sus conocimientos, que han sido el motor de mi trabajo. También quiero expresar mi más profundo agradecimiento al profesor Domenico Cherubini, de la Universidad UCAM, que ha seguido mi trabajo con gran dedicación y paciencia. Además, siempre me ha ofrecido consejos valiosos, apoyo incondicional y ha creído en mí. Del mismo modo, quiero dar las gracias de manera especial a mi profesora de español Diana Lorena Valencia Riomaña, porque su disponibilidad y compromiso me han ayudado a superar las barreras lingüísticas y a mejorar mis competencias con entusiasmo y dedicación.

Y, por último, pero no menos importante, está el agradecimiento que siento hacia mi familia, porque han estado en cada etapa del camino, su cariño, su apoyo incondicional, me han dado fuerzas en los momentos más difíciles y han sido una luz, como una alegría para mí, en los momentos de éxito. Quiero destacar que sin ellos ni siquiera esto habría sido posible. Así que muchas gracias».

Claudio di Brigida, 30 septiembre de 2025.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	7
I- INTRODUCCIÓN	25
1.1. Síndrome metabólico	27
1.1.1. Epidemiología y prevalencia.....	28
1.1.2. Criterios diagnósticos.....	28
1.1.3. Patogénesis del síndrome metabólico.....	29
1.1.4. Factores de riesgo	30
1.1.5. Consecuencias	32
1.1.6. Prevención y tratamiento.....	34
1.2. La importancia de caminar como herramienta para combatir la hipocinesia.....	35
1.3. Caminar.....	37
1.4. La biomecánica de la marcha	40
1.4.1. Las medidas del ciclo de marcha.....	51
1.4.2. Oscilación de las extremidades superiores	52
1.4.3. La trayectoria del centro de gravedad del sistema cabeza-brazo-tronco (sombrero)	54
1.4.4. El papel del tronco en la locomoción	57
1.5. Actividad física frente a ejercicio físico	58
1.6. VO ₂ m e FC.....	60
1.7. FluiWalk.....	63
II- JUSTIFICACIÓN	69
2.1. Justificación del estudio	69
2.1.1. Contexto epidemiológico y relevancia sanitaria	69

2.1.2.	Caminar como ejercicio objetivo.....	69
2.1.3.	Innovación tecnológica: la lógica de FluiWalk	70
2.1.4.	Ausencia de pruebas científicas y singularidad del presente trabajo	71
2.1.5.	Objetivos funcionales y perspectivas de aplicación.....	71
III-	OBJETIVOS	75
3.1.	Objetivos	75
3.1.1.	Marco general y relevancia clínica	75
3.1.2.	Objetivos biomecánicos.....	76
3.1.3.	Objetivos metabólicos y fisiológicos	77
3.1.4.	Relevancia traslacional y perspectivas de aplicación	78
3.1.5.	Finalidad cognitiva y contribución a la literatura científica	79
IV-	MATERIAL Y MÉTODO	83
4.1.	Metodología	83
4.1.1.	Materiales y métodos	83
4.2.	Procedimiento.....	90
4.2.1.	T0 (prueba inicial/Fluiwalk antes del uso)	91
4.2.2.	TEST F (recorrido con FluiWalk).....	92
4.2.3.	PRUEBA NOF (prueba sin FluiWalk).....	95
V-	RESULTADOS	103
5.1.	Análisis estadístico.....	105
5.2.	Valores metabólicos registrados durante las pruebas	103
5.2.1.	Frecuencia respiratoria (Rf)	104
5.2.2.	Volumen espiratorio corriente (EVC)	105
5.2.3.	Consumo de oxígeno (VO ₂).....	107
5.2.4.	Frecuencia cardíaca (FC).....	108
5.2.5.	Concentración de lactato	110
5.3.	Parámetros espacio-temporales	111

5.4.	Análisis Estadístico Inferencial	115
5.4.1.	Introducción al análisis de significación.....	115
5.4.2.	Parámetros metabólicos	115
5.4.3.	Parámetros espacio-temporales de la marcha	116
VI-	DISCUSIÓN	119
6.1.	Implicaciones biomecánicas y motoras	119
6.2.	Implicaciones metabólicas: mayor conciencia	120
6.3.	Comparación con la bibliografía existente y posibles mecanismos.....	122
6.4.	Implicaciones clínicas: aplicaciones y ventajas.....	124
VII-	CONCLUSIONES	129
VIII-	LÍMITES Y LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS	135
8.1.	Límites metodológicos del estudio.....	135
8.2.	Perspectivas de investigación y aplicaciones clínicas.....	136
IX-	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	141

ÍNDICE DE FIGURAS, TABLAS Y ANEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases de la marcha.....	38
Figura 2. Exercise-induced adaptations improving VO ₂ peak in heart disease.	42
Figura 3. Representación del modelo del «péndulo invertido» aplicado a la marcha.	45
Figura 4. Fases del ciclo de la marcha con sus subfases clásicas	45
Figura 5. Ciclo de la marcha: apoyo (60 %) y balanceo (40 %)	48
Figura 6. Activación de los principales músculos de las extremidades inferiores durante el ciclo de la marcha.....	50
Figura 7. Activación muscular de la extremidad superior durante la marcha.....	53
Figura 8. Ejemplo de uso de un sistema óptico Vicon	55
Figura 9. Trayectoria sinusoidal del centro de masa durante la marcha	56
Figura 10. Frecuencia cardíaca medida durante el ejercicio.	63
Figura 11. Fluiwalk de 0,600 kg	64
Figura 12. Ejemplo de uso alternativo de FluiWalk al de su uso en la marcha.....	65
Figura 13. FluiWalk.....	66
Figura 14. Protocolo de análisis metabólico, lactacido y de la marcha durante la caminata en la cinta.....	84
Figura 15. Sistema metabólico fitmate PRO	85
Figura 16. Lactate scout+.....	86
Figura 17. Optojump.....	88
Figura 18. Optogait	90
Figura 19. T0 Prueba inicial	92
Figura 20. Prueba F con el uso de FluiWalk.....	94
Figura 21. Prueba NO-F	97

Figura 22. Prueba Fr.....	104
Figura 23. Prueba EVC	106
Figura 24. Prueba VO2	107
Figura 25. Prueba FC	109
Figura 26. Prueba de concentración de lactato	110

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tabla para principiantes.....	93
Tabla 2. (Tabla de participante expertos, aquellos que ya han utilizado FuiWalk en el pasado).....	93
Tabla 3. Valores medios $\pm$ devación estándar de los parámetros metabólicos registrados durante las pruebas en tres condiciones diferentes. En color aquellos con diferencias significativas: en rosa $p < 0,05$; en rojo $p < 0,01$	103
Tabla 4. Valores medios $\pm$ devación estándar de los parámetros espacio-temporales de la marcha. En color se indican las diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$ en rosa; $p < 0,01$ en rojo)	112
Tabla 5. Tabla de comparación parámetros metabólicos.....	116
Tabla 6. Tabla de comparación parámetros espacio-temporales de la marcha	116

I – INTRODUCCIÓN

I - INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, el aumento de la prevalencia de las enfermedades crónicas no transmisibles (ECNT) ha suscitado un interés creciente por la adopción de estrategias preventivas basadas en intervenciones no farmacológicas. En este contexto, la actividad física representa una de las soluciones más eficaces y sostenibles para la promoción de la salud pública, la prevención de enfermedades crónicas y la reducción de los costes sanitarios.

La Organización Mundial de la Salud reconoce la inactividad física como uno de los principales factores de riesgo de morbilidad y mortalidad a nivel mundial. Varios metaanálisis confirman que la actividad física regular, incluso de intensidad moderada, reduce significativamente el riesgo de enfermedades cardiovasculares, diabetes tipo 2, síndrome metabólico y algunos tipos de cáncer (Benedetti et. al., 2006).

Entre las formas de ejercicio físico, caminar se distingue por su accesibilidad, seguridad y replicabilidad. Al no requerir conocimientos específicos ni equipos complejos, constituye una base sólida para programas de ejercicio estructurados en múltiples contextos, incluidos los clínicos y preventivos. La distinción entre actividad física espontánea y ejercicio estructurado es fundamental para comprender los efectos fisiológicos adaptativos. Se sabe que los protocolos estructurados pueden inducir modificaciones cardiovasculares, metabólicas y neuromotoras superiores a las de las actividades ocasionales no planificadas.

En el contexto de un ejercicio estructurado y adaptado, cobra especial relevancia el síndrome metabólico, una afección clínica definida por la coexistencia de factores de riesgo cardiovascular y metabólico, como hipertensión, hiperglucemia, dislipidemia y obesidad visceral. Este síndrome, estrechamente relacionado con la inactividad física, representa hoy en día una de las principales emergencias sanitarias a nivel mundial, tanto en términos de prevalencia como de impacto pronóstico (Hamooya et al., 2025).

Los enfoques no farmacológicos, en particular los basados en la actividad física regular, se reconocen como intervenciones de primera línea en la prevención y la gestión del síndrome metabólico. En este contexto, es fundamental profundizar en el papel de las estrategias de ejercicio que sean a la vez sostenibles, escalables y fisiológicamente eficaces.

Junto a metodologías validadas como el Nordic Walking, que ha demostrado beneficios significativos tanto a nivel biomecánico como metabólico, surgen nuevas propuestas tecnológicas destinadas a aumentar la eficacia del movimiento motor. Entre ellas, los FluiWalks son un ejemplo de dispositivo portátil diseñado para ser utilizado durante la marcha, cuyo principio de funcionamiento se basa en la introducción de una carga inercial variable en las extremidades superiores. (Liu & Kim, 2025)

La presente tesis se propone explorar el potencial de los FluiWalks como herramienta de modulación biomecánica y energética de la marcha, evaluando sus efectos agudos y a corto plazo en sujetos sanos. El objetivo final es construir una base teórica preliminar que justifique su uso en protocolos de ejercicio adaptado, incluso en contextos clínicos y preventivos.

Con este fin, la introducción se articula en cinco secciones distintas pero interconectadas, que construyen progresivamente la base teórica en la que se fundamenta la investigación experimental:

- Un marco clínico, epidemiológico y patogénico del síndrome metabólico, con especial referencia a su interacción con los niveles de actividad física y al estado actual de las estrategias no farmacológicas para su prevención y gestión.
- Una exploración de los mecanismos fisiológicos y biomecánicos a través de los cuales el caminar ejerce efectos protectores y terapéuticos, lo que justifica su uso como herramienta prioritaria en los protocolos de promoción de la salud.
- Un análisis de las bases teóricas y experimentales de la biomecánica de la marcha, con un enfoque en el papel funcional de la oscilación de las extremidades superiores y en las posibles modificaciones inducidas por cargas externas distribuidas.

- Una comparación sistemática entre la actividad física espontánea y los programas de ejercicio estructurado, con el fin de poner de relieve las condiciones que hacen que una intervención de ejercicio sea e e eficaz en términos de adaptación metabólica y neuromotora.
- Una revisión de las pruebas científicas relativas al Nordic Walking, entendido como modelo de referencia consolidado, y una contextualización de los FluiWalks como propuesta innovadora que se inscribe en el mismo paradigma funcional, aunque se diferencia por sus modalidades de estimulación biomecánica.

El objetivo general es construir una base teórica y científica sólida que justifique el análisis experimental propuesto en los capítulos siguientes y que permita interpretar críticamente los resultados a la luz de los conocimientos actuales en el ámbito fisiológico, metabólico y rehabilitador.

1.1. SÍNDROME METABÓLICO

El síndrome metabólico representa una de las emergencias epidemiológicas más importantes de la época contemporánea, estrechamente relacionada con la difusión de estilos de vida sedentarios, una alimentación hipercalórica y la escasa actividad física (Alberti et al., 2006). Se configura como un cuadro clínico complejo, definido por la coexistencia de múltiples alteraciones metabólicas y cardiovasculares que, actuando de forma sinérgica, determinan un marcado aumento del riesgo de desarrollar enfermedades cardiovasculares, diabetes mellitus tipo 2 y una serie de complicaciones metabólicas adicionales (Eckel et. al., 2005). Las características distintivas de esta afección incluyen hipertensión arterial, hiperglucemia en ayunas, dislipidemia caracterizada por un aumento de los triglicéridos y una reducción de las lipoproteínas de alta densidad (colesterol HDL) y obesidad central debida a la acumulación de grasa visceral. Estos factores no actúan por separado, sino que contribuyen de manera integrada a aumentar la probabilidad de eventos cardiovasculares y complicaciones sistémicas, lo que confiere al síndrome metabólico un papel determinante en la salud pública mundial (Kaur, 2014).

1.1.1. Epidemiología y prevalencia

La prevalencia del síndrome metabólico muestra una marcada variabilidad en relación con las características demográficas y los criterios diagnósticos adoptados en las diferentes poblaciones. En los países occidentales, las estimaciones epidemiológicas más actualizadas indican que entre el 20 % y el 30 % de la población adulta cumple los criterios para el diagnóstico del síndrome metabólico, con una tendencia al alza constante en las últimas décadas. (Pigeot & Ahrens, 2025) En Italia, la prevalencia documentada se sitúa generalmente entre el 25 % y el 30 %, siendo mayor entre los hombres y aumentando significativamente a partir de los cuarenta años de edad. Sin embargo, la distribución del síndrome metabólico no está determinada exclusivamente por la edad y el sexo, sino que refleja el impacto sinérgico de factores ambientales y conductuales como la urbanización, la difusión de la dieta occidental rica en calorías y grasas saturadas y la reducción progresiva de los niveles de actividad física. Este modelo epidemiológico se está observando también en regiones anteriormente menos expuestas, como algunos países de Asia, Sudamérica y la zona mediterránea, lo que demuestra la naturaleza global y transversal del fenómeno (Eckel et. al., 2005).

1.1.2. Criterios diagnósticos

La definición diagnóstica del síndrome metabólico se basa en criterios rigurosos y consensuados a nivel internacional, formulados y actualizados periódicamente por organismos científicos de referencia como la Federación Internacional de Diabetes (IDF) (Alberti et. al., 2006) y el Programa Nacional de Educación sobre el Colesterol - Panel de Tratamiento de Adultos III (NCEP ATP III) (Eckel et. al., 2005). La importancia de una clasificación estandarizada se deriva de la necesidad de identificar de forma precoz a las personas con alto riesgo cardiovascular y metabólico, así como de homogeneizar los datos epidemiológicos y clínicos a escala mundial.

Según los criterios de la IDF y el NCEP ATP III, el síndrome metabólico se diagnostica cuando se dan al menos tres de los cinco factores siguientes. El primer criterio es la obesidad central, evaluada mediante la circunferencia de la cintura: un valor superior a 102 cm en los hombres y a 88 cm en las mujeres, según los

parámetros del NCEP, o según los valores específicos para cada etnia establecidos por la IDF, constituye un indicador fiable de acumulación de grasa visceral y de aumento del riesgo cardiometabólico. El segundo criterio se refiere a la presencia de triglicéridos elevados, es decir, valores iguales o superiores a 150 mg/dl, o al tratamiento farmacológico específico para la hipertrigliceridemia. El tercer criterio es la reducción de las lipoproteínas de alta densidad (colesterol HDL), consideradas protectoras frente a las enfermedades cardiovasculares: se habla de valor reducido cuando es inferior a 40 mg/dl en los hombres o 50 mg/dl en las mujeres. El cuarto criterio se refiere a la presión arterial, que se considera elevada si es igual o superior a 130/85 mmHg, o si se está siguiendo un tratamiento específico para la hipertensión arterial. El quinto criterio se refiere a la glucemia en ayunas: los valores iguales o superiores a 100 mg/dl, o el diagnóstico previo de diabetes mellitus, representan un elemento de riesgo adicional.

Este enfoque diagnóstico permite una evaluación objetiva, reproducible y estandarizada del riesgo de desarrollar enfermedades cardiovasculares y diabetes tipo 2. La aplicación sistemática de estos criterios facilita no solo la identificación de las personas en riesgo, sino también la implementación de estrategias de prevención, el inicio de intervenciones terapéuticas oportunas y el seguimiento de la eficacia de las políticas de salud pública a nivel nacional e internacional. En particular, el reconocimiento precoz del síndrome metabólico permite intervenir en varios frentes mediante la modificación del estilo de vida, la promoción de la actividad física, la mejora de la dieta y, si es necesario, el recurso a la terapia farmacológica, con el objetivo de reducir la progresión de las complicaciones relacionadas.

1.1.3. Patogénesis del síndrome metabólico

La patogénesis del síndrome metabólico se caracteriza por una compleja interacción entre factores genéticos, ambientales y conductuales, que actúan sinérgicamente en la determinación del riesgo y la progresión del cuadro clínico. En el centro de este proceso fisiopatológico se encuentra la resistencia a la insulina, una condición en la que los tejidos periféricos —principalmente el músculo esquelético, el hígado y el tejido adiposo visceral— muestran una respuesta reducida a la acción de la insulina (Saklayen, 2018), (Samuel & Shulman, 2012). Este

déficit funcional determina una alteración de la homeostasis glucídica, con la consiguiente hiperglucemia compensatoria y el desarrollo de un perfil lipídico aterogénico caracterizado por hipertrigliceridemia y reducción de las lipoproteínas de alta densidad (HDL) (Taskinen, 2003).

La inflamación crónica de bajo grado, sostenida principalmente por la actividad del tejido adiposo visceral, que actúa como órgano endocrino produciendo citocinas proinflamatorias como la interleucina-6 (IL-6), el factor de necrosis tumoral alfa (TNF- α) y la resistina, desempeña un papel fundamental. Estos mediadores e s contribuyen tanto al mantenimiento de la resistencia a la insulina como a la aparición de daños vasculares, favoreciendo la disfunción endotelial (Hotamisligil, 2006). Esta última se manifiesta a través de una reducción de la biosíntesis de óxido nítrico, un aumento de la vasoconstricción y una mayor susceptibilidad a la formación de placas ateroscleróticas (Mather et. al., 2013).

Las alteraciones lipídicas representan otro pilar de la patogénesis, ya que la resistencia a la insulina promueve una hipertrigliceridemia progresiva asociada a una reducción del HDL, configurando así un cuadro de dislipidemia altamente aterogénica (Borén et al, 2013). Además, el estrés oxidativo, determinado por un desequilibrio entre la producción de especies reactivas de oxígeno y la capacidad antioxidante de los sistemas endógenos, desempeña un papel clave en la progresión del síndrome metabólico, causando daños celulares y tisulares y amplificando el riesgo de complicaciones vasculares y metabólicas (Roberts & Sindhu, 2009).

1.1.4. Factores de riesgo

El síndrome metabólico se configura como una afección cuya aparición está determinada por una compleja red de factores de riesgo, tanto modificables como no modificables, que interactúan dinámicamente en el tiempo y el espacio. La predisposición genética es un elemento clave: estudios recientes han demostrado que numerosos polimorfismos genéticos, así como los antecedentes familiares de diabetes tipo 2 u obesidad, aumentan significativamente el riesgo de desarrollar el

síndrome metabólico, debido a una menor sensibilidad a la insulina y a alteraciones en los mecanismos de regulación metabólica (Povel et al., 2011).

Sin embargo, el papel de la genética siempre se manifiesta en sinergia con factores ambientales, entre los que la obesidad visceral representa uno de los principales determinantes: la acumulación de grasa central, en comparación con la periférica, ejerce una profunda influencia en el riesgo cardiometabólico, ya que el tejido adiposo visceral se comporta como un verdadero órgano endocrino capaz de promover procesos inflamatorios y resistencia a la insulina (Després, 2012).

El estilo de vida sedentario emerge como un factor de riesgo modificable adicional, ampliamente documentado en la literatura. Una insuficiencia crónica e de actividad física, junto con períodos prolongados de inactividad, favorece la aparición progresiva de resistencia a la insulina y el aumento de la masa grasa, agravando el cuadro clínico (Strasser, 2013). A esto se suma el papel negativo de una dieta desequilibrada: el consumo regular de alimentos ricos en azúcares simples, grasas saturadas y productos ultraprocesados está fuertemente asociado con el aumento de la prevalencia del síndrome metabólico y sus componentes principales (Mozaffarian et al., 2011).

La edad es un factor no modificable de gran importancia: numerosos datos epidemiológicos confirman que la prevalencia del síndrome metabólico aumenta con la edad, debido a la reducción fisiológica del metabolismo basal, la masa muscular y la capacidad de regulación glucémica y lipídica (Ford, Giles, Dietz, 2002). La exposición a sustancias nocivas como el humo del tabaco y el consumo excesivo de alcohol también se asocia con un aumento significativo del riesgo, ya que favorece la dislipidemia, la inflamación crónica y el empeoramiento de la función endotelial (Alberti et al., 2009).

Por último, las condiciones de estrés crónico y los trastornos del sueño se reconocen como factores de riesgo emergentes adicionales. El estrés prolongado altera la regulación neuroendocrina, aumentando la secreción de cortisol y promoviendo la acumulación de grasa visceral, mientras que la privación o la mala calidad del sueño se asocian con una mayor incidencia de resistencia a la insulina,

obesidad y diabetes (Knutson & Van Cauter, 2008). La interconexión entre estos múltiples factores confirma la naturaleza multifactorial del síndrome metabólico y la importancia de estrategias preventivas y terapéuticas globales, personalizadas y multidisciplinarias.

1.1.5. Consecuencias

El síndrome metabólico es una afección clínica caracterizada por una convergencia de factores fisiopatológicos que favorecen el desarrollo de múltiples enfermedades crónicas. La resistencia a la insulina es el elemento central del cuadro, ya que promueve alteraciones en el metabolismo de los glúcidos y los lípidos que conducen, en sujetos genéticamente predispuestos, a un deterioro progresivo de la función de las células beta pancreáticas. La hiperglucemia crónica resultante se asocia con un riesgo significativamente mayor de transición a la diabetes mellitus tipo 2, con una incidencia más de cinco veces superior a la de la población sin síndrome metabólico (Grundy et al., 2005). La progresión hacia la diabetes manifiesta también implica una reducción de la capacidad compensatoria de las células beta, la activación de vías proinflamatorias y la exposición persistente de los tejidos a niveles elevados de insulina y glucosa.

La relación entre el síndrome metabólico y las enfermedades cardiovasculares está respaldada por un amplio conjunto de pruebas clínicas y epidemiológicas. La dislipidemia aterogénica, la hipertensión arterial y la inflamación crónica de bajo grado constituyen un entorno proaterosclerótico que acelera la formación y la inestabilidad de la placa en las arterias coronarias y cerebrales. En esta población, el riesgo relativo de infarto de miocardio, accidente cerebrovascular isquémico e insuficiencia cardíaca parece aumentar significativamente en comparación con las personas sin síndrome metabólico, incluso después de ajustar los factores de riesgo tradicionales (Njeim et al., 2024). También se ha documentado un aumento de la mortalidad total y cardiovascular en personas que cumplen los criterios diagnósticos internacionales para el síndrome metabólico.

En el contexto de las complicaciones hepáticas, la esteatosis hepática no alcohólica (NAFLD) es la manifestación más frecuente. La resistencia a la insulina favorece la acumulación de triglicéridos en los hepatocitos, alterando la regulación de la lipogénesis y la capacidad oxidativa hepática. El resultado es un aumento de la prevalencia de NAFLD en sujetos con síndrome metabólico en comparación con la población general, con una proporción significativa de ellos desarrollando esteatohepatitis no alcohólica (NASH), fibrosis progresiva, cirrosis y carcinoma hepatocelular (Byrne & Targher, 2015). La gravedad del daño hepático es proporcional al número de componentes del síndrome metabólico presentes.

El síndrome metabólico también está relacionado con una mayor prevalencia del síndrome de ovario poliquístico (SOP) en mujeres en edad reproductiva. La presencia de resistencia a la insulina y obesidad visceral provoca una desregulación del eje hipotálamo-hipófisis-gónadas y una hiperproducción ovárica de andrógenos, con las consiguientes alteraciones del ciclo menstrual, anovulación crónica y reducción de la fertilidad (Fu et al., 2022). Esta asociación es bidireccional, ya que el SOP es, a su vez, un predictor independiente de la aparición del síndrome metabólico y la diabetes mellitus tipo 2.

La presencia del síndrome metabólico también determina un aumento del riesgo de desarrollar neoplasias específicas. Las más frecuentes afectan al colon-recto, la mama y el páncreas, como lo demuestran estudios de cohortes y metaanálisis recientes (Esposito et al., 2012). La patogénesis del riesgo oncológico asociado implica hiperinsulinemia crónica, activación de vías mitogénicas mediadas por IGF-1, estado inflamatorio sistémico persistente y desregulación de las señales hormonales. El aumento del riesgo oncológico se manifiesta también independientemente de la presencia de diabetes manifiesta, lo que confirma el papel central de los mecanismos metabólicos e inflamatorios.

La interacción entre estos factores determina una superposición de cuadros patológicos que se refuerzan entre sí, generando una carga clínica compleja y un impacto significativo tanto en términos pronósticos como de costes sociosanitarios. Por lo tanto, la caracterización precisa y oportuna del síndrome metabólico es

esencial para la identificación precoz de las personas en riesgo y para la implementación de estrategias de prevención secundaria basadas en pruebas sólidas.

1.1.6. Prevención y tratamiento

La prevención y el tratamiento del síndrome metabólico se basan principalmente en la modificación de los factores conductuales y ambientales que favorecen su aparición y progresión. La intervención más eficaz consiste en promover cambios estructurados en los hábitos alimenticios, orientando la dieta hacia un aumento del consumo de fibra alimentaria, proteínas con bajo contenido en lípidos, grasas insaturadas y una reducción de la ingesta de grasas saturadas, azúcares simples y alimentos ultraprocesados. Estas estrategias alimentarias se asocian con una reducción significativa del peso corporal, una mejora de los perfiles lipídicos plasmáticos y el control de la glucemia en ayunas y posprandial (Estruch et al., 2018).

