



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA



Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport

Departamento de Educación Física y Deportiva

Programa de Doctorado en Actividad Física y Deporte

**Evaluación de parámetros biomecánicos durante la marcha
en adultos mayores tras dos programas de entrenamiento**

*Evaluation of biomechanical parameters during gait in older
adults after two training programs*

Tesis doctoral

D. Roberto Sanchis Sanchis

Dirigida por:

Dr. Pedro Pérez Soriano

Dra. Cristina Blasco Lafarga

Valencia, mayo de 2019

INFORME DE ACEPTACIÓN

Dr. Pedro Pérez Soriano, Profesor Titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

Dra. Cristina Blasco Lafarga, Profesora Titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València.

CERTIFICAN:

Que el presente documento, titulado **“Evaluación de parámetros biomecánicos durante la marcha en adultos mayores tras dos programas de entrenamiento”**, corresponde al trabajo de investigación realizado bajo su dirección por D. Roberto Sanchis Sanchis y constituye su Tesis para optar al grado de Doctor en Actividad Física y Deporte.

Y para que conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado en Valencia, a 6 de mayo de 2019.



Fdo. Pedro Pérez Soriano



Fdo. Cristina Blasco Lafarga

*A David,
per ensenyar-me a lluitar.*

AGRADECIMIENTOS

La presente tesis doctoral es el fruto de años de trabajo, esfuerzo, y dedicación. He tenido la suerte de compartir este camino con muchísimas personas a las que les debo haber llegado hasta aquí. Sin su ayuda y apoyo, este proceso no habría sido posible. Por ello, quisiera aprovechar estas líneas para expresarles mi más sincera gratitud.

A la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universitat de València, y de manera particular, a todo el profesorado con el que tuve la suerte de compartir un proceso de aprendizaje. Por todos los años de formación y crecimiento, tanto académico como personal.

A mis directores de tesis, el Dr. Pedro Pérez Soriano y la Dra. Cristina Blasco Lafarga, por su confianza en mí durante todos estos años, por todo el conocimiento compartido, por su dedicación durante la elaboración de esta tesis, y por su inmejorable trato humano. Excelentes profesionales que ya eran, son, y seguirán siendo referentes para mí en nuestra profesión.

Al Dr. Martin Lewis, de la School of Science and Technology de la Nottingham Trent University (UK). Por su inmejorable acogida y por toda su ayuda durante mi estancia. Y, como no, a Jack Ashby, por su infinita paciencia y ayuda durante todas las horas de trabajo compartidas. Gracias a ellos, hoy recuerdo mis meses en Nottingham con especial cariño.

A mis compañeros del Grupo de Investigación en Biomecánica Deportiva (GIBD): Alberto, Inma, Marina, Irene, Jose y Lara. Por su apoyo y ayuda en este proceso, y por hacer del laboratorio mi segunda casa. Y a Nacho, por su inestimable ayuda durante todos los días de evaluación.

A mis compañeros de la Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE) en su línea de investigación sobre entrenamiento en el adulto mayor: Pablo, Ana y Ainoa. Por todos los años de aprendizaje y crecimiento compartidos.

A todos los participantes del estudio, ¡mis deportistas!: Jose, Juan, Víctor, Jesús, Pura M., Enriqueta, Santiago, Vicente, Antonio, Virginia, Rosario, Carmen B., Paqui, Ana María, Carmen F., Miguel, Pura V., Mari Paz, Amelia, María Ángeles, Josefa, Javier, Jordi y Vicent. Por su colaboración y su cariño.

A mis amigos/as, la familia que uno escoge. Por estar a mi lado en todo momento, por aguantar mis pequeñas “charlas científicas”, por todos esos cafés de “desconexión”, y por compartir tantos y tantos momentos.

A mi primo y amigo Miguel, por las magníficas figuras del pasillo de grabación y de la división en zonas del área plantar.

A mis abuelos, Isabel y Jeremías, por transmitirme su filosofía de vida y de trabajo, las cuales intento aplicar día tras día.

A mi madre, mi gran luchadora. Porque lo dio todo para que pudiese estudiar aquello que me apasionaba, aun pasando por situaciones difíciles, apoyándome siempre en todas mis decisiones. Sin ella, hoy no estaría escribiendo estas líneas.

A mi hermano, mi mejor amigo. Por su apoyo incondicional, por estar siempre a mi lado, y por hacerme sentir el hermano más afortunado del mundo.

A Almudena, mi compañera de vida. Por su infinita paciencia, apoyo, y comprensión. Por todos esos momentos robados. Por creer en mí y empujarme siempre a luchar por mis metas. Y porque no podría tener a una mejor persona a mi lado.

A todos y cada uno de vosotros

GRACIAS

SUBVENCIONES Y FINANCIACIÓN

Esta tesis doctoral ha sido financiada por la Conselleria de Educación, Investigación, Cultura y Deporte de la Generalitat Valenciana, y por el Fondo Social Europeo. Número de concesión ACIF/2016/496.