El aumento de la actividad física es otro pilar del tratamiento integrado del síndrome metabólico. La práctica regular de ejercicio aeróbico moderado o intenso, durante al menos 150 minutos semanales, en combinación con entrenamiento de resistencia, determina una mejora de la sensibilidad a la insulina, una reducción de la grasa visceral y un impacto favorable en los parámetros de presión y lípidos (Ross et al., 2016) ; estos efectos se han confirmado también en ensayos clínicos en personas con síndrome metabólico (Botosaneanu et al., 2021).

En los casos en los que los cambios en el estilo de vida no permiten alcanzar los objetivos metabólicos recomendados, se recomienda la introducción de una terapia farmacológica específica. La metformina es la molécula de primera elección para el control de la glucemia en personas con resistencia a la insulina o intolerancia a los glúcidos, mientras que los inhibidores de la ECA y los antagonistas de los receptores de la angiotensina II (ARA) se recomiendan para el control de la presión arterial. El tratamiento de las dislipidemias se basa principalmente en estatinas, eficaces para reducir el riesgo cardiovascular residual (Colberg et al., 2016).

El tratamiento integrado del síndrome metabólico también incluye intervenciones sobre el bienestar psicológico y conductual. Las técnicas de

relajación, las estrategias de control del estrés y la promoción de la calidad del sueño se asocian con una mejora de los parámetros metabólicos y una reducción del riesgo de progresión del síndrome (Itani et al., 2017). El abandono del tabaquismo y la moderación o eliminación del consumo de alcohol son otros componentes fundamentales de la estrategia preventiva y terapéutica, ya que se asocian a una reducción documentada de los eventos cardiovasculares (Whelton et al., 2018).

1.2. LA IMPORTANCIA DE CAMINAR COMO HERRAMIENTA PARA COMBATIR LA HIPOCINESIA

En el contexto epidemiológico actual, la difusión de un estilo de vida sedentario representa un factor determinante para la salud pública mundial. La inactividad física es un factor etiológico central en el aumento de la prevalencia de la obesidad, la diabetes tipo 2, las enfermedades cardiovasculares y los trastornos musculoesqueléticos (Guthold et al., 2018). La obesidad se configura como el resultado de un balance energético crónicamente positivo, en el que la reducción del gasto calórico asociado a la ausencia de actividad física favorece la acumulación de tejido adiposo, promoviendo una cascada de adaptaciones metabólicas desfavorables (Balfour & Boster, 2023). Este estado hipercalórico no solo constituye un predictor independiente del desarrollo de diabetes mellitus tipo 2 y síndrome metabólico, sino que también se asocia con un riesgo proporcional de hipertensión arterial y dislipidemia.

El movimiento regular, en particular la actividad de caminar, contribuye a la modulación del metabolismo energético, a la reducción del peso corporal y a la mejora de los perfiles glucémico y lipídico. Estudios longitudinales han demostrado que un aumento del número medio de pasos diarios está inversamente relacionado con la prevalencia de la obesidad y sus complicaciones metabólicas (Banach et al., 2023) (Paluch et al., 2021). El impacto del sedentarismo se extiende al sistema musculoesquelético: la reducción de la actividad conlleva una pérdida progresiva de masa muscular y densidad mineral ósea, con el consiguiente aumento del riesgo de osteoporosis, sarcopenia y fracturas (McPhee et al. 2016).

Caminar de forma regular determina un aumento de la resistencia muscular de las extremidades inferiores, una mejor postura y una ralentización de la pérdida de masa ósea, lo que pone de manifiesto un efecto preventivo frente a las patologías musculoesqueléticas.

La inactividad física también tiene efectos adversos sobre la salud mental y cognitiva. La asociación entre el sedentarismo, los síntomas depresivos y el aumento de la ansiedad está respaldada por estudios transversales y metaanálisis, que identifican la actividad física como moduladora de la neuroplasticidad, la liberación de endorfinas y la regulación de los ejes neuroendocrinos (Schuch et al., 2018). Caminar con regularidad mejora la función cognitiva, la memoria de trabajo y la capacidad de atención, facilitando una mayor perfusión cerebral y una neurogénesis adaptativa en las regiones corticales implicadas en los procesos cognitivos superiores (K. I. Erickson et al., 2019).

La actividad de caminar también ejerce un papel protector frente a las enfermedades cardiovasculares. Incluso aumentos modestos en el volumen semanal de caminata se asocian con una reducción significativa del riesgo relativo de eventos coronarios y cerebrovasculares, a través de mecanismos de mejora de la presión arterial, optimización del perfil lipídico y modulación del tono autonómico (Erickson et al., 2018). La literatura más reciente recomienda alcanzar al menos 7000-10 000 pasos al día, es decir, 30 minutos de caminata a paso sostenido, para obtener un efecto medible en la reducción del riesgo cardiovascular (Paluch et al., 2022).

Si bien el avance de las tecnologías digitales contribuye al aumento de los comportamientos sedentarios debido a la mayor disponibilidad de herramientas de trabajo y ocio estáticas, también ofrece oportunidades para promover la actividad física mediante sistemas de seguimiento y retroalimentación en tiempo real (Larsen et al., 2022). El uso de dispositivos portátiles y aplicaciones para contar los pasos ha demostrado ser eficaz para promover la adherencia a los programas

de actividad física, con efectos positivos en la consecución de los objetivos de caminata diaria.

Las barreras más importantes para la implementación sistemática de la marcha en la población general son la falta de tiempo, la percepción de inseguridad ambiental y la limitada accesibilidad a espacios adecuados para la actividad física. Las pruebas sugieren que las intervenciones estructuradas de planificación urbana, destinadas a la creación de vías peatonales seguras y a la ampliación de las zonas verdes, pueden aumentar el nivel de actividad física de la población y reducir la prevalencia de las principales enfermedades crónicas relacionadas con el sedentarismo (Sallis et al., 2016).

1.3. CAMINAR

La capacidad de caminar es una de las funciones motoras más complejas y sofisticadas que realiza el cuerpo humano, resultado de la integración coordinada de múltiples sistemas biológicos (Takakusaki, 2017). El proceso de la deambulación implica interacciones complejas entre las estructuras musculoesqueléticas, los sistemas nerviosos central y periférico, los aparatos sensoriales y los mecanismos metabólicos. Esta capacidad motora es fundamental para la vida cotidiana, ya que garantiza la autonomía, permite la interacción social, favorece el mantenimiento de un estado de salud óptimo y contribuye de manera significativa a la calidad de vida en general.

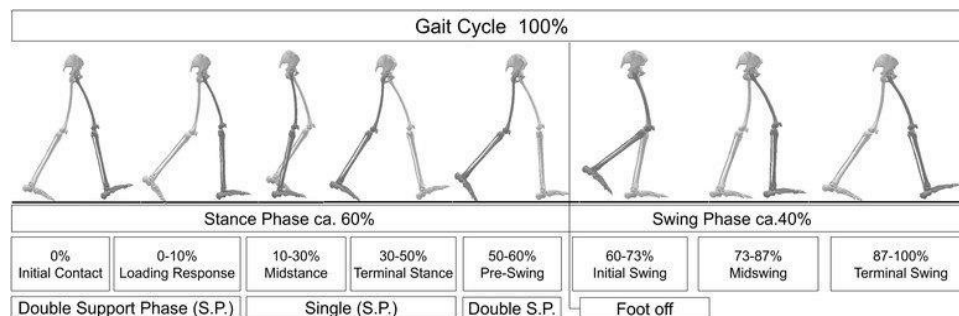
Desde el punto de vista biomecánico, la marcha humana puede definirse como una secuencia cíclica, repetitiva y altamente coordinada de movimientos de las extremidades inferiores y superiores, el tronco y la cabeza, con el fin de producir un desplazamiento del e l centro de gravedad corporal hacia delante, manteniendo al mismo tiempo el equilibrio dinámico (Takakusaki, 2017). Esta actividad motora requiere una regulación continua de la postura mediante un control neuromuscular preciso y una integración constante de la información procedente de múltiples sistemas sensoriales, como el sistema vestibular, visual y propioceptivo.

La cinemática de la marcha humana se describe comúnmente como dividida en dos fases principales, alternas y cíclicas: la fase de apoyo (stance phase), durante la cual al menos una de las dos extremidades inferiores está en contacto con el

suelo, y la fase de oscilación (swing phase), durante la cual el pie se levanta del suelo y se desplaza hacia delante. En la marcha normal, la fase de apoyo ocupa aproximadamente el 60 % del ciclo de la zancada, mientras que la fase de balanceo cubre el 40 % restante. Esta distribución garantiza una locomoción estable y eficiente desde el punto de vista energético (Winter, 1995).

Figura 1

Fases de la marcha.



Durante la fase de apoyo, la extremidad inferior soporta el peso corporal y genera las fuerzas necesarias para impulsar el cuerpo hacia adelante. Esta fase se puede subdividir en subfases funcionales, como el contacto inicial (initial contact), el apoyo intermedio (midstance) y la propulsión (toe-off), cada una de las cuales se caracteriza por patrones específicos de activación muscular. La eficiencia de este mecanismo depende en gran medida de la capacidad de los músculos antigravitatorios (por ejemplo, cuádriceps, glúteos y gastrocnemios) para producir y regular las fuerzas que permiten el avance corporal y el control postural.

La fase oscilatoria, por su parte, permite la recuperación y el avance de la extremidad libre. Durante esta fase, los músculos flexores de la cadera, extensores de la rodilla y dorsiflexores del tobillo actúan en sinergia para permitir que la extremidad supere posibles obstáculos, alcance una posición óptima para el siguiente apoyo y minimice la energía gastada durante el movimiento. Una coordinación óptima entre las dos fases garantiza la continuidad y la fluidez de la marcha, reduciendo al mínimo las variaciones del centro de masa corporal y limitando el gasto energético.

Paralelamente a los aspectos biomecánicos, la marcha humana implica una activación metabólica significativa. El coste energético de la marcha se expresa generalmente en términos de consumo de oxígeno (VO_2), indicador directo de la actividad aeróbica y la eficiencia metabólica durante la locomoción. Hay varios factores que pueden influir en el coste energético de la marcha, como la velocidad, la longitud de la zancada, la masa corporal, el tipo de terreno y las condiciones ambientales. Por lo tanto, una evaluación precisa del metabolismo energético asociado a la marcha es fundamental para comprender la eficiencia motora y la fatiga muscular, así como para detectar posibles alteraciones de la función locomotora en personas patológicas o de edad avanzada.

Además, la literatura científica reconoce claramente la importancia de parámetros como la longitud de la zancada, la frecuencia y el ritmo de la marcha como marcadores de la salud funcional. Estudios epidemiológicos han demostrado que las modificaciones en los parámetros biomecánicos de la marcha están asociadas a una amplia gama de afecciones patológicas, como enfermedades neurodegenerativas (por ejemplo, la enfermedad de Parkinson), enfermedades cardiovasculares, patologías musculoesqueléticas y afecciones metabólicas como la obesidad y la diabetes. Por lo tanto, la evaluación precisa y sistemática de los parámetros de la marcha se convierte en una herramienta crucial para el diagnóstico precoz, el seguimiento clínico y la rehabilitación.

La marcha está regulada a nivel neurofisiológico por complejas redes neuronales, localizadas principalmente en la médula espinal y en las estructuras subcorticales del sistema nervioso central (cerebelo y ganglios de la base). Estas redes, e s conocidas como generadores centrales de patrones locomotores (Central Pattern Generators, CPG), permiten mantener un patrón rítmico independiente del control cortical consciente, garantizando una locomoción estable y adaptativa incluso en ausencia de una atención consciente continua. Sin embargo, el control cortical es indispensable para la adaptación dinámica del movimiento y para reaccionar eficazmente a los estímulos ambientales variables, como obstáculos repentinos o cambios en el terreno.

Teniendo en cuenta la complejidad y la importancia del proceso locomotor en la vida humana, la investigación científica y clínica lleva mucho tiempo buscando herramientas y metodologías para mejorar la eficiencia biomecánica, la economía metabólica y la estabilidad motora de la marcha (Kerrigan et al., 1996). En este marco de referencia, la introducción de dispositivos como el FluiWalk, que actúan sobre la modulación de los parámetros biomecánicos y metabólicos, representa un área de interés para este trabajo de tesis, con posibles repercusiones positivas en la prevención, la rehabilitación funcional y la mejora de la calidad de vida de diferentes categorías de personas.

El análisis científico en profundidad de la marcha humana proporciona una base teórica y metodológica sólida para el desarrollo y la evaluación de nuevos instrumentos tecnológicos y terapéuticos, orientados a la mejora de la funcionalidad locomotora y del bienestar físico general.

1.4. LA BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

La biomecánica es la disciplina que estudia los principios mecánicos que rigen el movimiento del cuerpo humano, analizando las fuerzas internas y externas que influyen en su comportamiento. En el ámbito de la locomoción humana —definida como el proceso de desplazamiento del cuerpo de un punto a otro en el espacio— se distinguen principalmente formas de desplazamiento como la marcha y la carrera, cada una de ellas caracterizada por patrones biomecánicos específicos. En este artículo nos centraremos en el caminar, considerada la actividad locomotora más común en la población general. Aunque el caminar se caracteriza por una compleja interacción entre el control neuromuscular, el equilibrio y la dinámica e e articular, una vez aprendido, generalmente se realiza de forma automática, sin requerir supervisión cognitiva consciente.

El correcto funcionamiento del sistema musculoesquelético y neuromuscular es esencial para una locomoción eficiente. Sin embargo, diversas afecciones patológicas pueden comprometerlo, lo que afecta negativamente a la calidad del movimiento. Entre ellas, las distrofias musculares, como la distrofia muscular de Duchenne, provocan una degeneración progresiva de los músculos esqueléticos, lo que conduce a debilidad y pérdida de la capacidad de caminar. La esclerosis lateral amiotrófica (ELA) es una enfermedad neurodegenerativa que provoca la parálisis

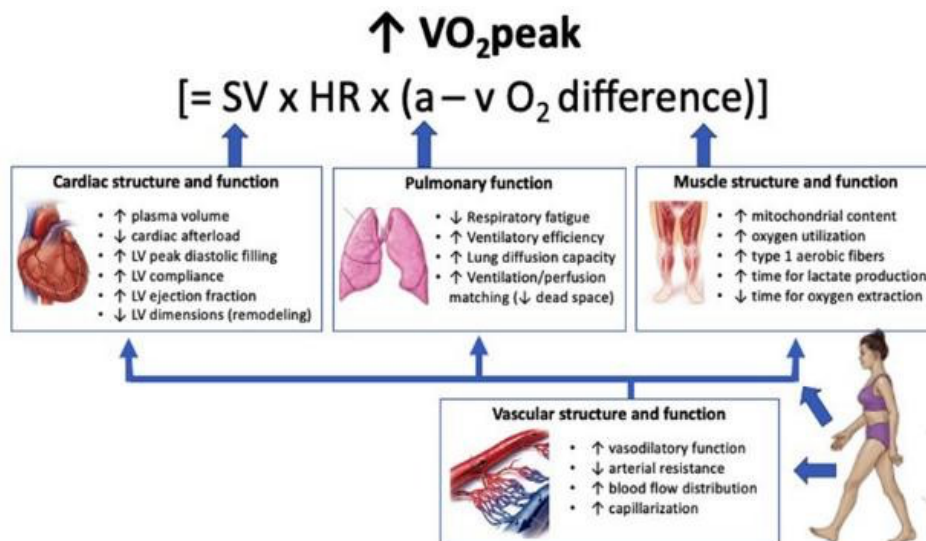
gradual de los músculos voluntarios, lo que compromete la capacidad de caminar. La miastenia gravis, una enfermedad autoinmune, también interfiere en la comunicación neuromuscular, causando debilidad muscular y fatiga. Además, el envejecimiento conlleva cambios fisiológicos, como la sarcopenia y la reducción de la propiocepción, que pueden alterar la estabilidad y la coordinación al caminar. Estas afecciones ponen de relieve la importancia de las estrategias preventivas y rehabilitadoras destinadas a mantener y mejorar la función locomotora.

La locomoción humana es una función motora compleja que requiere la integración dinámica de los sistemas neuromuscular, respiratorio y cardiovascular, coordinados a través de mecanismos de control central y periférico. La deambulación no es solo una actividad automática de traslación del cuerpo en el espacio, sino un proceso adaptativo finamente modulado que permite una interacción eficiente con el entorno. La literatura científica ha abordado el estudio de la marcha mediante enfoques multidisciplinarios, con especial énfasis en los aspectos fisiológicos, neuromusculares y clínicos. Estas investigaciones han contribuido a la definición de modelos interpretativos complejos, capaces de describir el comportamiento del sistema locomotor en condiciones tanto fisiológicas como patológicas (Eckel et. al., 2005).

El interés por la comprensión cuantitativa de la marcha ha llevado al desarrollo de metodologías para la evaluación objetiva de las respuestas fisiológicas durante actividades locomotoras estandarizadas. En particular, el análisis de variables como el consumo de oxígeno (VO_2), la frecuencia respiratoria (RF), la ventilación por minuto (VE) y la frecuencia cardíaca (HR) ha demostrado ser útil para cuantificar la carga interna impuesta al organismo durante ejercicios aeróbicos y submáximos de tipo aeróbico. La interpretación conjunta de estos parámetros permite inferir el grado de activación del sistema cardiorrespiratorio y su posible modificación en respuesta a variaciones en las condiciones de la marcha (Kaur, 2014).

Figura 2

Exercise-induced adaptations improving VO_2peak in heart disease.



En este contexto, crece el interés por el estudio de los dispositivos portátiles que modifican la carga mecánica durante la marcha. Estos instrumentos se han introducido con el objetivo de estimular la musculatura estabilizadora del tronco y de las extremidades superiores mediante perturbaciones controladas, potencialmente capaces de activar respuestas neuromotoras adaptativas. Sin embargo, aunque numerosos estudios se han centrado en el análisis biomecánico de estos efectos (Alberti et. al., 2006), la respuesta ventilatoria y cardiovascular a estos dispositivos en condiciones de ejercicio moderado sigue estando relativamente poco explorada.

El presente trabajo se inscribe en este ámbito de investigación y se propone investigar el impacto fisiológico agudo del dispositivo FluiWalk, un sistema portátil con carga líquida interna, diseñado para generar una perturbación

dinámica pasiva durante la marcha. La investigación se centra en la posible modificación de los parámetros ventilatorios y cardíacos tras el uso del dispositivo, sin incluir mediciones cinemáticas, dinámicas o electromiográficas de la marcha. En este sentido, los análisis realizados se limitan al ámbito fisiológico y no pretenden extraer inferencias biomecánicas directas.

El protocolo experimental preveía tres condiciones de evaluación: marcha basal sin dispositivo, marcha con FluiWalk y marcha tras la retirada del dispositivo, con el fin de detectar variaciones agudas y posibles efectos residuales a corto plazo. Los parámetros considerados incluyen, además del VO_2 y la RF, la ventilación por minuto, el cociente respiratorio (RER), la capacidad vital espiratoria (EVC) y el índice de eficiencia cardiorrespiratoria VO_2/HR . Estos indicadores ofrecen una visión general del esfuerzo ventilatorio y la economía del oxígeno durante actividades de marcha de intensidad controlada.

La adopción de dispositivos como FluiWalk se inscribe en una perspectiva aplicativa que abarca la rehabilitación motora, la prevención de caídas y la potenciación funcional de la marcha. Comprender si estos instrumentos generan un aumento de la carga interna percibida, medible mediante parámetros fisiológicos, y en qué medida lo hacen, constituye un primer paso para su validación como ayudas de bajo impacto para la mejora de la funcionalidad locomotora en poblaciones sanas o clínicas.

Una actividad de propulsión eficiente durante la marcha permite simultáneamente mantener la postura, el equilibrio y el apoyo de la parte superior del cuerpo, garantizando además un control preciso de la trayectoria de las extremidades inferiores y una absorción eficaz de la energía mecánica generada por los impactos con el suelo. Estas funciones son esenciales para garantizar aterrizajes amortiguados y fases de propulsión no traumáticas, sin eximir al cuerpo de la necesidad de producir suficiente energía mecánica para mantener una velocidad de marcha relativamente constante.

El estudio biomecánico de la locomoción humana aplica los principios de la mecánica clásica al movimiento, integrando la cinemática, que analiza las características espaciales y temporales de los movimientos, y la dinámica, que considera las fuerzas responsables de dichos movimientos. Durante la marcha,

estas fuerzas se manifiestan cíclicamente y de forma alterna en las extremidades inferiores, determinando una progresiva traslación horizontal del centro de gravedad corporal. El pie que entra en contacto con el suelo en la fase de apoyo sostiene temporalmente el peso corporal, permitiendo que la otra extremidad continúe el movimiento hacia adelante.

El mantenimiento de la estabilidad y la eficiencia de la marcha depende de la correcta gestión de la trayectoria del centro de gravedad, definido como el punto virtual en el que se concentra la masa corporal y sobre el que actúan las fuerzas externas. Este punto varía continuamente en altura y dirección horizontal durante las diferentes fases del ciclo de la marcha, describiendo una trayectoria característica (Saunders et. al., 1953).

El control preciso de esta trayectoria es crucial para garantizar movimientos fluidos y controlados, minimizando el riesgo de caídas y lesiones y optimizando el consumo de energía.

La estabilidad corporal también está estrechamente relacionada con la posición del centro de gravedad con respecto a la base de apoyo, es decir, el área delimitada por los pies en el suelo. Una base de apoyo amplia permite una mayor estabilidad postural, mientras que una base estrecha reduce la estabilidad. Durante la locomoción, la posición del centro de gravedad se desplaza continuamente, pero siempre permanece dentro de los límites de la base de apoyo redefinida por el pie que sostiene el cuerpo. Este desplazamiento dinámico del centro de gravedad durante el ciclo de la marcha puede describirse como análogo al movimiento de un péndulo invertido (Saunders et. al., 1959), que oscila alrededor del punto de apoyo, con las extremidades inferiores desempeñando alternativamente funciones de soporte y propulsión.

Figura 3

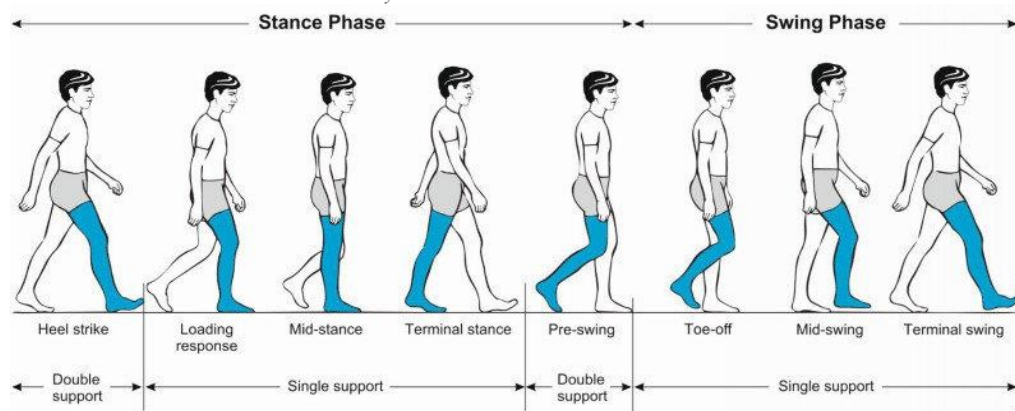
Representación del modelo del «péndulo invertido» aplicado a la marcha.



El ciclo de la zancada, definido como el intervalo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie, representa la unidad funcional de la marcha. En él se distinguen claramente la fase de apoyo (stance), en la que el pie soporta el peso y garantiza la estabilidad, y la fase de oscilación (swing), en la que el pie avanza preparándose para el siguiente contacto con el suelo. La eficacia biomecánica de este ciclo reside en la capacidad del sistema neuromuscular para coordinar estas fases con gran precisión temporal y espacial, optimizando el uso de la energía y la gestión de las fuerzas de reacción del suelo (Donelan et. al., 2002).

Figura 4

Fases del ciclo de la marcha con sus subfases clásicas.



La clasificación de las fases del ciclo de la marcha propuesta por Philipps distingue dos períodos principales: el período de oscilación y el período de apoyo. El período de oscilación, que ocupa aproximadamente el 40 % del ciclo de la marcha (Perry et. al., 2024), comprende inicialmente una fase de preoscilación, durante la cual se produce una transición entre el período de apoyo y el inicio de la oscilación propiamente dicha. A continuación, se produce la oscilación inicial, caracterizada por el despegue del pie del suelo y la flexión de la extremidad inferior. Posteriormente, la oscilación intermedia se produce cuando la extremidad oscilante supera la línea vertical media del cuerpo, avanzando en dirección anterior. Por último, la fase de oscilación terminal representa el momento en el que la extremidad inferior desacelera, preparándose para un nuevo contacto con el suelo.

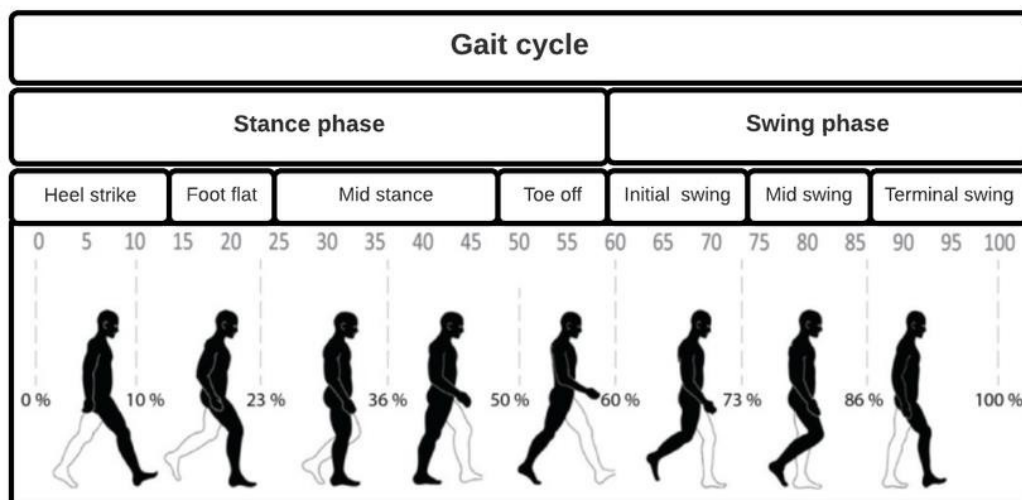
El periodo de apoyo constituye aproximadamente el 60 % del ciclo de la zancada (Perry et. al., 2024) y comienza con la fase de contacto inicial, definida por el primer momento en que el talón de la extremidad adelantada entra en contacto con el suelo. A continuación, se produce la respuesta a la carga, durante la cual el pie estabiliza el apoyo completo en el suelo y asume la carga corporal. La fase siguiente, denominada apoyo intermedio, se caracteriza por la transferencia total del peso corporal a la extremidad inferior en apoyo, que sostiene mente todo el cuerpo durante su avance. La fase de apoyo terminal comienza cuando el talón de la extremidad que soporta la carga se levanta del suelo, preparando la siguiente transición; se caracteriza por un breve periodo de doble apoyo. El periodo de apoyo concluye con la fase de preoscilación, una fase transitoria que precede a la oscilación y en la que se producen movimientos preparatorios fundamentales para el posterior despegue del pie.

La primera fase, el contacto inicial (CI, Initial Contact, 0-2 %), corresponde al instante en que el talón de la extremidad más adelantada establece el primer contacto con el suelo, iniciando la fase de carga. La respuesta a la carga (LR, Loading Response, 0-10 %) representa el momento en que el pie se encuentra

completamente apoyado en el suelo, asumiendo toda la carga. La fase de apoyo intermedio (Mst, Midstance, 10-30 %) identifica la transferencia completa del peso corporal a la extremidad que soporta la carga, lo que permite que el cuerpo avance progresivamente. En el apoyo terminal (Tst, Terminal Stance, 30-50 %) se produce la elevación del talón y la preparación para la fase oscilatoria, caracterizada por una breve fase de doble apoyo. A continuación, se produce la preoscilación (PSw, Pre-swing, 50-60 %), una fase transitoria en la que se producen movimientos preparatorios para el siguiente periodo oscilatorio. La oscilación inicial (Isw, Initial Swing, 60-73 %) se caracteriza por el despegue completo del pie del suelo y el inicio del movimiento oscilatorio. Posteriormente, en la fase de oscilación media (MSw, Mid Swing, 73-87 %), la extremidad oscilante cruza la línea media del cuerpo, alineándose con la extremidad opuesta. Por último, la oscilación terminal (TSw, Terminal Swing, 87-100 %) prevé la desaceleración de la extremidad oscilante, que se posiciona para el siguiente contacto con el suelo, con la extensión de la rodilla y la preparación del pie para el nuevo apoyo.

Figura 5

Ciclo de la marcha: apoyo (60 %) y balanceo (40 %).



El análisis de la progresión locomotora pone de manifiesto que la secuencia motora de la marcha deriva de una compleja interacción entre los principales grupos musculares de las extremidades inferiores, activados de forma alterna y sincronizada según una arquitectura neuromotora precisa. Durante cada ciclo de la zancada, la coordinación entre los músculos antagonistas —en particular, los flexores y extensores de la cadera, la rodilla y el tobillo— garantiza no solo la generación de la fuerza propulsora necesaria para el avance del cuerpo, sino también el mantenimiento de la postura, el equilibrio dinámico y la absorción de la energía generada por los impactos con el suelo (Winter, 2009).

La primera fase del ciclo de la marcha, denominada contacto inicial (Initial Contact, 0-2 %), corresponde al momento en que el talón de la extremidad más adelantada entra en contacto con el suelo. En esta fase, los músculos flexores de la cadera y los dorsiflexores del tobillo están principalmente activos, preparando la extremidad para asumir la carga corporal (Perry et. al., 2024). A continuación, se produce la respuesta a la carga (Loading Response, 0-10 %), en la que el pie se apoya completamente en el suelo y comienza la fase de amortiguación del impacto. En este momento, la contracción excéntrica del

cuádriceps femoral controla la flexión de la rodilla, mientras que los músculos del tríceps sural y los regulan el apoyo del pie, atenuando las fuerzas de reacción transmitidas por el suelo (Gottschall & Kram 2003).

Durante la fase de apoyo intermedio (Midstance, 10-30 %), el peso corporal se transfiere a la extremidad de apoyo, que se extiende gradualmente para sostener el cuerpo y promover el avance del centro de masa. El control neuromuscular en esta fase se basa principalmente en la acción sinérgica del glúteo medio, el cuádriceps y el tríceps sural para mantener la alineación del cuerpo y garantizar la estabilidad lateral y sagital (O'Connor & Kuo, 2009).

La siguiente fase de apoyo terminal (Terminal Stance, 30-50 %) se caracteriza por el despegue progresivo del talón del suelo y la contracción concéntrica de los músculos de la pantorrilla (gastrocnemio y sóleo) que, mediante un mecanismo de acumulación y liberación de energía elástica, contribuyen a la propulsión del cuerpo hacia delante (Farris, Sawicki, 2012). La transferencia de peso concluye en la fase de preoscilación (Pre-swing, 50-60 %), durante la cual el pie se prepara para el despegue, la flexión plantar se acentúa y los flexores de la cadera comienzan a contraerse para iniciar la fase de oscilación (Zhao, Goldman, Hartwig, 2005).

La oscilación inicial (Initial Swing, 60-73 %) comienza con el despegue de los dedos del suelo y conlleva una rápida flexión de la cadera y la rodilla para levantar el pie y llevarlo hacia delante. La fase de balanceo medio (Mid Swing, 73-87 %) se caracteriza por el paso del pie en balanceo junto al pie de apoyo, momento en el que la dorsiflexión del tobillo evita el contacto prematuro con el suelo (Neptune et. al., 2000).

En la oscilación terminal (87-100 %), la extremidad oscilante desacelera mediante la activación de los músculos posteriores del muslo y los extensores de la pierna, preparando el segmento para el nuevo contacto inicial. Esta sucesión de eventos implica una alternancia precisa entre contracciones concéntricas y excéntricas de los músculos principales y una adaptación continua a los cambios en las condiciones de carga y soporte del suelo (Perry et. al., 2024).

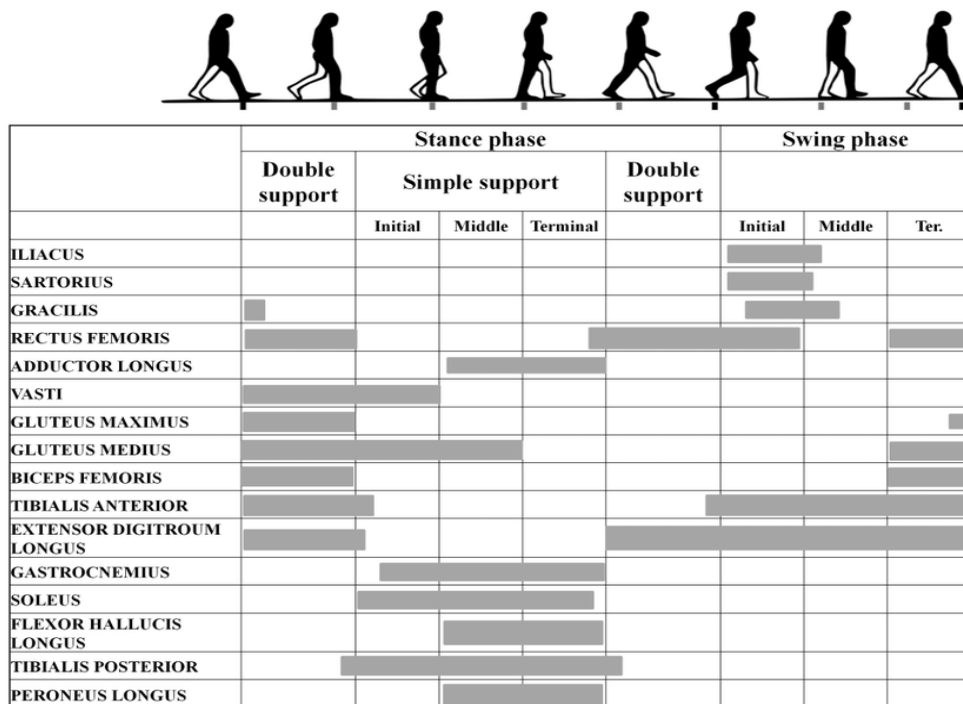
Paralelamente a los eventos mecánicos y musculares, se observan continuos ajustes de la postura y la trayectoria del centro de gravedad corporal, que sigue una

trayectoria tridimensional típicamente sinusoidal durante todo el ciclo de la zancada. La eficiencia energética de la marcha está garantizada por la capacidad del sistema neuromuscular de minimizar las oscilaciones verticales y laterales del centro de gravedad y de optimizar de forma e e la transferencia de energía mecánica entre los segmentos corporales, reduciendo así el coste metabólico de la locomoción (Kuo et al., 2005).

El conjunto de estas adaptaciones biomecánicas y neuromusculares refleja el resultado de una evolución funcional destinada a maximizar la eficacia de la locomoción bípeda y minimizar el riesgo de lesiones o inestabilidad durante la marcha humana.

Figura 6

Activación de los principales músculos de las extremidades inferiores durante el ciclo de la marcha.



1.4.1. Las medidas del ciclo de marcha

La evaluación cuantitativa del ciclo de la marcha se basa en el análisis integrado de parámetros cinemáticos y temporales que describen de manera objetiva la rendimiento locomotor del individuo. Entre los parámetros más comúnmente adoptados en la literatura, la **velocidad de marcha** (walking speed), expresada típicamente en metros por segundo (m/s), representa un indicador sintético del estado funcional del sistema locomotor. La velocidad es el resultado de la combinación de **dos variables fundamentales**: la **longitud del paso** (step length) y la **cadencia** (cadence), es decir, el número de pasos realizados en una unidad de tiempo. La relación matemática que vincula estos parámetros se expresa generalmente como:

$$\text{Velocidad [m/s]} = \frac{\text{longitud del paso [m]} \times \text{cadencia [pasos/s]}}{2}$$

Esta fórmula refleja el hecho de que, por cada ciclo completo de la zancada, cada extremidad realiza un movimiento alternativo de apoyo y oscilación, lo que hace necesario dar dos pasos para cubrir la distancia asociada a un ciclo.

La literatura científica destaca que estos parámetros son muy interdependientes: un aumento de la cadencia (es decir, de los pasos por minuto) conlleva, hasta cierto límite, también un aumento de la longitud del paso, especialmente en las marchas espontáneas y no forzadas. Sin embargo, con el aumento de la velocidad, cada sujeto adopta estrategias individuales que dependen de variables antropométricas, edad, sexo y estado funcional (Oberg et. al., 1993). En adultos sanos, la cadencia natural se sitúa en un intervalo típico de entre 101 y 122 pasos por minuto, pero existen diferencias bien documentadas entre hombres y mujeres: la población femenina tiende a tener una cadencia ligeramente superior, generalmente entre 6 y 10 pasos/minuto más que la población masculina a la misma velocidad. Este fenómeno se explica principalmente por la diferencia en la longitud de las extremidades inferiores y la altura media, que determinan una longitud de paso media inferior en las mujeres, compensada por un aumento de la cadencia para mantener la misma velocidad de avance.

La edad es otro factor determinante de las estrategias locomotoras. En concreto, se ha demostrado que, con el paso de los años, tanto la longitud de la zancada como la cadencia tienden a reducirse. En las personas mayores, el aumento

de la velocidad al caminar se produce principalmente mediante un aumento de la cadencia, más que de la longitud de la zancada. Esta adaptación parece ser un mecanismo compensatorio de la pérdida de fuerza, la reducción de la movilidad articular y los cambios neuromotores asociados al envejecimiento (Himann et al., 1988).

1.4.2. Oscilación de las extremidades superiores

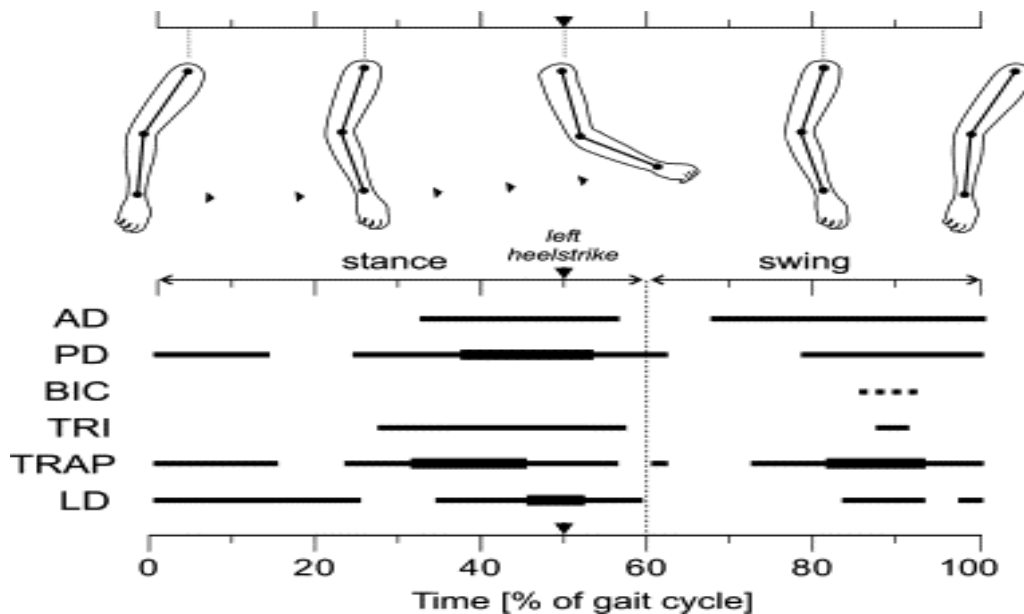
En el ámbito del análisis de la locomoción humana, la oscilación de las extremidades superiores representa un elemento de gran importancia biomecánica, a pesar de que su contribución no está directamente relacionada con la propulsión.

Estudios recientes analizan directamente el efecto de la posición de los brazos en la estabilidad de la marcha en adultos mayores, mostrando que la restricción del movimiento de las extremidades superiores incrementa la carga postural y reduce la distancia caminada en tareas de equilibrio (da Silva Costa et al., 2022)

El ser humano, como bípedo, presenta una marcada sincronización entre el movimiento alternativo de las extremidades superiores y el de las inferiores durante la marcha, pero las razones funcionales de esta oscilación no se pueden atribuir a una única función. Estudios históricos y contemporáneos han analizado los movimientos de los brazos tanto como resultado de la transmisión pasiva de la inercia y la rotación del tronco, como expresión de una activación muscular activa. Los primeros análisis detallados, como los de Elftman (Hillman et al., 1988), han documentado que la oscilación de las extremidades superiores está sostenida, al menos en parte, por la actividad muscular de grupos como el deltoides, el dorsal ancho y el trapecio, y no representa un fenómeno puramente pasivo.

Figura 7

Activación muscular de la extremidad superior durante la marcha.

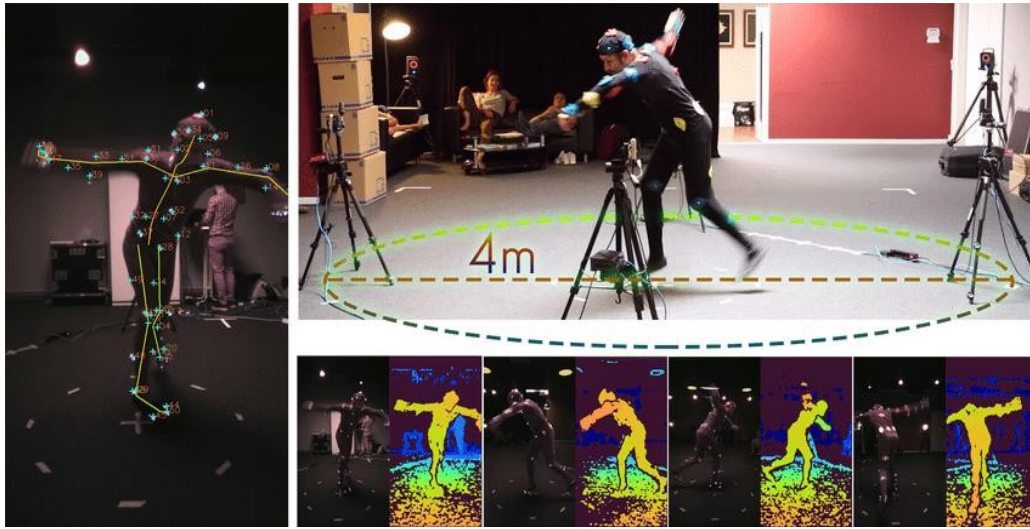


Las sucesivas investigaciones electromiográficas han demostrado que, aunque está guiada en parte por la actividad muscular, la oscilación del brazo también aprovecha las fuerzas pasivas generadas por la acción combinada de la gravedad, la inercia y los movimientos rotacionales del tronco (Meyns et. al., 2013). El objetivo biomecánico de esta oscilación parece hoy mejor definido: el movimiento alternativo de los brazos contribuye de manera decisiva a la estabilidad dinámica del cuerpo, reduciendo los momentos de torsión generados por las fuerzas de reacción al suelo y limitando las oscilaciones laterales y transversales del tronco. Este efecto estabilizador se traduce en una reducción del gasto energético asociado a la deambulación y en una mejor economía de la marcha (Collins et. al., 2009).

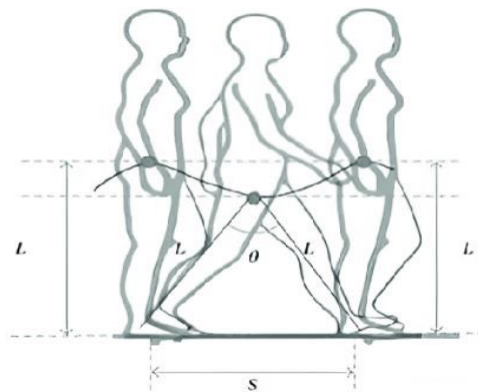
1.4.3. La trayectoria del centro de gravedad del sistema cabeza-brazo-tronco (sombrero)

La parte superior del cuerpo, definida en la literatura biomecánica como sistema cabeza-brazo-tronco (HAT), comprende la cabeza, las extremidades superiores y el tronco, y representa aproximadamente el 66 % de la masa corporal total de un individuo adulto (Thorstensson et al., 1984). Este compartimento desempeña un papel crucial en la dinámica de la locomoción, contribuyendo tanto a la estabilidad postural como a la gestión de las fuerzas inerciales generadas por el movimiento de las extremidades inferiores. Desde el punto de vista analítico, el estudio de la trayectoria de la parte superior del cuerpo requiere una determinación precisa del centro de masa (CoM), parámetro fundamental para la evaluación de las estrategias motoras adoptadas durante la marcha.

La determinación del CoM de la región HAT, así como del cuerpo en su conjunto, se basa en el enfoque de suma ponderada de las masas segmentarias. Según la metodología estandarizada por Winter (1990) (Winter, 2009), para cada segmento corporal se conocen los porcentajes de masa y la posición del centro de gravedad con respecto a los puntos de referencia anatómicos. La aplicación de este procedimiento, que requiere una segmentación anatómica precisa y la detección tridimensional de los marcadores mediante sistemas de captura de movimiento ópticos (por ejemplo, Vicon, Optotrak o BTS), permite reconstruir de forma objetiva la trayectoria espacio-temporal del CoM durante todo el ciclo de la marcha.

Figura 8*Ejemplo de uso de un sistema óptico Vicon*

Durante la marcha, la trayectoria vertical del centro de masa muestra una modulación periódica y sinusoidal, con una altura máxima que se observa en el punto medio de la fase de apoyo simple. Este comportamiento se deriva de la cinemática de la pierna de apoyo, que actúa como «asta» en el modelo de péndulo invertido: a medida que el cuerpo avanza, el CoM se eleva hasta el máximo de la trayectoria cuando el segmento de apoyo alcanza la posición más vertical. En esta fase, la velocidad horizontal del CoM es mínima, mientras que la energía potencial gravitatoria alcanza su máximo.

Figura 9*Trayectoria sinusoidal del centro de masa durante la marcha*

Por el contrario, en los momentos de doble apoyo (comienzo y final de la fase de apoyo), el centro de masa se encuentra en la posición más baja y, como efecto de la transformación energética, la velocidad horizontal del cuerpo es máxima. Este desfase de 180 grados entre la trayectoria vertical y la velocidad longitudinal representa la manifestación macroscópica de un mecanismo de casi conservación de la energía, en el que la energía potencial y la cinética se intercambian cíclicamente durante cada paso (Kuo, 2007). Este principio es la base de la eficiencia de la marcha humana y explica, desde el punto de vista físico, la reducción del gasto energético a igual velocidad y distancia recorrida en comparación con otros esquemas locomotores menos eficientes.

La introducción del modelo de péndulo invertido supuso un avance fundamental en la comprensión de la biomecánica de la marcha. Este modelo, aunque simplificado, permite explicar de forma cuantitativa la relación entre las variables cinemáticas (longitud de la zancada, amplitud del movimiento articular, velocidad de avance) y la trayectoria del CoM. Además, ha proporcionado una referencia teórica para evaluar las desviaciones de la normalidad observadas en poblaciones con déficits motores o en condiciones de envejecimiento, en las que la coordinación entre el HAT y las extremidades inferiores puede verse

comprometida, con un impacto negativo en la estabilidad dinámica y la eficiencia energética de la marcha (Tesio & Rota, 2019).

1.4.4. El papel del tronco en la locomoción

El tronco desempeña un papel determinante en el mantenimiento del equilibrio y la coordinación postural durante la marcha, actuando como elemento de transmisión y modulación de las fuerzas producidas por las extremidades inferiores. La estabilidad del tronco está garantizada por la acción sinérgica de la musculatura profunda y superficial de la columna vertebral y el abdomen, que colaboran para mantener una postura erguida y alineada, limitando los movimientos indeseados que podrían aumentar el riesgo de inestabilidad y caídas. Durante el ciclo de la marcha, los músculos del tronco —principalmente los erectores espinales, los multifidos y la musculatura abdominal— trabajan de forma coordinada para garantizar tanto la neutralidad postural como la flexibilidad e e necesaria para la transmisión eficaz de las fuerzas entre las extremidades inferiores y el centro de masa corporal.

Un aspecto fundamental de la biomecánica del tronco durante la locomoción es la presencia del llamado **ritmo pélvico-troncal**, es decir, la coordinación secuencial entre la rotación de la pelvis y la del tronco en el plano transversal. Cuando la extremidad inferior derecha avanza en la fase oscilatoria, la pelvis gira hacia el lado izquierdo, mientras que el tronco, de forma compensatoria, gira hacia la derecha. Este patrón de rotación opuesta contribuye tanto al aumento de la eficiencia locomotora como al mantenimiento de la estabilidad dinámica, facilitando el avance del centro de masa con un gasto energético reducido (Frigo et al., 2003).

Durante la fase de apoyo, la carga que pesa sobre la extremidad inferior determina la activación refleja de la musculatura extensora de la columna vertebral, que actúa para mantener la verticalidad del tronco. La contracción de **los extensores profundos** homolaterales (respecto a la extremidad en apoyo) es principalmente concéntrica en las primeras fases del apoyo, mientras que en la fase terminal se vuelve excéntrica, estabilizando el tronco en previsión de la transferencia del peso corporal a la extremidad contralateral. Los extensores profundos controlaterales, por su parte, se activan concéntricamente en la segunda

mitad del ciclo de apoyo, favoreciendo la rotación del tronco y la preparación para la fase oscilatoria.

En lo que respecta a la musculatura abdominal, el papel de los músculos oblicuos (interno y externo) y del recto abdominal durante la marcha fisiológica parece más difuso. Estudios electromiográficos han puesto de manifiesto una **actividad tónica de los oblicuos** a lo largo de todo el ciclo de la marcha, en contraste con el recto abdominal, que solo se activa en una parte de los sujetos y en fases específicas de la marcha (Thorstensson et al., 1982). En general, la musculatura abdominal contribuye al control fino de la estabilidad, sin desempeñar un papel determinante en la marcha normal. Sin embargo, se pueden observar alteraciones en el patrón de activación abdominal en condiciones patológicas o durante la ejecución de tareas motoras complejas.

1.5. ACTIVIDAD FÍSICA FRENTE A EJERCICIO FÍSICO

En el contexto de la salud pública y la prevención de enfermedades crónicas, es fundamental distinguir entre **actividad física** y **ejercicio físico**, dos conceptos que a menudo se utilizan como sinónimos, pero que en realidad tienen significados distintos desde el punto de vista científico y clínico.

Por **actividad física** se entiende cualquier movimiento corporal producido por la contracción de los músculos esqueléticos que implica un gasto energético superior a los niveles de reposo. Este término incluye no solo la actividad deportiva o el entrenamiento estructurado, sino también las actividades cotidianas como caminar, subir escaleras, realizar tareas domésticas, practicar jardinería o participar en actividades recreativas como el baile o la natación.

El ejercicio físico, por su parte, es una subcategoría de la actividad física que se caracteriza por una organización estructurada y repetitiva, cuyo objetivo es mejorar o mantener la forma física y la salud. Se trata de sesiones programadas que pueden realizarse en contextos específicos (gimnasio, casa, exterior) y que suelen requerir el uso de equipos o protocolos específicos. El ejercicio puede dividirse en diferentes tipos, como el entrenamiento cardiovascular, la resistencia muscular, la fuerza, la velocidad y la flexibilidad. Los efectos positivos del ejercicio, documentados en la literatura, incluyen la mejora de la capacidad cardiorrespiratoria, la regulación del peso corporal, el aumento de la fuerza y la

resistencia muscular, además de beneficios psicosociales como la reducción del estrés y la mejora del estado de ánimo (Warburton et. al., 2006).