PUBLICACIONES

De la presente tesis doctoral se han derivado dos artículos que, actualmente, se encuentran en proceso de revisión por pares en dos revistas indexadas en Web of Science:

- Sanchis-Sanchis, R., Blasco-Lafarga, C., Camacho-García, A., y Pérez-Soriano, P. (2019). Evaluation of how impact-shock affects gait after the implementation of two different training programs in older adults.
- Sanchis-Sanchis, R., Blasco-Lafarga, C., Encarnación-Martínez, A., y Pérez-Soriano, P. (2019). How two different training programs affect plantar pressure and spatiotemporal parameters during gait in older adults?

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABLAS.....	I
ÍNDICE DE FIGURAS	III
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	VII
RESUMEN.....	XI
ABSTRACT (<i>English</i>)	XIII
1. INTRODUCCIÓN.....	3
1.1. El envejecimiento como fenómeno sociodemográfico	3
1.1.1.El envejecimiento de la población mundial.....	3
1.1.2.El envejecimiento de la población española.....	6
1.2. Efectos del envejecimiento sobre la función físico-funcional.....	8
1.3. Biomecánica de la marcha.....	12
1.3.1. Conceptualización	12
1.3.2. Efectos del envejecimiento sobre parámetros biomecánicos	18
1.3.3. Técnicas de instrumentación de análisis biomecánico	21
1.4. Programas de entrenamiento físico para adultos mayores	29
1.4.1. El entrenamiento multicomponente.....	31
1.4.2. El entrenamiento interválico de marcha	32
1.5. Objetivos e hipótesis	34
2. METODOLOGÍA.....	41
2.1. Estructura general de la tesis	41
2.2. Participantes y diseño del estudio	41
2.3. Criterios de inclusión y exclusión	43
2.4. Intervención.....	44
2.4.1. Cribado 1	44

2.4.2. Cribado 2	44
2.4.3. Distribución de la muestra	45
2.4.4. Evaluaciones	47
2.4.5. Organización de las sesiones de entrenamiento	48
2.5. Programas de entrenamiento	48
2.5.1. Programa EFAM-UV [®] _{ER}	48
2.5.2. Programa PASEOS	51
2.6. Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional	54
2.6.1. Variables e instrumentos de evaluación	54
2.6.2. Tratamiento de los datos	61
2.6.3. Análisis estadístico	61
2.7. Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración	61
2.7.1. Variables e instrumentos de evaluación	61
2.7.2. Tratamiento de los datos	65
2.7.3. Análisis estadístico	65
2.8. Bloque 2: Análisis de las presiones plantares	66
2.8.1. Variables e instrumentos de evaluación	66
2.8.2. Tratamiento de los datos	67
2.8.3. Análisis estadístico	68
3. RESULTADOS	73
3.1. Caracterización de la muestra	73
3.2. Resultados del Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional	75
3.2.1. Velocidad de la marcha	75
3.2.2. Agilidad	76
3.2.3. Fuerza del tren inferior	77
3.2.4. Peso	78

3.2.5. Calidad de vida relacionada con la salud.....	78
3.3. Resultados del Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración.....	79
3.3.1. Aceleración máxima en cabeza y tibia	79
3.3.2. Ratio de aceleración (30-70%) en tibias.....	80
3.3.3. Atenuación.....	81
3.3.4. Longitud de paso y frecuencia de zancada	82
3.4. Resultados del Bloque 2: Análisis de las presiones plantares	83
3.4.1. Presión máxima y presión máxima media.....	83
3.4.1. Integral presión-tiempo	83
3.4.1. Tiempo de zancada y tiempo de apoyo	83
4. DISCUSIÓN	91
4.1. Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional	91
4.2. Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración	95
4.3. Bloque 2: Análisis de las presiones plantares	99
5. CONCLUSIONES	105
5.1. Análisis de la función físico-funcional.....	105
5.2. Análisis de los impactos de aceleración	105
5.3. Análisis de las presiones plantares	106
5.4. Aplicación práctica.....	106
5.5. Limitaciones del estudio.....	107
5.6. Futuras líneas de investigación.....	108
5. CONCLUSIONS (<i>English</i>).....	110
6. BIBLIOGRAFÍA	115
7. ANEXOS	139