La relación entre el ejercicio físico regular y la prevención del **síndrome metabólico** está bien documentada en estudios clínicos y directrices internacionales. El síndrome metabólico se define por la presencia concomitante de varios factores de riesgo, como la obesidad abdominal, la hipertensión, la dislipidemia (caracterizada por niveles elevados de triglicéridos y niveles bajos de colesterol HDL), la hiperglucemia en ayunas y la resistencia a la insulina (Alberti et al., 2009). El ejercicio físico, especialmente si se combina con una dieta equilibrada, es una de las estrategias más eficaces para controlar y prevenir estos factores de riesgo.

Existen varios mecanismos que explican los beneficios del ejercicio sobre los componentes del síndrome metabólico:

- La actividad física regular contribuye a la reducción de la masa grasa, especialmente a nivel abdominal, y al mantenimiento del peso corporal, contrarrestando la obesidad central.
- El entrenamiento aeróbico y de resistencia favorece el control de la presión arterial tanto en personas normotensas como en personas hipertensas, gracias a la modulación de las respuestas neuroendocrinas y vasculares.
- El ejercicio promueve la mejora del perfil lipídico, con un aumento de los niveles de colesterol HDL («colesterol bueno») y una reducción de los niveles de triglicéridos y colesterol LDL («colesterol malo»).
- Se ha demostrado ampliamente que la actividad física aumenta la sensibilidad a la insulina y contribuye al control glucémico, reduciendo el riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 (Roberts et. al., 2013).

Las principales sociedades científicas internacionales, entre ellas la Organización Mundial de la Salud y el Colegio Americano de Medicina Deportiva, recomiendan que los adultos realicen al menos 150 minutos semanales de actividad física de intensidad moderada, o al menos 75 minutos semanales de actividad intensa, integrando ejercicios de fortalecimiento muscular al menos dos veces por semana (Piercy et al., 2018). Sin embargo, incluso niveles más bajos de actividad se asocian con beneficios clínicamente relevantes, especialmente en poblaciones de riesgo.

Antes de iniciar un programa de ejercicio, se recomienda una evaluación clínica por parte de profesionales de la salud y del ejercicio físico, con el fin de adaptar el protocolo a las condiciones individuales y a las posibles comorbilidades. De hecho, el ejercicio debe personalizarse en función de los objetivos, el estado de salud, la edad y las capacidades motoras de la persona, prestando especial atención a los efectos sobre la salud metabólica, cardiovascular, musculoesquelética y cognitiva.

La integración sistemática del ejercicio físico en la rutina diaria representa, por lo tanto, una estrategia preventiva y terapéutica de eficacia probada en el tratamiento del síndrome metabólico y en la promoción de un estilo de vida saludable, con efectos positivos también en la salud mental, las capacidades cognitivas y la calidad de vida en general.

1.6. VO_{2MEFC}

Entre los parámetros fisiológicos más utilizados para monitorizar la respuesta aguda y crónica al ejercicio físico, la frecuencia cardíaca (FC) es uno de los indicadores más accesibles e informativos. Refleja el número de latidos cardíacos por minuto y está estrechamente relacionada con las necesidades energéticas del organismo y la demanda de oxígeno de los tejidos periféricos. En condiciones de ejercicio submáximo, el aumento de la FC constituye una de las primeras respuestas adaptativas del sistema cardiovascular, lo que permite un aumento del gasto cardíaco (Q), según la relación $Q = FC \times VS$, donde VS es el volumen sistólico.

Durante los ejercicios rítmicos de tipo aeróbico, como caminar, la frecuencia cardíaca tiende a aumentar de forma proporcional a la intensidad del esfuerzo, estabilizándose en condiciones de estado estacionario si la intensidad permanece constante. Este comportamiento permite utilizar la FC como estimación indirecta de la carga de trabajo cardiovascular y de la intensidad del ejercicio, lo que la convierte en un parámetro ampliamente utilizado tanto en el ámbito clínico como en el deportivo. Además, la frecuencia cardíaca permite una evaluación no invasiva del sistema nervioso autónomo, mediante el estudio de la variabilidad de la

frecuencia cardíaca (VFC), que refleja el equilibrio entre el tono simpático y parasimpático.

Hay varios factores que influyen en la FC durante la actividad física: la edad, el sexo, el nivel de entrenamiento, la temperatura ambiente, el estado emocional y, sobre todo, el tipo de ejercicio. Se sabe, por ejemplo, que los ejercicios que involucran un gran número de grupos musculares o que requieren la estabilización del tronco (como en el caso del Nordic Walking o el uso de cargas adicionales en las extremidades superiores) pueden determinar una respuesta cardíaca ligeramente superior a la de la marcha libre, con la misma intensidad percibida (Church et. al., 2002).

En el ámbito de la rehabilitación y la prevención, la monitorización de la FC durante actividades de baja intensidad permite verificar la seguridad del esfuerzo en personas con patologías crónicas, como el síndrome metabólico, la diabetes tipo 2 o las enfermedades cardiovasculares. La capacidad de mantener niveles estables de FC durante el ejercicio, sin aumentos excesivos, se considera un signo de buena eficiencia cardiovascular y de tolerancia a la actividad física propuesta.

Por último, la FC se utiliza habitualmente para determinar los umbrales fisiológicos y personalizar los protocolos de ejercicio. La identificación de la denominada «reserva de frecuencia cardíaca» (RFC), definida como la diferencia entre la FC máxima y la FC en reposo, permite calibrar la intensidad del entrenamiento según porcentajes individualizados, en línea con las recomendaciones del Colegio Americano de Medicina Deportiva (ACSM).

En el contexto de la presente investigación, el análisis de la FC durante y después del uso de FluiWalks se configura como una herramienta útil para evaluar la demanda cardiovascular adicional inducida por la carga inercial aplicada a las extremidades superiores, lo que contribuye a comprender los posibles beneficios o limitaciones del uso del dispositivo en sujetos sanos y, en perspectiva, en contextos clínicos.

En condiciones basales de reposo, la frecuencia cardíaca (FC) de un adulto sano se sitúa normalmente en un intervalo comprendido entre 60 y 100 latidos por minuto (lpm), lo que representa un parámetro fácilmente accesible pero de gran importancia clínica y fisiológica. Esta variabilidad está influenciada por numerosos factores, entre los que se encuentran la edad, el sexo, el estado de entrenamiento, el tono vagal-parasimpático y la presencia de posibles afecciones clínicas. En personas jóvenes y bien entrenadas, especialmente en deportistas de resistencia como ciclistas o maratonistas, es frecuente observar valores de FC en reposo inferiores a 50 lpm, lo que refleja una alta eficiencia del sistema cardiovascular y un mayor gasto sistólico.

Durante el ejercicio físico de intensidad moderada, como caminar en una cinta, la respuesta cronotrópica se activa para garantizar una perfusión muscular adecuada y la eliminación de los subproductos metabólicos. En estas condiciones, la frecuencia cardíaca tiende a aumentar proporcionalmente a la intensidad del esfuerzo, alcanzando comúnmente valores entre 110 y 130 lpm. Sin embargo, esta respuesta puede variar en función del umbral aeróbico individual, la masa muscular involucrada y la carga externa que se aplique (por ejemplo, caminar con FluiWalks).

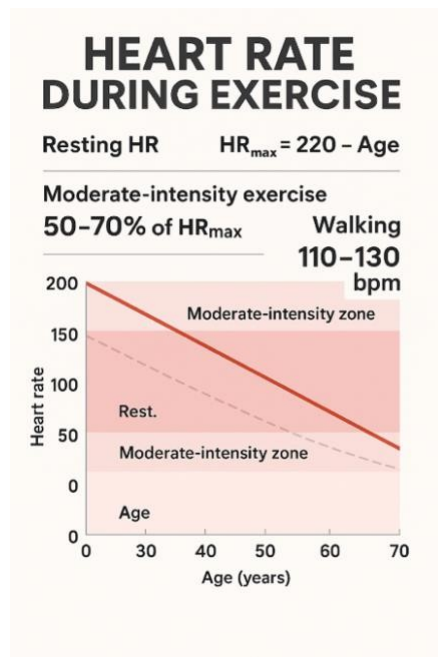
En contextos clínicos y de rehabilitación, la FC se utiliza a menudo como parámetro guía para personalizar la intensidad de la actividad motora. En particular, se utiliza el concepto de frecuencia cardíaca máxima teórica (FC_{máx}), calculada empíricamente según la fórmula $FC_{máx} = 220 - \text{edad}$, para definir zonas de ejercicio seguras. Se recomienda mantener la intensidad del esfuerzo entre el 50 % y el 70 % de la FC_{máx}, lo que corresponde a la denominada zona aeróbica de «intensidad moderada», considerada óptima para mejorar la capacidad cardiorrespiratoria y reducir el riesgo cardiovascular en personas con enfermedades crónicas o con una tolerancia reducida al esfuerzo.

En este contexto, el análisis comparativo de la FC entre diferentes condiciones experimentales —como la natural, la en presencia de carga con FluiWalks y la posterior al uso— permite profundizar en la comprensión de las adaptaciones hemodinámicas agudas inducidas por la intervención. El dato de la FC reviste

especial interés en el contexto del ejercicio adaptado para poblaciones frágiles, donde la contención de la respuesta presora y cardíaca es una condición necesaria para la aplicabilidad clínica del instrumento.

Figura 10

Frecuencia cardíaca medida durante el ejercicio.



1.7. FLUIWALK

Los FluiWalks son dispositivos portátiles diseñados para su uso durante la actividad de caminar, constituidos por elementos circulares de material siliconado con un diámetro de aproximadamente 20 cm y una masa variable entre 400 gramos y 1 kilogramo. En su interior contienen una solución de agua desmineralizada coloreada, que genera un efecto de masa fluida en movimiento, induciendo una carga inercial dinámica en las extremidades superiores durante la oscilación de los brazos. Cada unidad está equipada con un mango ergonómico que permite su uso seguro, favoreciendo un agarre estable y una distribución correcta de la carga. La superficie exterior de los discos presenta indicaciones direccionales para el uso

unilateral, distinguiendo la mano derecha de la izquierda y promoviendo así una ejecución biomecánicamente simétrica.

A continuación, se presenta un ejemplo de FluiWalk de 0,600 kg.

Figura 11

Fluiwalk de 0,600 kg



En términos de funcionamiento, la masa líquida interna, al no estar unida a la estructura del disco, genera un retraso dinámico en la distribución de la carga durante las fases de aceleración y desaceleración del brazo, un mecanismo similar al de los sistemas con inercia variable. Este efecto provoca microperturbaciones a lo largo del eje de la extremidad superior, estimulando respuestas correctivas y posturales de tipo e, así como activaciones musculares estabilizadoras, en particular en la cintura escapular, el tronco y la musculatura profunda. La presencia de un mango ergonómico evita un agarre rígido y favorece un uso funcional incluso en personas con menor fuerza de agarre.

El uso de FluiWalks tiene como objetivo intensificar la participación de las extremidades superiores durante la marcha sin introducir una restricción estructurada al movimiento. Esto puede conducir a un aumento de la carga neuromotora y a una mayor inestabilidad controlada del sistema locomotor, lo que requiere ajustes biomecánicos por parte del sujeto. Esta estimulación contribuye potencialmente a un aumento del gasto energético y a una mayor activación de los

músculos estabilizadores, al tiempo que mantiene un impacto articular reducido. Esta dinámica, si se confirma a mayor escala, sugeriría la posibilidad de utilizar estos dispositivos en programas de ejercicio adaptado también para poblaciones con limitaciones funcionales.

Aunque en este estudio los FluiWalk se utilizan para estudios sobre la marcha, su aplicación no se limita exclusivamente a ella: la inercia fluida generada por el contenido interno y la configuración del dispositivo permiten su uso también en otros ejercicios motores, como trabajos en cadena cinética abierta para el fortalecimiento de las extremidades superiores, ejercicios propioceptivos en posición erguida y recorridos neuromotores para la estimulación del equilibrio y la coordinación.

Figura 12

Ejemplo de uso alternativo de FluiWalk al de su uso en la marcha



Desde el punto de vista de la aplicación, los FluiWalks pueden adaptarse en función de las características antropométricas y el nivel de entrenamiento del sujeto, mediante la selección calibrada del peso del dispositivo. Esta personalización es un requisito previo fundamental para garantizar un uso seguro, fisiológicamente eficaz y potencialmente escalable incluso a poblaciones clínicas o a sujetos con capacidad funcional limitada.

A la luz de estas características, el uso de FluiWalks en un contexto experimental permite explorar el papel de las cargas dinámicas adicionales en las extremidades superiores como modulador del gesto motor y de los parámetros fisiológicos asociados a la marcha. En particular, la evaluación de variables metabólicas y biomecánicas en condiciones estandarizadas representa una oportunidad para validar la eficacia de estos instrumentos en el contexto de la promoción de la actividad física, el entrenamiento funcional y, en perspectiva, la rehabilitación motora.

Figura 13

FluiWalk



II - JUSTIFICACIÓN

II - JUSTIFICACIÓN

2.1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

2.1.1. Contexto epidemiológico y relevancia sanitaria

El aumento global del sedentarismo, especialmente en los países de ingresos medios-altos, ha provocado un rápido crecimiento de la incidencia de enfermedades crónicas no transmisibles, como el síndrome metabólico, la obesidad, la diabetes mellitus tipo 2 y las enfermedades cardiovasculares. Estas patologías están estrechamente relacionadas con un estilo de vida caracterizado por la hipocinesia, una alimentación disfuncional y una reducción de la actividad motora sistémica. Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), más del 25 % de la población adulta no cumple los requisitos mínimos de actividad física recomendados, lo que tiene un impacto estimado de 5 millones de muertes evitables cada año. Paralelamente, se observa un aumento de los costes directos e indirectos para los sistemas sanitarios, lo que agrava la carga socioeconómica de las comunidades.

En este contexto, la identificación de herramientas eficaces, accesibles y sostenibles para aumentar el gasto energético y promover la actividad física es una prioridad estratégica. Las intervenciones dirigidas a amplios sectores de la población, y en particular a las personas en situación de riesgo, deben basarse en metodologías basadas en la evidencia y en dispositivos capaces de optimizar la respuesta fisiológica sin comprometer la seguridad individual.

2.1.2. Caminar como ejercicio objetivo

Entre las diversas modalidades de actividad física, caminar es una de las más extendidas, económicas y reproducibles. Presenta una alta tolerabilidad incluso en personas no entrenadas o que padecen enfermedades crónicas, gracias a su bajo impacto mecánico y a la modulabilidad de la intensidad. La literatura científica respalda ampliamente la eficacia de caminar regularmente para mejorar el perfil

metabólico, reducir la inflamación sistémica, aumentar la sensibilidad a la insulina y favorecer el equilibrio neuromuscular.

Estudios longitudinales han demostrado que caminar puede reducir significativamente la mortalidad cardiovascular y el riesgo de desarrollar diabetes tipo 2, con una eficacia comparable, en términos relativos, a otros protocolos de ejercicio aeróbico más intensivos (Manson et al., 2002). Sin embargo, la intensidad moderada de la marcha tradicional podría resultar insuficiente, en términos de gasto energético, para lograr cambios clínicamente relevantes en algunas poblaciones, como las personas con sobrepeso o con síndrome metabólico. De ahí surge la necesidad de encontrar soluciones que puedan potenciar la carga metabólica de la marcha sin comprometer su seguridad y accesibilidad.

2.1.3. Innovación tecnológica: la lógica de FluiWalk

Los FluiWalk son dispositivos portátiles capaces de inducir una modificación controlada de la inercia de las extremidades superiores mediante una carga líquida dinámica, integrada en una estructura ergonómica que se sujeta durante la marcha. La oscilación fluida interna genera un desplazamiento del centro de masa del brazo, creando perturbaciones mínimas pero repetidas que requieren una adaptación neuromotora constante. Esto se traduce en un aumento de la activación muscular de la cintura escapular, el tronco y la musculatura estabilizadora, con un incremento teórico del gasto energético y una mayor complejidad biomecánica del gesto motor.

Al igual que otros instrumentos validados, como las resistencias elásticas o las cargas distribuidas, los FluiWalk actúan sobre la marcha como moduladores funcionales. No requieren una técnica específica ni alteran drásticamente la cinemática de la marcha, configurándose como un soporte flexible y escalable en función del contexto de uso. Esta característica los hace potencialmente útiles también en poblaciones con capacidad funcional reducida, ya que ofrecen una alternativa menos invasiva pero fisiológicamente activa.

2.1.4. Ausencia de pruebas científicas y singularidad del presente trabajo

A pesar de la existencia comercial de FluiWalk, por el momento no se han encontrado publicaciones científicas revisadas por pares que evalúen de forma sistemática sus efectos biomecánicos o metabólicos. La única documentación disponible se refiere a experiencias anecdóticas, tesis experimentales no publicadas o material divulgativo sin rigor metodológico. Por lo tanto, la presente investigación se configura como el primer intento estructurado de medir de forma objetiva y replicable el impacto agudo del uso de FluiWalk a través de parámetros espacio-temporales, metabólicos y ventilatorios. Este trabajo pretende llenar un vacío en la literatura, proporcionando datos preliminares útiles para el diseño de protocolos más amplios y estudios a gran escala.

2.1.5. Objetivos funcionales y perspectivas de aplicación

El objetivo final de este estudio es evaluar si la adopción de FluiWalk puede representar una estrategia válida para aumentar la eficacia de la marcha como ejercicio fisiológicamente relevante. Las implicaciones potenciales van desde la promoción de la salud en la población general hasta la rehabilitación motora en personas con trastornos del equilibrio, síndrome metabólico o enfermedades crónicas. Además, los datos recopilados pueden contribuir al desarrollo de directrices personalizadas para el uso de cargas dinámicas en la prevención de la hipocinesia y la promoción de comportamientos motores adaptativos. El análisis integrado de parámetros biomecánicos y ventilatorios también permite formular hipótesis más precisas sobre el impacto fisiológico de la introducción de perturbaciones inerciales en la locomoción humana.

III – OBJETIVOS

III- OBJETIVOS

3.1. OBJETIVOS

3.1.1. Marco general y relevancia clínica

El objetivo central de este trabajo de investigación es explorar de forma rigurosa y sistemática los efectos del uso del dispositivo FluiWalk sobre los parámetros biomecánicos y metabólicos de la marcha, situándose en la intersección entre la promoción de la salud, la prevención de enfermedades crónicas y la optimización del ejercicio físico adaptado. En un contexto sanitario global marcado por un aumento exponencial del sedentarismo y las patologías relacionadas con él, como el síndrome metabólico, la obesidad y la diabetes mellitus tipo 2, es prioritario identificar soluciones pragmáticas y escalables que puedan potenciar el gasto energético incluso durante actividades motoras de baja intensidad. En este sentido, FluiWalk se configura como un dispositivo portátil y de bajo impacto, capaz de introducir una carga inercial fluida en las extremidades superiores durante la marcha, potenciando la activación neuromuscular y modulando el equilibrio postural dinámico.

El fundamento de la investigación se basa en la hipótesis de que este aumento de la carga motora, sin modificar sustancialmente la intensidad percibida del esfuerzo, puede generar cambios medibles tanto en la cinemática de la marcha como en la respuesta metabólica sistémica. Además, se propone verificar si el efecto biomecánico inducido por FluiWalk persiste, aunque solo sea de forma transitoria, en el breve periodo posterior a su retirada, lo que abre hipótesis de adaptación neuromotora a corto plazo. Por lo tanto, el trabajo se propone ofrecer no solo pruebas experimentales, sino también bases conceptuales útiles para futuros desarrollos en el campo de la medicina del ejercicio, la prevención primaria y la rehabilitación funcional.

En síntesis, el objetivo general de este trabajo es determinar si el uso agudo del dispositivo FluiWalk durante la marcha modifica de forma medible parámetros espacio-temporales de la marcha y parámetros fisiológicos/metabólicos en

comparación con la marcha estándar, así como verificar la posible persistencia inmediata de dichos cambios tras la retirada del dispositivo.

3.1.2. Objetivos biomecánicos

Desde el punto de vista biomecánico, la investigación se centró en el análisis de las modificaciones espacio-temporales de la marcha inducidas por el uso agudo del dispositivo FluiWalk. El caminar es un proceso neuromecánico finamente coordinado, y la introducción de perturbaciones controladas —como una carga fluida en las extremidades superiores— ofrece la oportunidad de evaluar la plasticidad locomotora y la capacidad de adaptación del sistema motor. En concreto, el protocolo prevé el registro y el procesamiento de la longitud de la zancada, la frecuencia de la zancada, la duración de las fases de apoyo y oscilación, así como la distribución temporal del ciclo de la zancada, en los minutos 5 y 10 de cada condición experimental (TEST_0, TEST_F, TEST_NO_F). Estos datos se adquieren mediante el sistema OptoGait, ampliamente validado en la literatura para el análisis de la marcha con alta resolución temporal.

La adición de una carga dinámica fluida tiene como objetivo desestabilizar ligeramente, pero de forma intencionada, el patrón motor habitual, induciendo una readaptación neuromotora que puede manifestarse en forma de variaciones en la simetría, la regularidad y la eficiencia mecánica de la marcha. Se hipotetiza que esta perturbación, aunque transitoria, puede favorecer una mayor activación de los músculos estabilizadores del tronco y un control más cuidadoso del centro de masa, modificando la cinemática global de la marcha. Se prestará especial atención a la evaluación de los «efectos secundarios», es decir, la posible persistencia de los cambios biomecánicos incluso después de retirar el dispositivo (TEST_NO_F), indicativos de una posible respuesta adaptativa del sistema neuromotor. Este enfoque, inspirado en la lógica del aprendizaje motor inducido por perturbación, permite explorar la eficacia del FluiWalk no solo como estímulo agudo, sino también como posible herramienta educativa del gesto motor.

En consecuencia, los objetivos específicos biomecánicos de este estudio son:

1. Cuantificar la longitud de la zancada, la frecuencia de la zancada, la duración de las fases de apoyo y oscilación y la distribución temporal del

ciclo de la zancada en los minutos 5 y 10 de cada condición experimental (TEST_0, TEST_F, TEST_NO_F).

2. Comparar estos parámetros espacio-temporales entre las tres condiciones para identificar cambios agudos en la simetría, la regularidad y la eficiencia mecánica de la marcha.
3. Evaluar la presencia de efectos residuales biomecánicos tras la retirada del dispositivo, analizando si en TEST_NO_F persisten modificaciones en los parámetros de la marcha respecto a la condición basal (TEST_0).

3.1.3. Objetivos metabólicos y fisiológicos

Paralelamente, la investigación se propone analizar en profundidad el impacto del dispositivo FluiWalk en un conjunto seleccionado de indicadores fisiológicos y metabólicos notoriamente asociados a la actividad aeróbica de intensidad baja y moderada. Los parámetros objeto de estudio incluyen: el consumo de oxígeno (VO_2), entendido como proxy del coste energético total de la actividad; la frecuencia respiratoria (Rf), útil para evaluar la carga ventilatoria; la ventilación pulmonar (EVC), indicador de la profundidad de los actos respiratorios y del reclutamiento de la capacidad pulmonar; la frecuencia cardíaca (HR), que refleja la respuesta cardiovascular al esfuerzo; y la concentración de lactato en sangre, parámetro clave para distinguir entre el metabolismo aeróbico y el anaeróbico lactácido.

Estas mediciones se realizarán mediante instrumentos validados y calibrados, que incluyen un metabolímetro portátil de circuito cerrado, un lactómetro sanguíneo para muestreo capilar y sistemas de monitorización en tiempo real. El objetivo es determinar si la adición de una carga inercial intermitente, generada por los FluiWalk, aumenta de manera significativa la demanda metabólica sin superar los umbrales críticos de esfuerzo típicos del ejercicio de alta intensidad.

En este sentido, la hipótesis de trabajo se basa en el supuesto de que una mayor activación de los músculos estabilizadores y de la cintura escapular, inducida por la carga dinámica, puede traducirse en un aumento medible del VO_2 y de la frecuencia respiratoria, manteniendo sin embargo todo el proceso dentro de

un rango fisiológicamente tolerable incluso para sujetos con capacidad funcional reducida. Este equilibrio entre el estímulo metabólico y la sostenibilidad del esfuerzo es un aspecto crucial para la posible traslación del dispositivo al ámbito clínico o geriátrico. Además, la comparación directa entre las tres condiciones experimentales (caminata estándar, con FluiWalk y post-FluiWalk) permitirá identificar posibles persistencias adaptativas y caracterizar el posible efecto «residual» de la estimulación inducida.

De forma más concreta, los objetivos específicos metabólicos y fisiológicos son:

1. Cuantificar el consumo de oxígeno (VO_2), la frecuencia respiratoria (R_f), la ventilación pulmonar (EVC), la frecuencia cardíaca (HR) y la concentración de lactato en sangre durante la marcha en las tres condiciones experimentales (estándar, con FluiWalk y post-FluiWalk).
2. Comparar estos parámetros entre condiciones para determinar si el uso de FluiWalk incrementa la demanda metabólica y ventilatoria respecto a la marcha estándar sin superar rangos fisiológicamente tolerables.
3. Analizar la presencia de posibles efectos residuales en los parámetros fisiológicos inmediatamente después de la retirada del dispositivo (condición post-FluiWalk).

3.1.4. Relevancia traslacional y perspectivas de aplicación

La relevancia traslacional de esta investigación reside en la posibilidad de utilizar los datos obtenidos para la elaboración de protocolos de ejercicio personalizados, adaptables a diferentes necesidades clínicas y preventivas. Las implicaciones de estos resultados se extienden desde el ámbito de la rehabilitación motora temprana —por ejemplo, en pacientes postoperatorios o con patologías neurológicas leves— hasta las estrategias de prevención primaria del síndrome metabólico, una de las afecciones con mayor impacto epidemiológico y sanitario en la población adulta.

Numerosas pruebas en la literatura indican que incluso aumentos modestos del gasto energético diario, si se mantienen a lo largo del tiempo, pueden influir positivamente en el balance energético global y determinar mejoras significativas a

En parámetros metabólicos fundamentales, como la sensibilidad a la insulina, el perfil lipídico y la presión arterial (Strasser, 2013) (Hill, 2006) (Mambrini et al., 2024).

En este contexto, el uso del dispositivo FluiWalk, diseñado para introducir una carga dinámica oscilatoria durante la marcha, representa una estrategia tecnológica accesible, económicamente sostenible y fácilmente escalable. La posibilidad de generar una estimulación biomecánica adaptativa, incluso a baja intensidad, lo hace potencialmente adecuado para promover la actividad física diaria en personas sedentarias, mayores o con fragilidad motora, favoreciendo la adherencia a programas de ejercicio personalizados y contribuyendo, a medio y largo plazo, a la mejora del perfil metabólico y cardiovascular. Este enfoque está en consonancia con las recomendaciones clínicas actuales destinadas a reducir el riesgo cardiometabólico mediante intervenciones de bajo impacto pero altamente sostenibles en el tiempo. Además, la adopción de FluiWalk podría representar una oportunidad interesante para mejorar la calidad de la marcha, mediante un control postural más cuidadoso y un aumento de la conciencia motora durante la oscilación de las extremidades superiores. Estos elementos, combinados con la posibilidad de integrar los dispositivos en programas de ejercicio terapéutico ya existentes, hacen que la intervención no solo sea teóricamente prometedora, sino también concretamente transferible al ámbito clínico, rehabilitador y preventivo.

En términos de objetivos traslacionales, este trabajo pretende también identificar criterios operativos para la futura integración de FluiWalk en programas de ejercicio adaptado para sujetos sedentarios, mayores o con fragilidad motora, basándose en los efectos biomecánicos y fisiológicos observados.

3.1.5. Finalidad cognitiva y contribución a la literatura científica

Por último, desde una perspectiva epistemológica y metodológica, el presente trabajo se propone llenar un vacío importante en la literatura científica. Hasta la fecha, no se han encontrado publicaciones sistemáticas que hayan investigado los efectos agudos, subagudos y post-ejercicio del uso del FluiWalk a través de un análisis integrado y riguroso de parámetros biomecánicos y fisiológicos, realizado en condiciones experimentales controladas. La falta de

pruebas consolidadas sobre este tipo de instrumental supone una barrera para su adopción informada en el ámbito clínico, deportivo y preventivo.

La presente tesis se configura, por tanto, como una primera contribución fundamental para la validación funcional del FluiWalk, un dispositivo portátil que introduce una perturbación mecánica controlada durante la marcha, proponiéndose como modelo experimental para el estudio de la interacción entre la carga dinámica y la e l control neuromotor. Los resultados obtenidos, complementados con un riguroso análisis crítico de los datos, están orientados a sentar las bases para futuros ensayos a gran escala, incluidos ensayos clínicos multicéntricos, estudios longitudinales en sujetos con patologías crónicas (por ejemplo, síndrome metabólico, trastornos del equilibrio, sarcopenia) y protocolos de ejercicio adaptado. Estos avances podrán contribuir a la elaboración de directrices operativas para la inclusión de dispositivos como FluiWalk en programas estructurados de promoción de la salud, medicina deportiva y rehabilitación neuromotora.

El objetivo cognitivo de la tesis es caracterizar de manera integrada los efectos agudos y post-ejercicio de un dispositivo de carga dinámica durante la marcha, generando un marco de referencia experimental que permita diseñar y justificar futuros estudios clínicos y protocolos de ejercicio adaptado.

IV - MATERIAL Y MÉTODO

IV -MATERIAL Y MÉTODO

4.1. METODOLOGÍA

4.1.1. Materiales y métodos

4.1.1.1. *Diseño y participantes*

En este trabajo de tesis se ha llevado a cabo un análisis sistemático destinado a evaluar los efectos, tanto a corto plazo (agudos) como en el breve periodo posterior al ejercicio (crónicos), derivados del uso de los dispositivos FluiWalk durante la marcha. El estudio contó con una muestra de 10 sujetos sanos, seleccionados en ausencia de patologías musculoesqueléticas conocidas, compuesta por 7 hombres y 3 mujeres, con una edad media de $29,4 \pm 6,5$ años y una altura media de $173 \pm 7,3$ cm. Los participantes fueron reclutados de manera que se garantizara un perfil compatible con la evaluación biomecánica y metabólica de un gesto motor natural, excluyendo así condiciones clínicas potencialmente confusas.

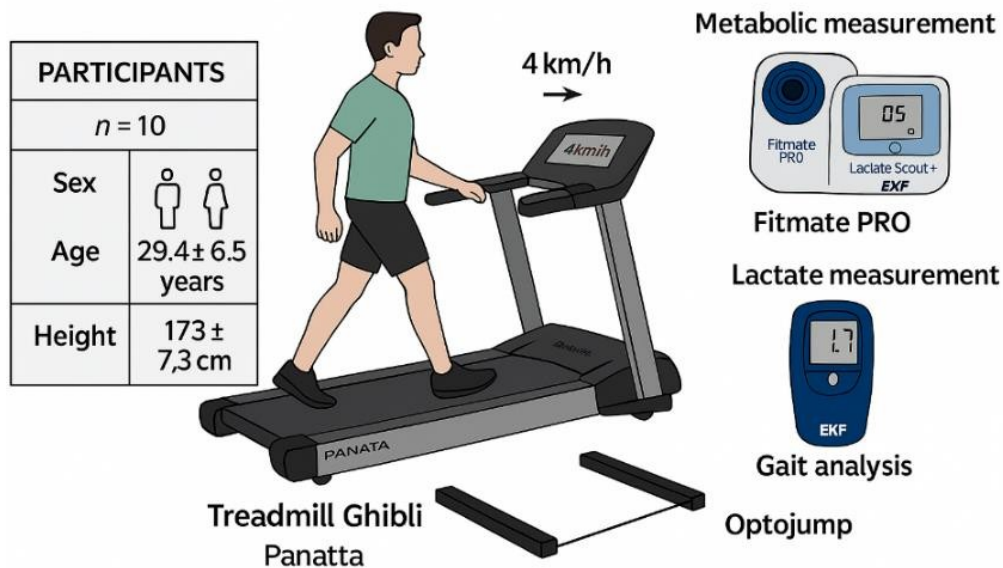
El protocolo experimental preveía la realización de tres pruebas distintas por parte de cada participante, realizadas en una cinta de correr (modelo Ghibli, Panatta, Italia), ajustada con una inclinación de 0° y una velocidad constante de 4 km/h, con el fin de garantizar condiciones de marcha estandarizadas.

Para el registro y la adquisición de los parámetros fisiológicos y biomecánicos, se utilizaron los siguientes dispositivos:

- un metabolímetro para la medición de los parámetros respiratorios y del consumo de oxígeno;
- un lactacido medidor para determinar la concentración de lactato en sangre;
- el sistema Optojump para la detección de los parámetros espacio-temporales de la marcha.

Figura 14

Protocolo de análisis metabólico, lactacido y de la marcha durante la caminata en la cinta



4.1.1.1.1. El metabolímetro (Fitmate PRO; Cosmed; Italia)

El sistema metabólico Fitmate PRO (Cosmed, Roma, Italia) se utilizó para cuantificar los principales parámetros metabólicos y cardiorrespiratorios durante las pruebas experimentales. En concreto, se monitorizaron de forma continua los siguientes indicadores fisiológicos:

- Consumo de oxígeno (VO_2), expresado en ml/min, como índice del metabolismo aeróbico;
- Frecuencia cardíaca (FC), medida en latidos por minuto, para evaluar la respuesta cardiovascular;
- Frecuencia respiratoria (Rf), expresada en respiraciones por minuto, indicativa de la ventilación pulmonar;
- Volumen corriente (VT), es decir, la profundidad de las respiraciones, representativa de la ventilación alveolar.

Con el fin de garantizar la máxima representatividad y reducir la variabilidad debida a la fase de transición y adaptación fisiológica a la carga, el análisis estadístico se ha realizado sobre los valores medios de cada parámetro, calculados en el último minuto de cada sesión de caminata.

Figura 15

Sistema metabólico fitmate PRO



4.1.1.1.2. El medidor de lactato (Lactate Scout +; EKF Diagnostics, Reino Unido).

Para determinar la concentración de lactato en sangre se utilizó el dispositivo portátil Lactate Scout+ (EKF Diagnostics, Reino Unido), diseñado para el análisis rápido y preciso de los niveles de ácido láctico en contextos de ejercicio físico e investigación fisiológica. Este instrumento utiliza una tecnología basada en biosensores enzimáticos amperométricos, que permite obtener una cuantificación

inmediata del lactato a partir de pequeños volúmenes de sangre capilar, extraída en este estudio del lóbulo de la oreja. Esta metodología garantiza una rápida adquisición de datos y reduce las interferencias relacionadas con la recuperación post-ejercicio.

Figura 16

Lactate scout+



La medición del lactato se introdujo en el protocolo por varias razones de carácter fisiológico y metodológico. En primer lugar, el lactato en sangre es un indicador sensible del componente anaeróbico del metabolismo energético: la adición de una carga dinámica mediante FluiWalk podía determinar potencialmente un aumento de la demanda muscular local y un cambio parcial hacia el metabolismo anaeróbico, incluso en un ejercicio de intensidad moderada. En segundo lugar, la cuantificación del lactato proporcionó una estimación indirecta del grado de fatiga muscular y del estrés metabólico global inducido por el protocolo experimental, integrando la información ya recopilada mediante la evaluación ventilatoria y del consumo de oxígeno (VO_2).

Por último, desde una perspectiva aplicativa, la medición del lactato también ha cobrado importancia desde el punto de vista de la seguridad y la idoneidad clínica del dispositivo. En sujetos de riesgo, como las personas que padecen síndrome metabólico o con posible fragilidad cardiovascular, el mantenimiento de niveles de lactato compatibles con un ejercicio aeróbico controlado es esencial para evitar estrés metabólico no deseado.

En el presente estudio, las muestras de sangre se tomaron inmediatamente al finalizar el décimo minuto de caminata en cada una de las tres condiciones experimentales (TEST_0, TEST_F y TEST_NO_F). Se eligió este momento para garantizar la detección de los niveles de lactato representativos de la fase de esfuerzo sostenido. Los valores obtenidos se registraron y posteriormente se utilizaron para comparar las diferentes condiciones experimentales, lo que contribuyó a la evaluación de los efectos agudos y transitorios relacionados con el uso de FluiWalk.

4.1.1.1.3. Optojump (Optogait; Microgate; Italia).

Para la evaluación de los parámetros espacio-temporales de la marcha se utilizó el sistema de análisis optoelectrónico Optojump (Optogait; Microgate, Italia), un instrumento ampliamente validado y difundido en el ámbito clínico y de investigación para el estudio de la locomoción.

El sistema se basa en una serie de transmisores y receptores ópticos que, dispuestos en paralelo a lo largo del recorrido de la marcha o a los lados de la cinta de correr, permiten la detección precisa de los tiempos de interrupción y restablecimiento de los haces de luz causados por el paso de los pies del sujeto. Esta tecnología permite adquirir datos de alta resolución de forma no invasiva y en tiempo real.

Figura 17*Optojump*

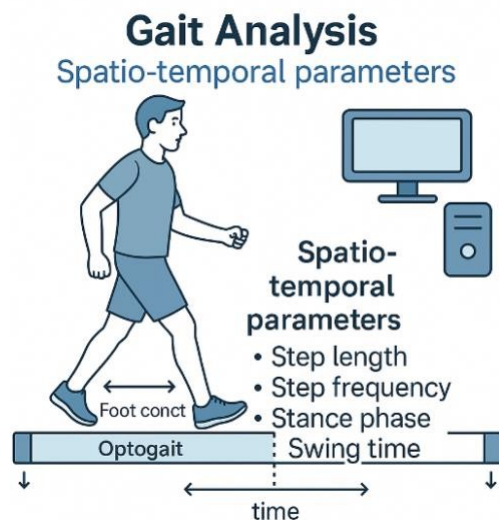
En el presente protocolo experimental, se utilizó Optojump para registrar los principales parámetros espacio-temporales de la marcha en condiciones estandarizadas. En concreto, se consideraron los valores medios calculados sobre 10 pasos consecutivos realizados durante el último minuto de cada prueba, con el fin de excluir las fases de adaptación inicial y captar el patrón locomotor estable. Los parámetros objeto de análisis incluyeron:

- Longitud del paso (cm): indicativa de la extensión del movimiento y la eficiencia de la marcha;

- Frecuencia del paso (pasos/min): parámetro representativo de la cadencia y el ritmo de la marcha;
- Duración de la fase de apoyo (s): tiempo en el que el pie está en contacto con el suelo, relevante para evaluar la estabilidad;
- Duración de la fase de oscilación (s): periodo en el que el pie se encuentra en el aire, útil para examinar la fluidez del movimiento;
- Tiempo de contacto (s): representa el momento exacto de impacto y liberación del pie con respecto al suelo, estrechamente relacionado con la reactividad y la propulsión;
- Duración del impulso (s): parámetro integrador relativo a la fase de propulsión de la zancada.

Durante la recopilación de datos, se evaluaron los parámetros biomecánicos en dos momentos diferentes, el quinto y el décimo minuto de la prueba. En ambos momentos, se seleccionaron diez pasos consecutivos para el análisis de los parámetros espacio-temporales. La elección de estas ventanas temporales intermedias y finales permite observar tanto las respuestas inmediatas como las consolidadas al uso del dispositivo, de acuerdo con los principios de la biomecánica adaptativa.

El uso de Optojump resultó estratégico para los fines de esta investigación, ya que permitió obtener datos objetivos y reproducibles, reduciendo el error relacionado con la observación manual u otros métodos menos precisos. El análisis de estos parámetros ha adquirido especial relevancia para evaluar si la introducción de FluiWalk durante la marcha podía influir en la biomecánica de la marcha, induciendo cambios potencialmente atribuibles a una mejora de la eficiencia de la marcha o a adaptaciones neuromotoras a corto plazo.

Figura 18*Optogait*

4.2. PROCEDIMIENTO

Para garantizar la personalización y la estandarización del protocolo, en una fase preliminar se determinó la velocidad de marcha cómoda individual. Para ello, se pidió a los participantes que caminaran en una cinta durante un periodo de 5 minutos, durante el cual el investigador ajustó progresivamente la velocidad hasta identificar el valor que cada sujeto percibía subjetivamente como más natural y sostenible. Esta velocidad se mantuvo sin cambios durante toda la duración de las pruebas posteriores.

Una vez definido este parámetro individual, cada participante fue sometido a tres condiciones experimentales distintas, realizadas en secuencia y en orden contrapesado para reducir el riesgo de efectos de orden:

1. Caminata sin FluiWalk (TEST_0)
2. Caminata con FluiWalk (TEST_F)
3. Caminar de nuevo sin FluiWalk (TEST_no_F)

Este procedimiento permitió evaluar tanto los efectos agudos derivados del uso del dispositivo como las posibles modificaciones residuales en la fase inmediatamente posterior a su retirada.

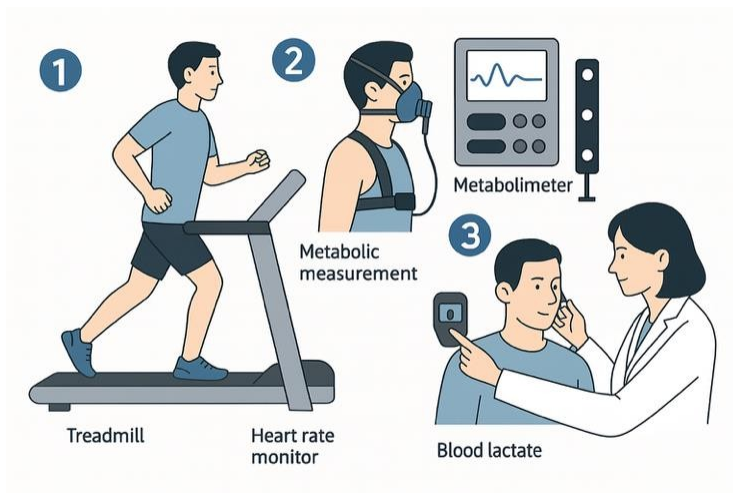
4.2.1. T0 (prueba inicial/Fluiwalk antes del uso).

La primera fase del protocolo experimental se llevó a cabo sin los FluiWalk y tuvo como objetivo adquirir parámetros metabólicos y biomecánicos básicos, que se utilizarían como referencia para las condiciones posteriores. Los participantes caminaron inicialmente en la cinta durante cinco minutos a una velocidad previamente establecida por los investigadores como cómoda para cada sujeto. Al final de esta fase, se prepararon los dispositivos de monitorización fisiológica, que incluían un pulsómetro para medir la frecuencia cardíaca y un metabolímetro (Fitmate PRO) para medir los parámetros cardiorrespiratorios y el consumo de oxígeno.

Una vez completada la preparación instrumental, los sujetos continuaron caminando durante otros diez minutos, manteniendo la misma velocidad. Durante el último minuto de esta fase, se registraron los parámetros metabólicos de forma continua y se adquirieron los datos relativos a la marcha mediante el sistema Optogait, prestando especial atención al análisis de diez pasos consecutivos para la determinación de los parámetros espacio-temporales.

Al término exacto de los diez minutos de caminata, y en cualquier caso en un intervalo de treinta segundos desde el cese de la actividad, se realizó una extracción capilar de sangre del lóbulo de la oreja de cada participante. Esta muestra se analizó inmediatamente mediante un lactómetro para determinar la concentración sanguínea de lactato, como indicador del estrés metabólico inducido por el ejercicio.

Una vez concluida esta fase, los sujetos pasaron sin interrupción a la siguiente fase del protocolo, es decir, la PRUEBA_F, que preveía el uso de FluiWalk.

Figura 19*T0 Prueba inicial*

4.2.2. TEST F (recorrido con FluiWalk).

La Prueba F se diseñó para evaluar el efecto agudo del uso de FluiWalk durante la marcha sobre los parámetros biomecánicos y metabólicos. La estructura del protocolo siguió la misma secuencia operativa ya adoptada en la Prueba 0, con el fin de garantizar la comparabilidad de los datos entre las condiciones experimentales. La principal variable introducida en esta fase fue el uso de FluiWalk, elegidos con pesos proporcionales al peso corporal de los sujetos según las indicaciones que figuran en las tablas 1 y 2. Esta selección específica de la carga se basa en el principio de adaptación fisiológica óptima, según el cual la sobrecarga debe ser suficiente para estimular las respuestas neuromusculares y metabólicas, pero no excesiva hasta el punto de alterar la técnica de la marcha o provocar fatiga prematura.

Tabla 1*Pesos recomendados para el Fluiwalk en relación al peso de los principiantes*

PESO DEL SUJETO (kg)	PESO DEL FLUIWALK (kg)
< 50	0.4
50 < > 65	0.6
65 < > 80	0.8
> 80	1

Tabla 2*Pesos recomendados para el Fluiwalk en relación al peso de los experimentados que ya han utilizado el instrumento en el pasado*

PESO DEL SUJETO (kg)	PESO DEL FLUIWALK (kg)
< 50	0.4
50 < > 60	0.6
60 < > 70	0.8
> 70	1

La presentación de las tablas de correspondencia entre el peso corporal y la carga seleccionada permite formalizar de manera transparente y replicable el criterio de asignación del dispositivo. La adopción de dos tablas distintas para principiantes y expertos responde a una necesidad metodológica muy concreta: garantizar que la sobrecarga generada por los FluiWalk sea acorde con las características antropométricas y la experiencia motora del participante, con el fin de maximizar la eficacia del estímulo sin comprometer la seguridad ni introducir variabilidad confusa.

En el caso de los sujetos principiantes, el peso del dispositivo se ha calibrado con un enfoque prudente, limitando la intensidad de la carga para evitar compensaciones posturales involuntarias o la rápida aparición de fatiga localizada. Por el contrario, para los sujetos ya familiarizados con el uso de FluiWalk, se ha

previsto una progresión más decidida de la carga, con el fin de mantener un estímulo de entrenamiento adecuado y contrarrestar cualquier fenómeno de acomodación neuromuscular.

Figura 20

Prueba F con el uso de FluiWalk



Esta personalización instrumental tiene un doble valor: por un lado, permite explorar el efecto del FluiWalk en condiciones de estrés biomecánico controlado; por otro, representa un modelo de adaptación que podría trasladarse fácilmente a contextos de aplicación reales, tanto en el ámbito clínico como en el preventivo. Además, la distinción entre cargas recomendadas y cargas utilizadas constituye un parámetro documentable que, en futuros estudios, podrá refinarse aún más sobre

la base de resultados fisiológicos y cinemáticos, promoviendo la evolución hacia una prescripción individualizada del ejercicio con FluiWalk.

En la fase operativa, los sujetos caminaron en la cinta durante un periodo de diez minutos, manteniendo la velocidad preestablecida y considerada cómoda. Esta configuración (4 km/h) se seleccionó para situar la actividad en un rango de intensidad moderada, capaz de garantizar una estimulación metabólica suficiente sin activar de forma predominante el metabolismo anaeróbico, en línea con las recomendaciones de las directrices internacionales para el ejercicio físico en poblaciones sanas y clínicas.

Durante la prueba, los participantes sostuvieron los FluiWalk en las manos, lo que supuso una carga dinámica intermitente en las extremidades superiores. Esta medida metodológica se introdujo con el objetivo de aumentar la activación muscular de la cintura escapular y los músculos del tronco, basándose en la evidencia de que la oscilación amplificada de los brazos puede mejorar la estabilidad postural y modificar los patrones de marcha (Collins et al., 2009)(Grundy et al., 2005)(Meyns et al., 2013).

Al final del décimo minuto, se realizó una extracción capilar de sangre del lóbulo de la oreja en los 30 segundos siguientes al cese de la actividad. La determinación de la concentración de lactato permitió evaluar la contribución anaeróbica láctica asociada a la marcha con carga adicional, ofreciendo un índice indirecto del grado de intensidad metabólica alcanzado.

Por último, sin conceder un intervalo de recuperación, los sujetos pasaron inmediatamente a la siguiente fase del protocolo, la prueba NO-F. Esta elección metodológica se realizó con el fin de detectar posibles efectos residuales y transitorios en el patrón de marcha derivados del uso del FluiWalk, minimizando el efecto de confusión de una recuperación completa.

4.2.3. PRUEBA NOF (prueba sin FluiWalk).

Con el fin de evaluar la persistencia a corto plazo de los efectos inducidos por el uso del FluiWalk en los parámetros espacio-temporales y metabólicos de la marcha, se administró una prueba final denominada NO-F, que consistía en realizar la marcha sin el dispositivo. Este paso metodológico se incluyó en el protocolo experimental para verificar la posible persistencia de las modificaciones biomecánicas y fisiológicas observadas anteriormente durante el uso de FluiWalk, y para descartar que dichas variaciones se debieran únicamente a un efecto transitorio y contextual.

En detalle, la fase experimental se articuló de la siguiente manera:

Los sujetos caminaron en la cinta durante diez minutos, manteniendo la velocidad establecida previamente para garantizar la coherencia con las condiciones experimentales anteriores y reducir la variabilidad inducida por factores externos.

Durante el quinto y el décimo minuto de caminata se recopilieron los datos relativos a diez pasos consecutivos. Esta elección temporal tiene como objetivo monitorizar la posible evolución de los patrones motores durante el ejercicio y evaluar la estabilidad o el deterioro de las adaptaciones observadas anteriormente.

Por último, inmediatamente al final del décimo minuto, y en cualquier caso en un intervalo máximo de 30 segundos para garantizar la validez de la medición en condiciones metabólicas comparables, se realizó una extracción capilar de sangre del lóbulo de la oreja. Esta muestra se analizó para determinar la concentración de lactato en sangre, un parámetro útil para estimar el estado de fatiga y el nivel de activación metabólica residual en ausencia de la carga adicional que representa el FluiWalk.

Figura 21

Prueba NO-F

4.3. ESTRATEGIA ESTADÍSTICA

La estrategia estadística utilizada en este estudio se diseñó para describir con claridad cómo varían los parámetros metabólicos y espacio-temporales de la marcha en las tres condiciones experimentales analizadas (TEST_0, TEST_F y TEST_NO_F). Dado que todos los participantes realizaron las tres pruebas, el análisis se planteó dentro de un diseño intra-sujeto, lo que permite observar cómo cambia la respuesta de cada individuo en función del uso o no uso del dispositivo FluiWalk.

4.3.1. Estadística descriptiva

En una primera fase se llevó a cabo un análisis descriptivo que permitió obtener una visión estructurada del comportamiento de cada parámetro. Para todos los indicadores fisiológicos (VO_2 , HR, Rf, EVC, lactato) y biomecánicos

(longitud del paso, frecuencia, apoyo, oscilación y contacto) se calcularon la media y la desviación estándar, con el fin de resumir la tendencia general de los valores registrados y la variabilidad entre sujetos.

La media se obtuvo mediante el cálculo habitual:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

mientras que la desviación estándar se calculó a partir de:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}.$$

Estos valores descriptivos sirvieron como base para la elaboración de las Tablas 4 y 5 y para la representación gráfica de los resultados mediante diagramas de caja y gráficos de barras, que facilitaron la identificación visual de diferencias y patrones recurrentes entre las tres condiciones.

4.3.2. Comparación entre condiciones

Con el objetivo de valorar si las variaciones observadas entre condiciones eran sistemáticas y no atribuibles al azar, se aplicaron **pruebas t de Student para muestras relacionadas**, una elección adecuada para comparar medidas obtenidas del mismo grupo de sujetos en situaciones experimentales diferentes.

Las comparaciones se organizaron siguiendo la lógica del protocolo:

- **TEST_0 vs TEST_F**, para evaluar el efecto inmediato del uso de FluiWalk;
- **TEST_0 vs TEST_NO_F**, para identificar posibles efectos residuales tras retirar el dispositivo;
- **TEST_F vs TEST_NO_F**, para analizar el proceso de readaptación del patrón de marcha después de la intervención.

El nivel de significación se estableció en $\alpha = 0,05$, criterio que permitió determinar la presencia de diferencias estadísticamente relevantes. Los valores exactos de p correspondientes a cada comparación se muestran en las Tablas 6 y 7.

4.3.3. Integración e interpretación metodológica

El análisis se centró en identificar variaciones consistentes entre las tres fases del protocolo, integrando los resultados metabólicos y cinemáticos para obtener una interpretación global de la respuesta locomotora. Este enfoque permitió observar no solo el efecto del dispositivo durante su uso, sino también la posible persistencia de ajustes motores en la fase inmediatamente posterior.

Todos los datos fueron registrados correctamente y no se presentaron valores faltantes, por lo que no fue necesario aplicar procedimientos adicionales de tratamiento o imputación. La estructura metodológica adoptada permitió caracterizar de manera clara y ordenada las tendencias observadas, ofreciendo una base sólida para la interpretación de los resultados presentados en el capítulo correspondiente.

4.3.4. Análisis estadística

El análisis de los datos recopilados en el presente estudio se llevó a cabo con el objetivo de evaluar de forma exploratoria y coherente las variaciones en los parámetros metabólicos y espacio-temporales de la marcha observadas en las tres condiciones experimentales (TEST_0, TEST_F y TEST_NO_F), teniendo en cuenta que cada sujeto participó en todas las condiciones. Por lo tanto, el diseño experimental adoptado es de tipo intra-sujeto con medidas repetidas, caracterizado por una correlación no desdeñable entre las observaciones obtenidas del mismo individuo.

Por este motivo, antes incluso de aplicar pruebas inferenciales, se llevó a cabo un tratamiento descriptivo sistemático de los datos, que incluyó el cálculo de los valores medios (μ) y las desviaciones estándar (σ) para cada parámetro fisiológico (VO_2 , FC, Rf, EVC, lactato) y biomecánico (longitud y frecuencia de la zancada, duración de las fases de apoyo y oscilación, contacto pie-suelo). Estas medidas de síntesis permitieron obtener una primera imagen estructurada de la distribución de los valores observados y de su dispersión dentro de cada condición.

La desviación estándar se utilizó como indicador de la variabilidad interna de la condición experimental, proporcionando información sobre la coherencia de las respuestas fisiológicas y motoras entre los sujetos.

A nivel gráfico, los datos se representaron mediante diagramas de caja y gráficos de barras con barras de error, con el fin de resaltar las diferencias relativas entre las condiciones, los posibles valores atípicos y la simetría de las distribuciones. Los diagramas de caja permitieron analizar la ****mediana****, el intervalo intercuartílico (IQR) y las variaciones extremas de los datos, lo que proporcionó un nivel adicional de lectura de la variabilidad.

Aunque se reconoce que el diseño podría haberse beneficiado del uso de modelos lineales mixtos (LMM) para gestionar formalmente la dependencia entre medidas repetidas en el mismo sujeto, este enfoque no se ha implementado en el presente análisis. En consecuencia, no se han aplicado pruebas post hoc correctivas, ni se ha realizado un análisis estadístico inferencial avanzado destinado a verificar hipótesis. Esta decisión se debe al carácter exploratorio y piloto del estudio, así como al tamaño limitado de la muestra ($n = 10$), que no garantizaría una potencia estadística suficiente para extraer conclusiones generalizables mediante métodos paramétricos complejos.

Por lo tanto, la estructura del análisis se ha centrado en la observación cualitativa y cuantitativa de las variaciones sistemáticas entre las tres condiciones, con el objetivo de identificar patrones reproducibles y formular hipótesis plausibles para ser probadas en futuros estudios. Este enfoque se ha visto reforzado por la integración de los parámetros metabólicos y cinemáticos, lo que permite interpretar los posibles cambios en la biomecánica de la marcha en relación con las variaciones fisiológicas observables en tiempo real.

En resumen, la metodología estadística adoptada proporcionó una base sólida para interpretar los resultados del protocolo experimental, aunque se era consciente de las limitaciones impuestas por el tamaño de la muestra y la ausencia de un grupo de control. Por lo tanto, el presente trabajo se propone como una investigación preliminar de gran valor exploratorio, útil para orientar protocolos posteriores más estructurados y respaldados por pruebas inferenciales avanzadas (como ANOVA con medidas repetidas o LMM con estructura jerárquica), que podrán reforzar la solidez de las pruebas emergentes.

V – RESULTADOS

V - RESULTADOS

5.1. Valores metabólicos registrados durante las pruebas

La tabla 4 resume los valores medios y las desviaciones estándar de los principales parámetros metabólicos recopilados durante las tres condiciones experimentales definidas:

- TEST_0 (caminata sin FluiWalk),
- TEST_F (caminar con FluiWalk),
- TEST_NO_F (caminata tras la retirada del FluiWalk).

Esta subdivisión permitió evaluar no solo los efectos agudos del uso de FluiWalk, sino también la posible persistencia a corto plazo de las modificaciones inducidas en el organismo.

En la Tabla 4 se presentan los valores metabólicos registrados durante las pruebas.

Tabla 3

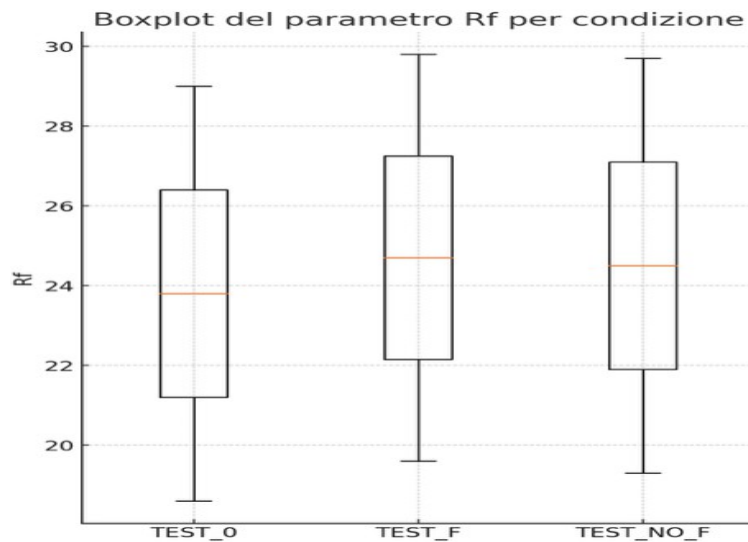
Valores medios $\pm$ desviación estándar de los parámetros metabólicos registrados durante las pruebas en tres condiciones diferentes. En color aquellos con diferencias significativas: en rosa $p < 0,05$; en rojo $p < 0,01$.

MEDIA± ST	Rf	E	VO2	HR	EVC	LACT
PRUEBA 0	23,8 ± 5,2	24,1 ± 3,2	833,0 ± 128,8	88,8 ± 13,6	1,1 ± 0,2	0,9 ± 0,4
PRUEBA F	24,7 ± 5,1	24,3 ± 2,9	836,9 ± 141,9	88,8 ± 10,6	1,0 ± 0,2	0,8 ± 0,4
PRUEBA N.º F	24,5 ± 5,2	23,6 ± 2,8	797,9 ± 109,8	88,6 ± 10,0	1,0 ± 0,2	0,8 ± 0,3

RF = frecuencia respiratoria; E = equivalente respiratorio; VO₂ = consumo de oxígeno; HR = frecuencia cardíaca; EVC = eficiencia ventilatoria cardiopulmonar; LACT = concentración de lactato en sangre.

Figura 22

Prueba Fr



5.1.1. Frecuencia respiratoria (Rf)

El valor medio de la Rf pasó de $23,8 \pm 5,2$ respiraciones/min (TEST_0) a $24,7 \pm 5,1$ respiraciones/min (TEST_F), para luego estabilizarse en $24,5 \pm 5,2$ respiraciones/min (TEST_NO_F)

El incremento observado durante el TEST_F sugiere un aumento de la demanda ventilatoria en presencia de una carga externa dinámica, probablemente relacionada con:

- una mayor participación muscular de las extremidades superiores;
- la necesidad de mantener la estabilidad postural y la coordinación, elementos que se sabe que aumentan la demanda de oxígeno a igualdad de intensidad locomotora.

La frecuencia respiratoria (Rf) mostró un ligero aumento en la condición con FluiWalk en comparación con la marcha natural, lo que sugiere un modesto incremento de la carga ventilatoria. Este aspecto podría interpretarse como la consecuencia de un mayor esfuerzo de los músculos respiratorios y posturales, llamados a sostener el gesto técnico enriquecido por la carga inercial de las

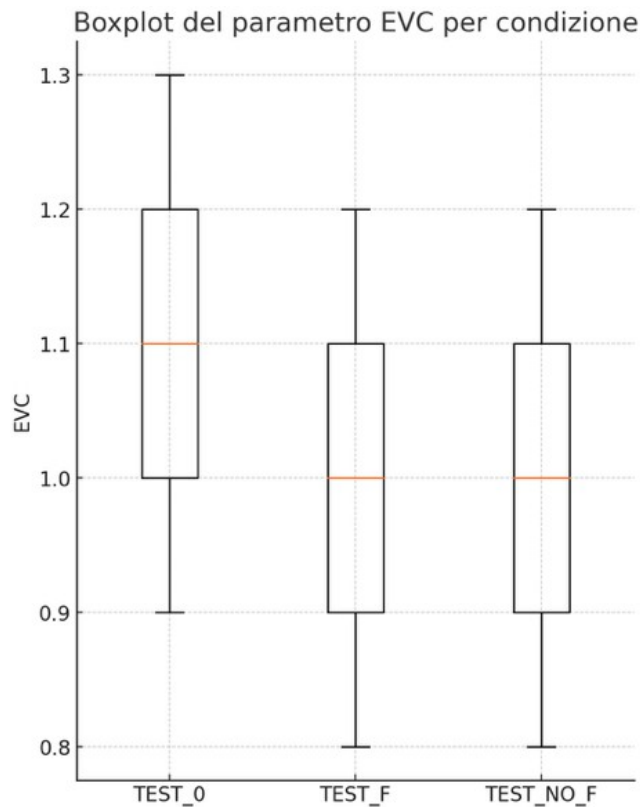
extremidades superiores. Paralelamente, el volumen corriente (EVC) se mantuvo estable o ligeramente reducido, lo que indica que el aumento de la ventilación se debió principalmente a un aumento de la frecuencia respiratoria, más que a una respiración más profunda.

5.1.2. Volumen espiratorio corriente (EVC)

Los valores de la capacidad vital espiratoria (EVC) se mantuvieron relativamente estables en las tres condiciones experimentales, situándose respectivamente en $1,1 \pm 0,2$ L (TEST_0), $1,0 \pm 0,2$ L (TEST_F) y $1,0 \pm 0,2$ L (TEST_NO_F). Esta estabilidad sugiere que la introducción de la carga adicional representada por los FluiWalk no influyó de manera significativa en la profundidad de los actos respiratorios.

Figura 23

Prueba EVC



En otras palabras, el organismo respondió a la mayor demanda ventilatoria impuesta por el ejercicio con FluiWalk mediante un aumento de la frecuencia respiratoria en lugar de un aumento del volumen corriente. Este comportamiento es fisiológicamente plausible y está bien descrito en la literatura: durante ejercicios de intensidad moderada o en casos en los que se modifica el patrón motor (como con el uso de dispositivos inerciales en las extremidades superiores), el sistema respiratorio tiende a privilegiar el aumento de la frecuencia para optimizar el ritmo respiratorio y minimizar la fatiga de los músculos respiratorios accesorios.

De hecho, un aumento del volumen corriente supondría un mayor esfuerzo mecánico por parte de los músculos inspiratorios, con un posible incremento del trabajo respiratorio y una consiguiente reducción de la eficiencia ventilatoria. Por el contrario, la regulación basada en la frecuencia permite satisfacer el aumento de

la demanda metabólica manteniendo la carga muscular dentro de límites manejables y favoreciendo la sostenibilidad de la actividad física prolongada.

En el contexto de la investigación, este dato pone de evidencia que el uso de FluiWalk, aunque tiene un impacto en la cinética respiratoria, no conlleva un estrés ventilatorio excesivo y no altera de manera significativa la profundidad de los actos respiratorios. Esta consideración cobra especial relevancia desde el punto de vista aplicativo y clínico, sobre todo en poblaciones potencialmente frágiles o con reserva ventilatoria reducida.

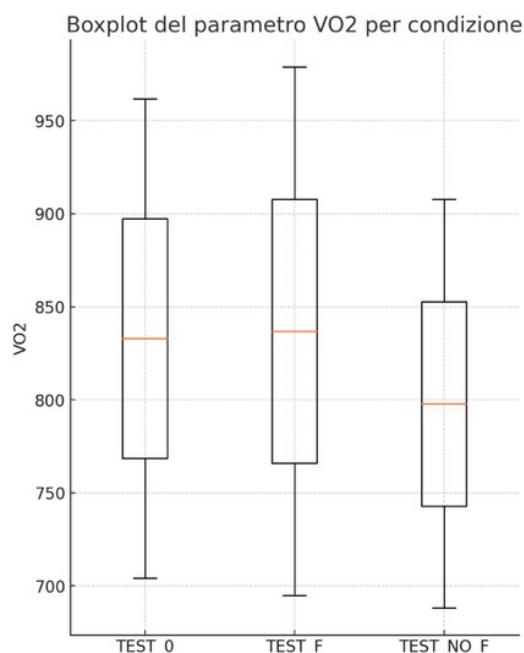
5.1.3. Consumo de oxígeno (VO₂)

Los valores medios de VO₂ mostraron una tendencia a la estabilidad:

- $833,0 \pm 128,8$ ml/min (TEST_0)
- $836,9 \pm 141,9$ ml/min (TEST_F)
- $797,9 \pm 109,8$ ml/min (TEST_NO_F)

Figura 24

Prueba VO2



La comparación entre TEST_0 y TEST_F revela que la introducción del dispositivo FluiWalk, a pesar de constituir una carga externa adicional, no determina un aumento estadísticamente significativo del consumo de oxígeno en comparación con la condición de caminar sin carga. Este dato indica que el nivel de intensidad impuesto por el protocolo experimental, caracterizado por una velocidad relativamente cómoda (4 km/h), no fue suficiente para generar un aumento significativo de la actividad metabólica aeróbica. Por lo tanto, parece razonable suponer que la carga proporcionada por FluiWalk, en condiciones de marcha moderada, estimula principalmente adaptaciones biomecánicas y neuromusculares, sin inducir cambios sustanciales en la demanda energética aeróbica.

Por otra parte, reducción significativa del VO_2 registrada en el TEST_NO_F (realizado inmediatamente después del uso de FluiWalk) podría sugerir una adaptación motora temporal, probablemente debida a una mejor economía de movimiento o a una mayor eficiencia neuromuscular y postural como resultado de la experiencia con el dispositivo. Sin embargo, también hay que tener en cuenta la hipótesis de que esta reducción pueda deberse en parte a la familiarización con la tarea motora, un fenómeno fisiológico conocido que puede disminuir la demanda energética tras repeticiones sucesivas de una actividad estandarizada.

Para confirmar con mayor certeza estas interpretaciones y comprender más a fondo los mecanismos fisiológicos responsables de estos resultados, se sugiere que los estudios futuros evalúen el efecto de intensidades mayores, duraciones prolongadas y condiciones de marcha e es diversificadas sobre la actividad metabólica aeróbica, con el fin de definir con mayor claridad el impacto del dispositivo FluiWalk sobre el sistema energético.

5.1.4. Frecuencia cardíaca (FC)

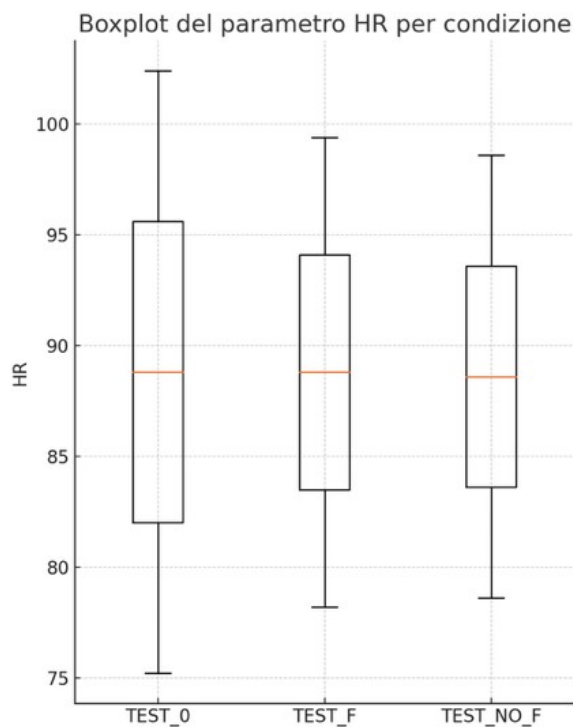
La frecuencia cardíaca se mantuvo prácticamente sin cambios en todas las condiciones:

- $88,8 \pm 13,6$ lpm (TEST_0)

- $88,8 \pm 10,6$ lpm (TEST_F)
- $88,6 \pm 10,0$ lpm (TEST_NO_F)

Figura 25

Prueba FC



La ausencia de variaciones significativas en la frecuencia cardíaca sugiere que la introducción de la carga adicional representada por los FluiWalk no provocó un aumento relevante de la demanda cardiovascular durante el ejercicio realizado a baja intensidad. Este dato concuerda con la naturaleza moderada del esfuerzo requerido por el protocolo experimental y confirma que, desde el punto de vista fisiológico y hemodinámico, el uso de FluiWalk no ha supuesto un estrés adicional para el sistema cardiovascular.

Por el contrario, la frecuencia respiratoria (FR) mostró un ligero aumento durante la condición con FluiWalk en comparación con la marcha natural, lo que sugiere una intensificación moderada de la carga ventilatoria. Este fenómeno puede interpretarse como el resultado de una mayor activación de los músculos

respiratorios y de los encargados de estabilizar el tronco y la cintura escapular, que intervienen en el mantenimiento del control postural y en la gestión de la carga inercial de las extremidades superiores.

Sin embargo, este aumento de la ventilación no se acompañó de un aumento del volumen corriente (EVC), que se mantuvo estable o ligeramente reducido. De ello se deduce que la adaptación ventilatoria se reguló principalmente mediante un aumento de la frecuencia respiratoria, en lugar de una mayor profundidad de las respiraciones. Este tipo de respuesta fisiológica, que se observa con frecuencia durante ejercicios de intensidad moderada, permite satisfacer la mayor demanda ventilatoria minimizando el trabajo muscular inspiratorio, lo que favorece la eficiencia respiratoria general.

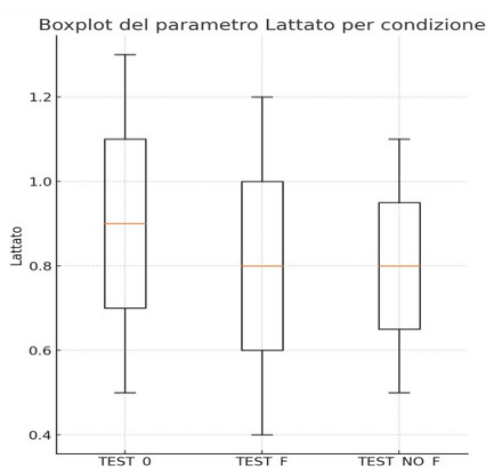
5.1.5. Concentración de lactato

Los valores medios de lactato en sangre se mantuvieron en niveles típicos de ejercicio aeróbico ligero:

- $0,9 \pm 0,4$ mmol/L (TEST_0)
- $0,8 \pm 0,4$ mmol/L (TEST_F)
- $0,8 \pm 0,3$ mmol/L (TEST_NO_F)

Figura 26

Prueba de concentración de lactato



La ausencia de aumentos apreciables en la concentración de lactato, incluso durante el uso de FluiWalk, es un dato relevante desde el punto de vista fisiológico. De hecho, este resultado sugiere que la introducción de una carga adicional en las extremidades superiores no ha supuesto una activación significativa de las vías metabólicas anaeróbicas. El mantenimiento del metabolismo en un régimen aeróbico se confirma además por la observación paralela de otros parámetros, como el consumo de oxígeno (VO_2) y la frecuencia cardíaca, que no han experimentado aumentos significativos.

Esta evidencia puede interpretarse de manera positiva, especialmente desde el punto de vista del ejercicio adaptado y la prevención. De hecho, dispositivos como los FluiWalk podrían encontrar su lugar ideal en programas de actividad física destinados a poblaciones más frágiles o de riesgo (por ejemplo, personas con síndrome metabólico o con baja tolerancia al ejercicio), en los que es fundamental evitar una carga metabólica excesiva o la activación prematura de las vías anaeróbicas.

5.2. PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES

La Tabla 5 muestra los valores medios y las desviaciones estándar de los principales parámetros espacio-temporales de la marcha observados durante las distintas condiciones experimentales:

- TEST_0 (marcha sin FluiWalk),
- TEST_F (marcha con FluiWalk, a los 5 y 10 minutos),
- TEST_NO_F (marcha inmediatamente posterior a la retirada del dispositivo).

Esta subdivisión permitió examinar tanto los efectos agudos del uso del FluiWalk como la posible persistencia de adaptaciones motoras una vez concluida la exposición. Los parámetros analizados incluyen la longitud del paso (Step length), la frecuencia de zancada (Step frequency), la duración de la fase de apoyo

(Stance duration), la fase de oscilación (Swing duration) y la fase de contacto (Contact duration).

Tabla 4

Valores medios $\pm$ desviación estándar de los parámetros espacio-temporales de la marcha. En color se indican las diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$ en rosa; $p < 0,01$ en rojo).

Condición	Step length (cm)	Step frequency (pasos/min)	Stance duration (s)	Swing duration (s)	Contact duration (s)
TEST_0 10	62,9 $\pm$ 1,96	106,3 $\pm$ 3,00	0,76 $\pm$ 0,02	0,37 $\pm$ 0,02	0,12 $\pm$ 0,02
TEST_F 5	64,8 $\pm$ 2,55	103,2 $\pm$ 3,87	0,78 $\pm$ 0,03	0,39 $\pm$ 0,03	0,12 $\pm$ 0,03
TEST_F 10	65,7 $\pm$ 2,23	101,9 $\pm$ 3,36	0,78 $\pm$ 0,03	0,40 $\pm$ 0,04	0,12 $\pm$ 0,03
TEST_NO_F 5	63,9 $\pm$ 2,26	104,8 $\pm$ 3,30	0,75 $\pm$ 0,04	0,39 $\pm$ 0,04	0,11 $\pm$ 0,02
TEST_NO_F 10	63,8 $\pm$ 2,41	104,8 $\pm$ 3,54	0,75 $\pm$ 0,03	0,40 $\pm$ 0,03	0,11 $\pm$ 0,02

En cuanto al aspecto de la evaluación espacio-temporal, la prueba FW produjo un aumento de la zancada y la longitud del paso, lo que debería conducir a una mayor eficiencia de la marcha, indicando que los sujetos adoptan un patrón de marcha más amplio y menos frecuente, compatible con una mayor eficiencia del movimiento.

Analicemos ahora todos los resultados resumidos en las diferentes pruebas:

Análisis de los principales parámetros:

1. Paso [cm]

PRUEBA 0 10: 62,9 cm

PRUEBA F 10: 65,7 cm

PRUEBA F 5: 64,8 cm

PRUEBA N.º F 10: 63,8 cm

PRUEBA N.º F 5: 63,9 cm

El paso aumenta en la PRUEBA F en comparación con la PRUEBA 0. Esto sugiere que, tras la intervención (F), los sujetos tienden a dar pasos más largos. La prueba sin intervención (PRUEBA NO F) muestra valores similares a los de la PRUEBA 0, con un ligero aumento con respecto al valor inicial.

La diferencia observada entre la PRUEBA 0 y la PRUEBA F resultó estadísticamente significativa ($p < 0,01$), lo que confirma que el aumento de la longitud del paso no se debe al azar, sino a un efecto real del uso del dispositivo FluiWalk.

2. Cadencia [pasos/min]

PRUEBA 0 10: 106,3 pasos/min

TEST F 10: 101,9 pasos/min

PRUEBA F 5: 103,2 pasos/min

PRUEBA N. F 10: 104,8 pasos/min

PRUEBA N.º F 5: 104,8 pasos/min

La cadencia (número de pasos por minuto) disminuye significativamente ($p < 0,01$) durante la PRUEBA F, pasando de 106,3 a aproximadamente 101,9 pasos por minuto. Esto sugiere que los sujetos caminan con pasos más largos después de la intervención, pero con una cadencia ligeramente reducida. La cadencia se incrementa nuevamente durante la PRUEBA NO-F pero, se mantienen significativamente menores que en condición de normalidad. Esto sugiere que, la intervención con el FW mantiene sus efectos a lo largo de un tiempo en los patrones de marcha.

Esta reducción de la cadencia complementa el aumento de la longitud del paso, evidenciando un ajuste coordinado entre ambos parámetros espaciales.

3. Fase(s) de apoyo

PRUEBA 0 10: 0,76 s

PRUEBA F 10: 0,78 s

PRUEBA F 5: 0,78 s

PRUEBA N. F 10: 0,75 s

PRUEBA N.º F 5: 0,75 s

La fase de apoyo durante la intervención con el FW (PRUEBA F), aumenta de 0,76 a 0,78 segundos. Este incremento significativo ($p < 0,05$), confirma que los sujetos pasan más tiempo con el pie en contacto con el suelo para incrementar su longitud de paso. En la PRUEBA NO F, la fase de apoyo vuelve a valores similares a los de la PRUEBA 0, también confirmando la relación con la longitud del paso.

4. Fase(s) de oscilación

PRUEBA 0 10: 0,37 s

PRUEBA F 10: 0,40 s

PRUEBA F 5: 0,39 s

PRUEBA N. F 10: 0,40 s

PRUEBA N.º F 5: 0,39 s

También la fase de oscilación, es decir, el tiempo que el pie está en el aire, aumenta de manera significativa ($p < 0,05$) e progresiva durante la intervención con FW (0,39 s en los primeros 5 min y 0,40s en los 10 min de la PRUEBA F frente a 0,37 s en la PRUEBA 0). Estas variaciones se mantienen iguales durante la PRUEBA NO F, lo que sugiere que las modificaciones inducida por el FW sobre la mecánica de la marcha siguen persistiendo a lo largo de un tiempo después de su utilizo.

5. Fase(s) de contacto

TEST 0 10: 0,12 s

PRUEBA F 10: 0,12 s

PRUEBA F 5: 0,12 s

PRUEBA N.º F 10: 0,11 s

PRUEBA N.º F 5: 0,11 s

La fase de contacto, es decir, el contacto de todo el pie con el suelo durante el paso de marcha, no mostraron diferencias significativas entre las pruebas observadas.

5.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL

5.3.1. Introducción al análisis de significación

Con el objetivo de cuantificar de forma rigurosa las diferencias observadas entre las tres condiciones experimentales (TEST_0, TEST_F y TEST_NO_F), se aplicaron pruebas t de Student para muestras relacionadas, tomando como variable dependiente las medias de cada parámetro fisiológico y espacio-temporal de la marcha.

Este enfoque estadístico permitió verificar la presencia de diferencias significativas en los valores medios registrados durante el protocolo experimental, comparando sistemáticamente las condiciones de referencia (TEST_0, marcha sin FluiWalk), intervención (TEST_F, marcha con FluiWalk) y recuperación inmediata (TEST_NO_F, marcha sin FluiWalk tras la intervención).

El umbral de significación se estableció en $\alpha = 0,05$, considerándose estadísticamente relevantes todas las comparaciones con un $p < 0,05$.

Las comparaciones efectuadas se estructuraron en tres niveles:

1. **TEST_0 vs TEST_F**, para evaluar el efecto agudo del dispositivo.
2. **TEST_0 vs TEST_NO_F**, para valorar la persistencia o el efecto residual tras su retirada.
3. **TEST_F vs TEST_NO_F**, para identificar posibles mecanismos de adaptación o readaptación motora tras la exposición.

5.3.2. Parámetros metabólicos

En la tabla siguiente se resumen los valores de p obtenidos en el análisis de los principales parámetros metabólicos (frecuencia respiratoria Rf, ventilación pulmonar VE, consumo de oxígeno VO_2 y VO_2/kg , fracción espirada de oxígeno FeO_2 , frecuencia cardíaca HR, volumen espiratorio corriente EVC, ganancia de oxígeno O_2gain , constante metabólica KMix y concentración de lactato).

Tabla 5*Tabla de comparation pármetros metabólicos*

Comparación	Rf	VE	O ₂	VO ₂ /K g	FeO ₂	HR	EVC	O ₂ gain	KMix	Lactado
0 vs F	0.047	0.380	0.368	0.449	0.287	0.488	0.010	0.380	0.339	0.114
0 vs NO F	0.064	0.168	0.009	0.009	0.054	0.453	0.033	0.168	0.286	0.230
F vs NO F	0.373	0.044	0.007	0.007	0.113	0.385	0.301	0.044	0.107	0.306

5.3.3. Parámetros espacio-temporales de la marcha

La tabla siguiente presenta los valores de p correspondientes al análisis de los parámetros cinemáticos medios registrados por el sistema OptoJump en las distintas condiciones experimentales.

Los parámetros considerados incluyen: longitud del paso, longitud de la zancada, cadencia, fases de apoyo, oscilación, contacto, apoyo medio y fase propulsiva.

Tabla 6*Tabla de comparation parámetros espacio-temporales de la marcha*

Comparación	Paso [cm]	Falcata [cm]	Cadencia [pasos/min]	Stance [s]	Swing [s]	Contact [s]	Foot flat [s]	Propulsiv o [s]
0_10 vs F_10	<0.001	<0.001	<0.001	0.074	0.040	0.382	0.089	0.584
0_10 vs F_5	0.005	0.004	0.003	0.012	0.048	0.965	0.101	0.306
F_5 vs F_10	0.005	0.003	0.003	0.822	0.093	0.092	0.981	0.725
0_10 vs NO_F_10	0.004	0.004	0.003	0.440	0.014	0.073	0.731	0.868
F_10 vs NO_F_10	0.001	0.001	0.001	0.015	0.538	0.129	0.269	0.633

VI – DISCUSIÓN

VI -DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio proporcionan evidencia preliminar de una influencia selectiva del dispositivo FluiWalk, con efectos estadísticamente significativos en algunos parámetros espacio-temporales y metabólicos, mientras que otros permanecieron estables entre condiciones. Es importante destacar que, aunque a primera vista el FluiWalk parece un instrumento sencillo, es capaz de generar cambios biomecánicos significativos en la longitud y la cadencia de la zancada, además de influir en la eficiencia de la marcha, lo que sugiere un posible efecto del entrenamiento a largo plazo. Sin embargo, una reflexión crítica sobre los resultados y las posibles aplicaciones futuras también revela algunas áreas de incertidumbre y cuestiones abiertas que merecen especial atención.

6.1. IMPLICACIONES BIOMECÁNICAS Y MOTORAS

Los datos obtenidos ponen de manifiesto que el uso agudo de FluiWalk es capaz de generar alteraciones medibles en los parámetros espacio-temporales de la marcha, incluso en sujetos jóvenes y sanos, lo que sugiere una respuesta neuromotora inducida por la perturbación inercial. En particular, se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.01$) en la longitud del paso y de la zancada entre las condiciones con y sin FluiWalk, acompañadas de una tendencia no significativa ($p > 0.05$) hacia una reducción de la cadencia, manteniéndose constante la velocidad de la marcha. Este patrón, confirmado por las diferencias significativas observadas en los parámetros lineales, se interpreta como un ajuste locomotor adaptativo asociado a una mayor estabilidad postural y a una coordinación intersegmental más eficiente durante la fase propulsiva.

Esta adaptación biomecánica puede interpretarse como un efecto inmediato de la carga dinámica inducida por los FluiWalk, que, gracias a la masa fluida interna, ejercen fuerzas variables en fase con el movimiento de las extremidades superiores, generando microperturbaciones capaces de estimular en tiempo real el control neuromuscular. El aumento de la actividad de los músculos de la cintura escapular y del tronco, necesario para estabilizar la carga y mantener la simetría del

movimiento motor, podría traducirse en una mayor conciencia motora y en una mayor activación de las cadenas cinéticas ascendentes, como han demostrado estudios previos sobre dispositivos de retroalimentación perturbadora (Lamontagne et al., 2007)(Anonymous, 2025) (Sloot et al., 2015) (Taylor, Bonikowske, Olson, 2021).

Un hallazgo particularmente relevante es la persistencia parcial de los efectos en la condición posterior (sin FluiWalk), en la que algunos sujetos mantienen valores superiores a los iniciales aunque sin alcanzar significación estadística ($p > 0.05$), lo que sugiere una tendencia adaptativa residual compatible con fenómenos de aprendizaje motor inducidos por perturbación. Este dato, compatible con los fenómenos de efecto secundario propios del aprendizaje motor inducido por perturbación, sugiere que el uso, incluso agudo, de FluiWalk puede desempeñar un papel educativo en el patrón de la marcha, al menos en sujetos neurológicamente íntegros.

Desde el punto de vista aplicativo, este efecto resulta prometedor para la rehabilitación neuromotora y la reeducación de la marcha. En el ámbito clínico, la introducción de perturbaciones controladas es, de hecho, una de las estrategias más eficaces para estimular la adaptación motora en pacientes con alteraciones del equilibrio o de la simetría locomotora (Reisman et al., 2013). Por lo tanto, el uso de FluiWalk podría ser útil tanto como herramienta de evaluación funcional como intervención terapéutica en contextos post-ictus, en la enfermedad de Parkinson o en condiciones ortopédicas postraumáticas.

Además, su facilidad de uso, la adaptabilidad de la carga y la posibilidad de ejercer un estímulo constante incluso en una actividad natural como caminar, hacen que los FluiWalk sean adecuados para su uso doméstico o en programas de ejercicio adaptado, con una posible extensión al entrenamiento motor en personas mayores, frágiles o con síndromes de desuso.

6.2. IMPLICACIONES METABÓLICAS: MAYOR CONCIENCIA

El análisis de los datos metabólicos arroja resultados interesantes. Durante el uso agudo del FluiWalk se observó un aumento estadísticamente significativo de la frecuencia respiratoria ($p = 0.047$) y una tendencia no significativa en la capacidad ventilatoria espiratoria ($p = 0.380$), mientras que el consumo de oxígeno

mostró una diferencia significativa entre la condición basal y la posterior sin dispositivo ($p = 0.009$). Esta aparente discrepancia merece un análisis más detallado: es plausible que la intensidad del protocolo utilizado (velocidad moderada y cómoda, 4 km/h) no haya sido suficiente para estimular significativamente el metabolismo aeróbico de los participantes. Por lo tanto, los estudios futuros deberían investigar el efecto de FluiWalk a intensidades superiores, evaluando si condiciones de mayor carga o velocidad más elevada pueden inducir aumentos más marcados del VO_2 .

Es bien sabido en la literatura que la introducción de una carga adicional durante la actividad motora tiende a aumentar el consumo de oxígeno, especialmente cuando la intensidad es elevada. Por lo tanto, sería conveniente realizar más investigaciones experimentales que incluyan recorridos más largos, sesiones más prolongadas o ritmos de marcha más rápidos, con el fin de evaluar en profundidad las implicaciones metabólicas reales de FluiWalk.

Otro dato significativo es la reducción del consumo de oxígeno observada inmediatamente después del uso de FluiWalk (prueba NO-F), en comparación con el valor inicial (línea de base). Este resultado sugiere una mejora significativa de la eficiencia energética de la marcha, coherente con una optimización metabólica y ventilatoria inducida por el uso del dispositivo y mantenida parcialmente tras su retirada. La reducción del VO_2 tras el uso de FluiWalk puede interpretarse como una mayor economía de movimiento, probablemente relacionada con un refinamiento de la coordinación y una activación neuromuscular más eficiente.

Este fenómeno de reducción del VO_2 tras una perturbación se ha descrito en la literatura como un «efecto secundario» típico de los procesos de aprendizaje motor inducidos por estímulos perturbadores, que conducen a una mejora temporal de la economía del movimiento locomotor.

Desde el punto de vista fisiológico, la reducción significativa del VO_2 posterior al uso del dispositivo se alinea con los modelos mecánicos del péndulo invertido, que describen la marcha eficiente como aquella que minimiza las oscilaciones del centro de masa y optimiza el intercambio energético.

Además, el aumento de la frecuencia respiratoria en ausencia de un aumento paralelo del VO_2 recuerda el fenómeno del acoplamiento locomotor-respiratorio (LRC), ampliamente estudiado en la marcha y la carrera, que describe la adaptación

del ritmo ventilatorio a la frecuencia de la zancada, incluso independientemente de las necesidades metabólicas inmediatas.

6.3. COMPARACIÓN CON LA BIBLIOGRAFÍA EXISTENTE Y POSIBLES MECANISMOS

Los resultados de este estudio son coherentes con la evidencia existente sobre el uso de cargas inerciales durante la marcha (Jung et al., 2010), aunque el patrón de significación estadística indica que los efectos del FluiWalk son selectivos y no uniformes en todos los parámetros evaluados. Investigaciones anteriores han demostrado que el uso de pesas libres o bastones de marcha puede mejorar parámetros como la postura, la longitud de la zancada y la capacidad aeróbica, especialmente en contextos de uso prolongado (Hwang et al., 2017). Sin embargo, el FluiWalk se diferencia significativamente de estas soluciones gracias a su peculiar mecanismo dinámico, que aprovecha la inercia generada por el movimiento oscilatorio de un líquido interno para proporcionar una estimulación biomecánica más variable y continua que las pesas estáticas tradicionales.

Desde el punto de vista biomecánico, el movimiento continuo del fluido interno en el FluiWalk impone una estimulación neuromuscular persistente que, de acuerdo con los resultados estadísticos ($p < 0.01$ en longitud de paso y zancada), favorece una mayor participación de los músculos estabilizadores del tronco y de la cintura escapular. Esta hipótesis biomecánica podría justificar el aumento observado en la longitud de la zancada, ya que una mayor estabilidad del tronco permite una mayor extensión y una propulsión más eficaz de las extremidades inferiores. Está ampliamente documentado en la literatura que un control eficaz del tronco es esencial para optimizar la eficiencia locomotora, y los resultados obtenidos con FluiWalk sugieren una influencia positiva en este sentido.

Las pruebas experimentales muestran que las cargas transportadas en las manos modifican la actividad de los músculos del tronco y la estabilidad espinal, lo que respalda la relación entre el estímulo periférico y los ajustes del control proximal: la configuración de la carga en las manos influye en la actividad electromiográfica de los músculos paraespinales y en los márgenes de estabilidad

de la columna vertebral (Madinei & Ning, 2017). Estos efectos son coherentes con las alteraciones posturales y de simetría de la marcha observadas en condiciones de carga unilateral, que afectan a las fuerzas de reacción al suelo y a la coordinación intersegmental (Zhang et. al., 2010).

La introducción de perturbaciones mecánicas controladas, como las generadas por el FluiWalk, se confirma como un método eficaz para inducir adaptaciones locomotoras con significación estadística en variables lineales y ventilatorias. El paradigma de la cinta de correr con bandas separadas demuestra que las perturbaciones rítmicas producen reajustes de la simetría y la coordinación entre las extremidades, con una transferencia parcial también a la marcha sobre el suelo (Reisman et. al., 2005). Se han obtenido resultados similares en el entrenamiento con cinta de correr perturbada en adultos y ancianos, con beneficios para el equilibrio y la variabilidad de la zancada (Klamorth et al., 2016)

Está documentada la contribución de las extremidades superiores a la estabilidad y al coste energético de la marcha: eliminar o desincronizar la oscilación aumenta el momento de reacción vertical y el coste metabólico, mientras que la oscilación natural reduce el gasto energético en jóvenes y ancianos (Collins et. al., 2009) (Ortega et. al., 2008). Por lo tanto, una carga oscilante fluida podría amplificar la demanda de control proximal a corto plazo, pero favorecer una reorganización coordinativa potencialmente más económica a medio plazo, en línea con nuestros efectos secundarios observados

Cabe señalar que no todas las cargas manuales provocan automáticamente un aumento del VO_2 durante la marcha submáxima: los estudios con pequeños pesos portátiles muestran efectos limitados sobre el consumo de oxígeno en condiciones de velocidad moderada, lo que indica que la magnitud y la dinámica de la carga (estática frente a inercial) son determinantes (Owens et. al., 1989). Esto refuerza la especificidad del FluiWalk, en el que la masa fluida genera perturbaciones dinámicas dependientes de la fase en lugar de una simple carga estática.

6.4. IMPLICACIONES CLÍNICAS: APLICACIONES Y VENTAJAS

Aunque este estudio se ha realizado con una muestra limitada y compuesta exclusivamente por sujetos sanos, los resultados obtenidos sugieren aplicaciones clínicas prometedoras para el dispositivo FluiWalk, especialmente en el ámbito de la rehabilitación motora. En particular, los efectos estadísticamente significativos observados en la longitud del paso y de la zancada ($p < 0.01$) podrían ser clínicamente relevantes para pacientes con disfunciones motoras o neurológicas, como las asociadas a la enfermedad de Parkinson. Estas afecciones patológicas se caracterizan a menudo por una reducción de la longitud de la zancada y dificultades para mantener un ritmo locomotor regular. Por lo tanto, la adopción de FluiWalk en los programas de rehabilitación podría facilitar la recuperación de un patrón motor más fisiológico, sin inducir un estrés excesivo en el sistema cardiovascular.

Otro ámbito de aplicación significativo es la prevención de caídas. En personas mayores o con un alto riesgo de accidentes domésticos o de movilidad, el entrenamiento con FluiWalk podría mejorar significativamente la coordinación y la estabilidad postural durante la marcha, contribuyendo así a reducir el riesgo de caídas accidentales. En este sentido, sería conveniente realizar estudios clínicos específicos dirigidos a estas poblaciones, con el fin de verificar empíricamente la eficacia y la sostenibilidad del uso de FluiWalk en la vida cotidiana y en la práctica clínica.

Existen pruebas independientes que respaldan la lógica rehabilitadora que subyace al uso de instrumentos que introducen perturbaciones controladas o señales externas durante la marcha. En la enfermedad de Parkinson, las revisiones sistemáticas muestran que las señales externas (visuales, acústicas o táctiles) mejoran los parámetros de la marcha, como la longitud del paso y la velocidad, con efectos clínicamente significativos en componentes específicos de la marcha (por ejemplo, relacionados con la congelación) cuando el entrenamiento está estructurado y dosificado adecuadamente (Rocha et al., 2014).

El uso de perturbaciones durante la marcha también se ha estudiado en protocolos específicos: la literatura sobre el «entrenamiento del equilibrio basado en perturbaciones» (PBT) sugiere una reducción del riesgo de caídas y una mejora de la respuesta reactiva en las personas mayores y en algunos grupos clínicos,

especialmente cuando las perturbaciones son específicas para el riesgo esperado (resbalones/tropezones) y están adecuadamente dosificadas (Mansfield et al., 2015), (Gerards et al., 2017). No todos los estudios coinciden en la eficacia en la vida real y el beneficio puede depender de la intensidad y la especificidad del estímulo, pero la tendencia general es favorable a la validez del paradigma perturbador.

En el ámbito neurológico, existen pruebas de transferencia de la adaptación locomotora tras el entrenamiento en cinta de correr «split-belt» en sujetos post-ictus, con mejora de la simetría inter-extremidades incluso fuera del contexto del entrenamiento. Esto respalda el principio general de que una tarea de marcha enriquecida con perturbaciones controladas puede inducir efectos secundarios útiles para la remodelación del patrón locomotor (Reisman et al., 2009).

En términos de carga cardiorrespiratoria, los resultados del presente estudio no mostraron incrementos significativos del VO_2 ni de la frecuencia cardíaca ($p > 0.05$), lo que sugiere que el uso del FluiWalk no representa una sobrecarga fisiológica relevante a la intensidad aplicada (4 km/h). Este hallazgo coincide con los estudios que han analizado la influencia de cargas ligeras durante la marcha, los cuales demuestran que pesos manuales menores o iguales a 2,3 kg no modifican de manera significativa el consumo de oxígeno ni la demanda ventilatoria en condiciones submáximas. Sin embargo, investigaciones con intensidades más elevadas o mayores cargas muestran aumentos medibles en el VO_2 y en la frecuencia respiratoria (Graves et al., 1988), lo que refuerza la idea de que los efectos metabólicos del FluiWalk dependen de la dosis de perturbación y del nivel de esfuerzo. Estas observaciones son coherentes con los resultados del presente estudio, en el que a 4 km/h el aumento del VO_2 no alcanzó significación, a pesar de los cambios ventilatorios.

Para la implementación clínica se necesitan estudios controlados y aleatorios que definan los criterios de seguridad, la dosis y la progresión de la carga. El diseño debería incluir medidas objetivas previas y posteriores sobre parámetros metabólicos (VO_2 , VE, RF, HR) y sobre los resultados funcionales de la marcha, con un seguimiento para verificar la persistencia de los efectos y la transferibilidad a la vida cotidiana. La comparación con brazos de control activos (ejercicio de marcha convencional con el mismo volumen/intensidad) y con protocolos perturbadores estándar permitiría aislar el componente específico de la perturbación inercial inducida por el fluido. Las directrices generales sobre el ejercicio como «terapia»

en las enfermedades crónicas respaldan la relevancia clínica de enfoques accesibles, modulables y escalables, como la marcha con ayudas ligeras (Pedersen & Saltin, 2015).

En términos de seguridad y ergonomía, hay que tener en cuenta que la oscilación natural de las extremidades superiores reduce el coste metabólico de la marcha gracias a su efecto estabilizador; la imposición de restricciones o la alteración marcada del movimiento de las extremidades puede aumentar dicho coste. Esto implica que el dispositivo puede considerarse seguro y ergonómicamente tolerable, siempre que se preserve la oscilación natural de los brazos y la sincronía entre las extremidades superiores e inferiores (Ortega et. al., 2008).

Las líneas prioritarias de investigación incluyen: definir la «dosis óptima» de perturbación (masa, distribución del fluido, frecuencia/amplitud de oscilación), probar protocolos con velocidades más altas o pendientes para explorar la relación dosis-respuesta sobre el VO_2 y la ventilación, evaluar la eficacia en poblaciones clínicas objetivo (personas mayores con riesgo de caídas, Parkinson con congelación, post-ictus) e integrar medidas objetivas de estabilidad reactiva a perturbaciones estandarizadas, a la luz de la evidencia de que el entrenamiento específico sobre resbalones/tropezones puede influir en los determinantes biomecánicos de la recuperación y la incidencia de caídas en el laboratorio y, en algunas condiciones, en la comunidad.

VII – CONCLUSIONES

VII - CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este estudio representan una primera contribución significativa a la comprensión de los efectos biomecánicos y metabólicos generados por el uso del dispositivo FluiWalk durante la marcha. Del análisis riguroso de los datos se desprende claramente que el uso agudo e inmediato de FluiWalk determina un cambio significativo en la biomecánica de la marcha, en particular un aumento de la longitud media de la zancada asociado a una reducción paralela de la cadencia. Estas alteraciones sugieren que el uso del dispositivo puede facilitar el aprendizaje y el mantenimiento de un patrón locomotor diferente al natural, lo que implica la posibilidad de inducir adaptaciones neuromotoras persistentes. Este aspecto podría ser de gran importancia para aplicaciones clínicas y de rehabilitación, en particular para pacientes que presentan alteraciones de la marcha de diversa índole, tanto neurológicas como musculoesqueléticas.

Desde el punto de vista metabólico, a pesar de la ausencia de variaciones estadísticamente significativas en el consumo de oxígeno (VO_2) durante el uso de FluiWalk, se registra un aumento significativo de la frecuencia respiratoria (RR) y de la capacidad ventilatoria espiratoria (CVD). Este fenómeno indica que, aunque la velocidad de deambulación utilizada en el protocolo experimental (4 km/h) no fue suficiente para estimular significativamente el sistema aeróbico, el dispositivo induce, no obstante, una respuesta fisiológica medible. El aumento persistente de la frecuencia respiratoria y de la capacidad ventilatoria sugiere además un posible aumento del gasto energético general y del trabajo de los músculos respiratorios. Este resultado abre interesantes perspectivas de aplicación en contextos clínicos como el tratamiento de la obesidad, los síndromes metabólicos o la rehabilitación cardiorrespiratoria, donde incluso pequeñas variaciones acumulativas del balance calórico y una mejora de la capacidad ventilatoria podrían producir beneficios significativos sin necesidad de intervenir en la dieta de los pacientes.

Una de las consideraciones más interesantes que han surgido se refiere a la reducción del consumo de oxígeno detectada inmediatamente después del uso del

dispositivo en comparación con la marcha inicial, lo que sugiere que la exposición al FluiWalk favorece una mayor economía motora y una adaptación positiva del sistema neuromuscular a la marcha. Esta adaptación podría ser relevante tanto en la rehabilitación de pacientes con déficit de coordinación o estabilidad como en la prevención del deterioro motor en la población de edad avanzada, reforzando el papel de FluiWalk como herramienta para mejorar la calidad y la eficiencia del movimiento diario.

El análisis de los resultados obtenidos se ve confirmado en la literatura científica existente, que documenta ampliamente cómo la adición de cargas durante la marcha favorece adaptaciones neuromusculares y biomecánicas positivas, entre las que se incluyen la mejora del equilibrio, la coordinación y la estabilización postural (Hwang & Hall, 2017). Sin embargo, FluiWalk se distingue de los dispositivos tradicionales por su innovador mecanismo basado en la inercia del líquido interno, que induce una estimulación neuromuscular variable y continua. Esta característica podría explicar el efecto particularmente evidente sobre la estabilidad del tronco y el control de las extremidades inferiores observado en los sujetos evaluados.

Desde el punto de vista clínico, aunque el estudio se realizó en una población joven y sana, los resultados alentadores sugieren varias aplicaciones potenciales. En particular, el uso de FluiWalk podría ser muy beneficioso en la rehabilitación funcional de pacientes con trastornos motores derivados de enfermedades neurodegenerativas, ortopédicas o musculoesqueléticas, favoreciendo la recuperación de una marcha fisiológica. Además, el bajo impacto cardiovascular asociado a su uso hace que su aplicación sea prometedora también en poblaciones más vulnerables, como las personas mayores o con capacidades funcionales reducidas, contribuyendo así a la prevención de caídas y a la mejora general de la calidad de vida.

A pesar de estas perspectivas positivas, este trabajo de tesis presenta algunas limitaciones metodológicas que deben destacarse con claridad. En primer lugar, el reducido tamaño de la muestra y la falta de un grupo de control externo no permiten una generalización completa de los resultados obtenidos. Además, la inclusión exclusiva de sujetos jóvenes y sanos limita la posibilidad de extrapolar directamente los resultados a poblaciones con patologías específicas o en condiciones diferentes a las probadas. Por lo tanto, es necesario realizar estudios

adicionales con muestras más amplias y diversificadas, protocolos más extensos y de mayor intensidad, y evaluaciones longitudinales para confirmar el alcance y la duración reales de los efectos observados.

En conclusión, aunque preliminares, los resultados ponen claramente de manifiesto el potencial innovador del dispositivo FluiWalk en el campo del entrenamiento motor y la rehabilitación funcional. El dispositivo ya representa una alternativa terapéutica prometedora, cuyo pleno valor científico y clínico deberá confirmarse mediante investigaciones futuras más exhaustivas y metodológicamente rigurosas.

VIII - LÍMITES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN



VIII - LÍMITES Y LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS

8.1. LÍMITES METODOLÓGICOS DEL ESTUDIO

Aunque los resultados obtenidos proporcionan indicaciones preliminares interesantes sobre la eficacia del dispositivo FluiWalk, es necesario interpretar estas evidencias teniendo en cuenta cuidadosamente algunas limitaciones metodológicas.

Una primera limitación se refiere al reducido tamaño de la muestra ($n = 10$), que limita la potencia estadística del estudio y dificulta la generalización de los resultados. Además, la ausencia de un grupo de control independiente dificulta determinar con certeza si los efectos observados son directamente atribuibles al dispositivo FluiWalk o si, por el contrario, son el resultado de fenómenos colaterales, como la familiarización con la tarea o el aprendizaje motor progresivo.

Otro aspecto a tener en cuenta es la homogeneidad de la población estudiada. La muestra estaba compuesta exclusivamente por sujetos jóvenes y sanos (edad media $29,4 \pm 6,5$ años), sin patologías ni limitaciones motoras. Esta característica restringe inevitablemente el campo de aplicación de las conclusiones, limitando la extensión de los resultados a poblaciones clínicamente relevantes, como personas mayores, pacientes con trastornos motores o personas con enfermedades neurodegenerativas.

Además, el protocolo experimental adoptado presenta una escasa variabilidad de las condiciones operativas. La evaluación se realizó exclusivamente en una cinta de correr a velocidad fija y moderada (4 km/h), una condición estandarizada pero poco representativa de las modalidades efectivas de uso diario del dispositivo. Por lo tanto, no se tuvieron en cuenta contextos dinámicos más cercanos a la realidad, como caminar sobre terrenos irregulares, entornos exteriores, cambios de ritmo o situaciones imprevistas.

Por último, la duración limitada del estudio, centrado exclusivamente en los efectos inmediatos y a corto plazo, no permite realizar consideraciones sobre los posibles adaptaciones fisiológicas, neuromusculares y biomecánicas que podrían surgir a medio y largo plazo.

8.2. PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN Y APLICACIONES CLÍNICAS

A pesar de estas limitaciones, los resultados sugieren posibles aplicaciones clínicas y preventivas del dispositivo FluiWalk, gracias a su capacidad para influir positivamente en los parámetros biomecánicos y respiratorios durante la marcha, como la longitud del paso y la cadencia.

A la luz de estas consideraciones, las investigaciones futuras deberían prever, en primer lugar, una ampliación de la población experimental, incluyendo a personas de edad avanzada y pacientes con patologías neuromotoras o musculoesqueléticas. Esta ampliación permitiría explorar con mayor precisión el potencial rehabilitador y terapéutico del dispositivo, verificando su eficacia en contextos clínicamente relevantes.

Además, sería útil investigar los efectos dependientes de la dosis de la carga utilizada en el FluiWalk, evaluando cómo diferentes masas de fluido pueden afectar a los parámetros biomecánicos y metabólicos e identificando posibles umbrales óptimos para diferentes categorías de usuarios.

Otra dirección futura es la validación del dispositivo en condiciones más ecológicamente válidas. Los ensayos realizados en entornos reales o menos controlados, como terrenos accidentados o entornos domésticos, podrían proporcionar datos más significativos sobre la transferibilidad de los efectos observados a la vida cotidiana de los usuarios.

Por último, es indispensable realizar estudios longitudinales con un seguimiento a largo plazo, con el fin de verificar la duración de las adaptaciones biomecánicas y neuromotoras inducidas por FluiWalk. Solo a través de observaciones prolongadas será posible establecer con certeza si el uso continuado

del dispositivo puede determinar modificaciones motoras permanentes y funcionalmente significativas.

En conclusión, aunque son preliminares, los resultados obtenidos indican que FluiWalk representa una herramienta potencialmente eficaz y prometedora en el ámbito de la rehabilitación motora y la prevención del deterioro funcional. Sin embargo, serán esenciales estudios adicionales realizados con metodologías rigurosas, muestras más amplias y diversificadas y protocolos más representativos de la práctica diaria para confirmar y valorar plenamente el potencial clínico y preventivo del dispositivo.

IX - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IX - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alberti, K. G. M. M., Eckel, R. H., Grundy, S. M., Zimmet, P. Z., Cleeman, J. I., Donato, K. A., Fruchart, J. C., James, W. P. T., Loria, C. M., & Smith, S. C. (2009). Harmonizing the metabolic syndrome: A joint interim statement of the International Diabetes Federation Task Force on Epidemiology and Prevention; National Heart, Lung, and Blood Institute; American Heart Association; World Heart Federation; International Atherosclerosis Society; and International Association for the Study of Obesity. *Circulation*, 120(16), 1640–1645. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.109.192644>
- Anonymous. (2025). *Classification of a normal gait cycle (modified to Perry 1992, p. 2–4)*. ResearchGate. https://www.researchgate.net/figure/Classification-of-a-normal-gait-cycle-modified-to-Perry-1992-p-2-4-20_fig2_278045816/actions
- Armand, S., & Bonnefoy-Mazure, A. (2015). Normal gait. In J. M. Gage, T. F. Novacheck, & M. H. Schwartz (Eds.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (pp. 199–213). Mac Keith Press.
- Asif, M., Tayyab, M. A., Shahid, M. D., Arif, U., Tiwana, M. I., Khan, U. S., & Qureshi, W. S. (2022). Analysis of human gait cycle with body equilibrium based on leg orientation. *IEEE Access*, 10, 124773–124785. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3222859>
- Balfour, J., & Boster, J. (2023). Physical activity and weight loss maintenance. In C. Bouchard (Ed.), *Physical activity and obesity* (pp. 245–248). Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492595731.ch-060>
- Bastian, A. J., Block, H. J., & Reisman, D. S. (2005). Interlimb coordination during locomotion: What can be adapted and stored? *Journal of Neurophysiology*, 94(4), 2403–2415. <https://doi.org/10.1152/jn.00089.2005>
- Benedetti, M., Orsini, M., & Federici, F. (2006). *Le linee guida della International Diabetes Federation (IDF) per il trattamento del diabete mellito di tipo 2*.
- Borén, J., Taskinen, M. R., Olofsson, S. O., & Levin, M. (2013). Ectopic lipid storage and insulin resistance: A harmful relationship. *Journal of Internal Medicine*, 274(1), 25–40. <https://doi.org/10.1111/joim.12071>
- Byrne, C. D., & Targher, G. (2015). NAFLD: A multisystem disease. *Journal of Hepatology*, 62(1 Suppl.), S47–S64. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2014.12.012>
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296–300.

- Colberg, S. R., Sigal, R. J., Yardley, J. E., Riddell, M. C., Dunstan, D. W., Dempsey, P. C., Horton, E. S., Castorino, K., & Tate, D. F. (2016). Physical activity/exercise and diabetes: A position statement of the American Diabetes Association. *Diabetes Care*, 39(11), 2065–2079. <https://doi.org/10.2337/dc16-1728>
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276(1673), 3679–3688. <https://doi.org/10.1098/rspb.2009.0664>
- Després, J. P. (2012). Body fat distribution and risk of cardiovascular disease: An update. *Circulation*, 126(10), 1301–1313. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.111.067264>
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205(23), 3717–3727.
- Drumev, A., & Vacheva, D. (2025). Researching the recovery of locomotor activity after traumatic conditions of the lower limb. *Journal of Biomedical and Clinical Research*, 18, 33–46. <https://doi.org/10.3897/jbcr.e139155>
- Eckel, R. H., Grundy, S. M., & Zimmet, P. Z. (2005). The metabolic syndrome. *The Lancet*, 365(9468), 1415–1428. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)66378-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)66378-7)
- Erickson, K. I., Hillman, C. H., Stillman, C. M., Ballard, R. M., Bloodgood, B., Conroy, D. E., Macko, R., Marquez, D. X., Petruzzello, S. J., & Powell, K. E. (2019). Physical activity, cognition, and brain outcomes: A review of the 2018 Physical Activity Guidelines. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(6), 1242–1251. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001936>
- Esposito, K., Chiodini, P., Colao, A., Lenzi, A., & Giugliano, D. (2012). Metabolic syndrome and risk of cancer: A systematic review and meta-analysis. *Diabetes Care*, 35(11), 2402–2411. <https://doi.org/10.2337/dc12-0336>
- Estruch, R., Ros, E., Salas-Salvadó, J., Covas, M. I., Corella, D., Arós, F., Gómez-Gracia, E., Ruiz-Gutiérrez, V., Fiol, M., Lapetra, J., Lamuela-Raventós, R. M., Serra-Majem, L., Pintó, X., Basora, J., Muñoz, M. A., Sorlí, J. V., Martínez, J. A., Martínez-González, M. A., & PREDIMED Study Investigators. (2018). Primary prevention of cardiovascular disease with a Mediterranean diet supplemented with extra-virgin olive oil or nuts. *The New England Journal of Medicine*, 378(25), e34. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1800389>
- Farris, D. J., & Sawicki, G. S. (2012). Human medial gastrocnemius force-velocity behavior shifts with locomotion speed and gait. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(3), 977–982. <https://doi.org/10.1073/pnas.1107972109>

- Ford, E. S., Giles, W. H., & Dietz, W. H. (2002). Prevalence of the metabolic syndrome among U.S. adults: Findings from the Third National Health and Nutrition Examination Survey. *JAMA*, 287(3), 356–359. <https://doi.org/10.1001/jama.287.3.356>
- Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., & Negrini, S. (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 419–425. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00028-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00028-7)
- Fu, L., Xie, N., Qu, F., Zhou, J., & Wang, F. (2023). The association between polycystic ovary syndrome and metabolic syndrome in adolescents: A systematic review and meta-analysis. *Reproductive Sciences*, 30(1), 28–40. <https://doi.org/10.1007/s43032-022-00864-8>
- Gerards, M. H. G., McCrum, C., Mansfield, A., & Meijer, K. (2017). Perturbation-based balance training for falls reduction among older adults: Current evidence and implications for clinical practice. *Geriatrics & Gerontology International*, 17(12), 2294–2303. <https://doi.org/10.1111/ggi.13082>
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2003). Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. *Journal of Applied Physiology*, 94(5), 1766–1772. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00670.2002>
- Graves, J. E., Martin, A. D., Miltenberger, L. A., & Pollock, M. L. (1988). Physiological responses to walking with hand weights, wrist weights, and ankle weights. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(3), 265–271. <https://doi.org/10.1249/00005768-198806000-00009>
- Grundy, S. M., Cleeman, J. I., Daniels, S. R., Donato, K. A., Eckel, R. H., Franklin, B. A., Gordon, D. J., Krauss, R. M., Savage, P. J., Smith, S. C., Spertus, J. A., & Costa, F. (2005). Diagnosis and management of the metabolic syndrome: An American Heart Association/National Heart, Lung, and Blood Institute scientific statement. *Circulation*, 112(17), 2735–2752. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.105.169404>
- Guthold, R., Stevens, G. A., Riley, L. M., & Bull, F. C. (2018). Worldwide trends in insufficient physical activity from 2001 to 2016: A pooled analysis of 358 population-based surveys with 1.9 million participants. *The Lancet Global Health*, 6(10), e1077–e1086. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(18\)30357-7](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(18)30357-7)
- Hamooya, B. M., Siame, L., Muchaili, L., Masenga, S. K., & Kirabo, A. (2025). Metabolic syndrome: Epidemiology, mechanisms, and current therapeutic approaches. *Frontiers in Nutrition*, 12, Article 1661603. <https://doi.org/10.3389/fnut.2025.1661603>
- Hill, J. O. (2006). Understanding and addressing the epidemic of obesity: An energy balance perspective. *Endocrine Reviews*, 27(7), 750–761. <https://doi.org/10.1210/er.2006-0032>

- Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., & Paterson, D. H. (1988). Age-related changes in speed of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(2), 161–166. <https://doi.org/10.1249/00005768-198820020-00010>
- Hotamisligil, G. S. (2006). Inflammation and metabolic disorders. *Nature*, 444(7121), 860–867. <https://doi.org/10.1038/nature05485>
- Hwang, J. W., Lee, S. K., Park, J. S., Ahn, S. H., Lee, K. J., & Lee, S. J. (2017). The effects of ankle weight loading on the walking factors of adults without symptoms. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 13(4), 425–429. <https://doi.org/10.12965/jer.1734954.477>
- International Diabetes Federation. (2006). *The IDF consensus worldwide definition of the metabolic syndrome*. International Diabetes Federation.
- Itani, O., Jike, M., Watanabe, N., & Kaneita, Y. (2017). Short sleep duration and health outcomes: A systematic review, meta-analysis, and meta-regression. *Sleep Medicine*, 32, 246–256. <https://doi.org/10.1016/j.sleep.2016.08.006>
- Jung, T., Lee, D., Charalambous, C., & Vrongistinos, K. (2010). The influence of applying additional weight to the affected leg on gait patterns during aquatic treadmill walking in people poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(1), 129–136. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.09.018>
- Kaur, J. (2014). A comprehensive review on metabolic syndrome. *Cardiology Research and Practice*, 2014, Article 943162. <https://doi.org/10.1155/2014/943162>
- Kerrigan, D. C., Thirunarayan, M. A., Sheffler, L. R., Ribaud, T. A., & Corcoran, P. J. (1996). A tool to assess biomechanical gait efficiency: A preliminary clinical study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 75(1), 3–8.
- Klamroth, S., Steib, S., Devan, S., Gafner, H., Pasluosta, C. F., Winkler, J., Klucken, J., & Eskofier, B. M. (2016). Immediate effects of perturbation treadmill training on gait and postural control in patients with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 50, 102–108. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.020>
- Knutson, K. L., & Van Cauter, E. (2008). Associations between sleep loss and increased risk of obesity and diabetes. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1129(1), 287–304. <https://doi.org/10.1196/annals.1417.033>
- Murtagh, E. M., Murphy, M. H., & Boone-Heinonen, J. (2010). Walking: The first steps in cardiovascular disease prevention. *Current Opinion in Cardiology*, 25(5), 490–496. <https://doi.org/10.1097/HCO.0b013e32833ce972>
- Kuo, A. D., Donelan, J. M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(2), 88–97.
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26(4), 617–656. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.04.003>

- Lamontagne, A., Paquette, C., & Fung, J. (2007). Stroke affects the coordination of gaze and posture during preplanned turns while walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(1), 62–67. <https://doi.org/10.1177/1545968306290822>
- Larsen, R. T., Christensen, J., Sørensen, M., Søgaard, K., & Langberg, H. (2022). Effectiveness of physical activity monitors in adults: Systematic review and meta-analysis. *The BMJ*, 376, e068047. <https://doi.org/10.1136/bmj-2021-068047>
- Madinei, S., & Ning, X. (2018). Effects of the weight configuration of hand load on trunk musculature during static weight holding. *Ergonomics*, 61(6), 831–838. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1387675>
- Mambrini, S. P., et al. (2024). Diet and physical exercise as key players to tackle MASLD through improvement of insulin resistance and metabolic flexibility. *Frontiers in Nutrition*, 11, Article 1426551. <https://doi.org/10.3389/fnut.2024.1426551>
- Mansfield, A., Wong, J. S., Bryce, J., Knorr, S., & Patterson, K. K. (2015). Does perturbation-based balance training prevent falls? Systematic review and meta-analysis of preliminary randomized controlled trials. *Physical Therapy*, 95(5), 700–709. <https://doi.org/10.2522/PTJ.20140090>
- Manson, J. E., Greenland, P., LaCroix, A. Z., Stefanick, M. L., Mouton, C. P., Oberman, A., Perri, M. G., Sheps, D. S., Pettinger, M. B., & Siscovick, D. S. (2002). Walking compared with vigorous exercise for the prevention of cardiovascular events in women. *The New England Journal of Medicine*, 347(10), 716–725.
- Mather, K. J., Steinberg, H. O., & Baron, A. D. (2003). Insulin resistance in the vasculature. *Journal of Clinical Investigation*, 123(3), 1003–1004. <https://doi.org/10.1172/JCI67166>
- McPhee, J. S., French, D. P., Jackson, D., Nazroo, J., Pendleton, N., & Degens, H. (2016). Physical activity in older age: Perspectives for healthy ageing and frailty. *Biogerontology*, 17(3), 567–580. <https://doi.org/10.1007/s10522-016-9641-0>
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture*, 38(4), 555–562. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>
- Mozaffarian, D., Hao, T., Rimm, E. B., Willett, W. C., & Hu, F. B. (2011). Changes in diet and lifestyle and long-term weight gain in women and men. *The New England Journal of Medicine*, 364(25), 2392–2404. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1014296>

- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2000). Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 155–164.
- Njeim, R., et al. (2024). Prevalence of metabolic syndrome and its association with cardiovascular outcomes in hospitalized patients with inflammatory bowel disease. *Journal of Clinical Medicine*, 13(22), 6908. <https://doi.org/10.3390/jcm13226908>
- O'Connor, S. M., & Kuo, A. D. (2009). Direction-dependent control of balance during walking and standing. *Journal of Neurophysiology*, 102(3), 1411–1419. <https://doi.org/10.1152/jn.00131.2009>
- Oberg, T., Karsznia, A., & Oberg, K. (1993). Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10–79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(2), 210–223.
- Ortega, J. D., Fehلمان, L. A., & Farley, C. T. (2008). Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3303–3308. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.039>
- Owen, S. G., Al-Ahmed, A., & Moffatt, R. J. (1989). Physiological effects of walking and running with handheld weights. *The Physician and Sportsmedicine*, 17(11), 87–92.
- Paluch, A. E., Gabriel, K. P., Fulton, J. E., Bostick, R. M., Dorn, J. P., Lewis, C. E., Schreiner, P. J., Sternfeld, B., Sidney, S., & Kershaw, K. N. (2021). Steps per day and all-cause mortality in middle-aged adults in the Coronary Artery Risk Development in Young Adults study. *JAMA Network Open*, 4(9), e2124516. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2021.24516>
- Pedersen, B. K., & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine: Evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(Suppl. 3), 1–72. <https://doi.org/10.1111/sms.12581>
- Perry, J., Burnfield, J. M., & Cabico, L. M. (2024). *Gait analysis: Normal and pathological function* (3rd ed.). CRC Press.
- Piercy, K. L., Troiano, R. P., Ballard, R. M., Carlson, S. A., Fulton, J. E., Galuska, D. A., George, S. M., & Olson, R. D. (2018). The physical activity guidelines for Americans. *JAMA*, 320(19), 2020–2028. <https://doi.org/10.1001/jama.2018.14854>
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3–4), 81–95. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>

- Pontzer, H., Holloway, J. H., Raichlen, D. A., & Lieberman, D. E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(4), 523–534. <https://doi.org/10.1242/jeb.024927>
- Povel, C. M., Boer, J. M. A., Reiling, E., & Feskens, E. J. M. (2011). Genetic variants and the metabolic syndrome: A systematic review. *Obesity Reviews*, 12(11), 952–967. <https://doi.org/10.1111/j.1467-789X.2011.00907.x>
- Punt, M., Bruijn, S. M., Wittink, H., & van Dieën, J. H. (2015). Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait & Posture*, 41(2), 504–509. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.002>
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. J. (2009). Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 735–744. <https://doi.org/10.1177/1545968309332880>
- Reisman, D. S., McLean, H., Keller, J., Danks, K. A., & Bastian, A. J. (2013). Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(5), 460–468. <https://doi.org/10.1177/1545968312474118>
- Roberts, C. K., & Sindhu, K. K. (2009). Oxidative stress and metabolic syndrome. *Life Sciences*, 84(21–22), 705–712. <https://doi.org/10.1016/j.lfs.2009.02.026>
- Roberts, C. K., Hevener, A. L., & Barnard, R. J. (2013). Metabolic syndrome and insulin resistance: Underlying causes and modification by exercise training. *Comprehensive Physiology*, 3(1), 1–58. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110062>
- Rocha, P. A., Porfírio, G. M., Ferraz, H. B., & Trevisani, V. F. M. (2014). Effects of external cues on gait parameters of Parkinson's disease patients: A systematic review. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 124, 127–134. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2014.06.026>
- Ross, R., Blair, S. N., Arena, R., Church, T. S., Després, J. P., Franklin, B. A., Haskell, W. L., Kaminsky, L. A., Levine, B. D., Lavie, C. J., Myers, J., Niebauer, J., Sallis, R., Sawada, S. S., Sui, X., Wisløff, U., & American Heart Association Physical Activity Committee of the Council on Lifestyle and Cardiometabolic Health. (2016). Importance of assessing cardiorespiratory fitness in clinical practice: A case for fitness as a clinical vital sign: A scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 134(24), e653–e699. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000461>
- Saint-Maurice, P. F., Troiano, R. P., Bassett, D. R., Graubard, B. I., Carlson, S. A., Shiroma, E. J., Fulton, J. E., & Matthews, C. E. (2020). Association of daily step count and step intensity with mortality among U.S. adults. *JAMA*, 323(12), 1151–1160. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.1382>

- Saklayen, M. G. (2018). The global epidemic of the metabolic syndrome. *Current Hypertension Reports*, 20(2), Article 12. <https://doi.org/10.1007/s11906-018-0812-z>
- Sallis, J. F., Cerin, E., Conway, T. L., Adams, M. A., Frank, L. D., Pratt, M., Salvo, D., Schipperijn, J., Smith, G., Cain, K. L., Davey, R., Kerr, J., Lai, P. C., Mitáš, J., Reis, R., Sarmiento, O. L., Schofield, G., Troelsen, J., Van Dyck, D., ... Owen, N. (2016). Physical activity in relation to urban environments in 14 cities worldwide: A cross-sectional study. *The Lancet*, 387(10034), 2207–2217. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(15\)01284-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(15)01284-2)
- Samuel, V. T., & Shulman, G. I. (2012). Mechanisms for insulin resistance: Common threads and missing links. *Cell*, 148(5), 852–871. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2012.02.017>
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(3), 543–558.
- Schuch, F. B., Vancampfort, D., Firth, J., Rosenbaum, S., Ward, P. B., Silva, E. S., Hallgren, M., Ponce De Leon, A., Dunn, A. L., Deslandes, A. C., Fleck, M. P., Carvalho, A. F., & Stubbs, B. (2018). Physical activity and incident depression: A meta-analysis of prospective cohort studies. *American Journal of Psychiatry*, 175(7), 631–648. <https://doi.org/10.1176/appi.ajp.2018.17111194>
- Siscovick, D. S., LaPorte, R. E., Newman, J. M., Heath, G. W., Iverson, D. C., & Fielding, J. E. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: Definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports*, 100(2), 126–131.
- Sloot, L. H., Van Den Noort, J. C., Van Der Krogt, M. M., Bruijn, S. M., & Harlaar, J. (2015). Can treadmill perturbations evoke stretch reflexes in the calf muscles? *PLoS ONE*, 10(12), e0144815. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144815>
- Strasser, B. (2013). Physical activity in obesity and metabolic syndrome. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1281(1), 141–159. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2012.06785.x>
- Takakusaki, K. (2017). Functional neuroanatomy for posture and gait control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1–17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
- Taskinen, M. R. (2003). Diabetic dyslipidaemia: From basic research to clinical practice. *Diabetologia*, 46(6), 733–749. <https://doi.org/10.1007/s00125-003-1111-y>
- Taylor, J. L., Bonikowske, A. R., & Olson, T. P. (2021). Optimizing outcomes in cardiac rehabilitation: The importance of exercise intensity. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 8, Article 734278. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.734278>

- Tesio, L., & Rota, V. (2019). The motion of body center of mass during walking: A review oriented to clinical applications. *Frontiers in Neurology*, 10, Article 999. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00999>
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M. R., & Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116(1), 13–20. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb10593.x>
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9–22. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1984.tb10452.x>
- Warburton, D. E. R., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. D. (2006). Health benefits of physical activity: The evidence. *Canadian Medical Association Journal*, 174(6), 801–809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Whelton, P. K., Carey, R. M., Aronow, W. S., Casey, D. E., Collins, K. J., Dennison Himmelfarb, C., DePalma, S. M., Gidding, S., Jamerson, K. A., Jones, D. W., MacLaughlin, E. J., Muntner, P., Ovbiagele, B., Smith, S. C., Spencer, C. C., Stafford, R. S., Taler, S. J., Thomas, R. J., Williams, K. A., ... Wright, J. T. (2018). ACC/AHA/AAPA/ABC/ACPM/AGS/APhA/ASH/ASPC/NMA/PCNA guideline for the prevention, detection, evaluation, and management of high blood pressure in adults: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *Hypertension*, 71(6), e13–e115. <https://doi.org/10.1161/HYP.0000000000000065>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
- Zhang, X. A., Ye, M., & Wang, C. T. (2010). Effect of unilateral load carriage on postures and gait symmetry in ground reaction force during walking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3), 339–344. <https://doi.org/10.1080/10255840903213445>
- Zhao, J., Goldman, A. S., & Hartwig, J. F. (2005). Oxidative addition of ammonia to form a stable monomeric amido hydride complex. *Science*, 307(5712), 1080–1082. <https://doi.org/10.1126/science.1109389>