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1.</i> Efectos del envejecimiento sobre parámetros biomecánicos de la marcha.....	21
<i>Tabla 2.</i> Organización de las pruebas en los dos días de evaluación	47
<i>Tabla 3.</i> Fórmulas empleadas para el cálculo de la frecuencia cardíaca de trabajo	53
<i>Tabla 4.</i> Variables físico-funcionales analizadas e instrumentos/pruebas de evaluación utilizados	54
<i>Tabla 5.</i> Variables de aceleración extraídas de la señal de aceleración	63
<i>Tabla 6.</i> Variables espacio-temporales extraídas de la señal de aceleración	64
<i>Tabla 7.</i> Variables de presión plantar extraídas del registro de presiones plantares	67
<i>Tabla 8.</i> Variables espacio-temporales extraídas del registro de presiones plantares....	67
<i>Tabla 9.</i> Características sociodemográficas y clínicas basales de la muestra	73
<i>Tabla 10.</i> Comprobación de la distribución homogénea de la muestra, Bloque 0	74
<i>Tabla 11.</i> Comprobación de la distribución homogénea de la muestra, Bloque 1 y Bloque 2.....	74
<i>Tabla 12.</i> Peso (Kg) en ambos grupos y en los tres momentos de evaluación.....	78
<i>Tabla 13.</i> Resultados Cuestionario de Salud SF-12, antes (pre) y después del entrenamiento (post).....	78
<i>Tabla 14.</i> Variables espacio-temporales analizadas en ambas piernas, pre y post-entrenamiento	82
<i>Tabla 15.</i> Presión Máxima (kPa) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento	86
<i>Tabla 16.</i> Presión Máxima Media (kPa) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento	87
<i>Tabla 17.</i> Integral Presión-Tiempo (kPa*s) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento.....	88

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.</i> Tasa de fertilidad total en el mundo y regiones, 1950-2050	3
<i>Figura 2.</i> Esperanza de vida al nacer en el mundo y regiones, 1950-2050.....	4
<i>Figura 3.</i> Número de personas con 60 años o más y con 80 años o más por regiones, 1980-2050.....	5
<i>Figura 4.</i> Porcentaje de población con 60 años o más en el mundo y regiones, 1980-2050	5
<i>Figura 5.</i> Porcentaje de personas con 80 años o más entre la población con 60 años o más, en el mundo y regiones, 1980-2050	6
<i>Figura 6.</i> Pirámide de población española, en 1975 y en 2010.....	7
<i>Figura 7.</i> Ranking de países (con al menos 90,000 habitantes) de acuerdo con el porcentaje de población con 60 años o más, estimado para el año 2017 y proyectado para el año 2050 (sólo se muestran los primeros 20 países de un total de 201)	7
<i>Figura 8.</i> Consecuencias funcionales de los cambios asociados con la edad en la sarcopenia y la reducción de actividad física diaria	9
<i>Figura 9.</i> Diagrama del concepto de calidad de vida de la WHO.....	11
<i>Figura 10.</i> Ciclo de marcha de la pierna derecha.....	13
<i>Figura 11.</i> Descomposición del ciclo de marcha	17
<i>Figura 12.</i> Temporalización de los apoyos bipodales y unipodales durante un ciclo de marcha.....	18
<i>Figura 13.</i> Longitudes de paso (línea discontinua) y zancada (línea continua) en marcha simétrica.....	18
<i>Figura 14.</i> Acelerómetro triaxial capaz de registrar aceleraciones en los 3 ejes	23
<i>Figura 15.</i> Aceleraciones verticales, antero-posteriores y medio-laterales registradas mediante un acelerómetro triaxial durante la marcha.....	23
<i>Figura 16.</i> Fijación de un acelerómetro en la tibia derecha	24
<i>Figura 17.</i> Fijación de un acelerómetro en la frente	24

<i>Figura 18.</i> Esquema del funcionamiento de un equipo de acelerometría inalámbrico con dos acelerómetros (tibia y cabeza).....	25
<i>Figura 19.</i> Participante instrumentado con sistema de medición de presiones plantares Pedar-X (Novel®) y con sistema de acelerometría Acelsystem (Blautic®).....	27
<i>Figura 20.</i> Software del sistema de plantillas instrumentadas Pedar-X (Novel®).	28
<i>Figura 21.</i> Resumen de los bloques de análisis y variables estudiadas	42
<i>Figura 22.</i> Cribado de la muestra.....	45
<i>Figura 23.</i> Diagrama de flujo de la muestra.....	46
<i>Figura 24.</i> Metodología programa de entrenamiento neuromuscular EFAM-UV®	49
<i>Figura 25.</i> Grupo EFAM (Benimarfull) realizando una tarea de control postural y educación del paso con alta carga cognitiva y con trabajo de habilidades manipulativas.....	50
<i>Figura 26.</i> Grupo EFAM (Muro de Alcoy) realizando un trabajo de fuerza y control postural, con especial incidencia sobre la educación del paso	51
<i>Figura 27.</i> Escala OMNI-RES para Adultos Mayores hispanohablantes	52
<i>Figura 28.</i> Programa interválico de marcha de Malatesta et al. (2010)	52
<i>Figura 29.</i> Grupo WALKING realizando una sesión de entrenamiento.....	54
<i>Figura 30.</i> Participante lista para iniciar el 6m-GST	56
<i>Figura 31.</i> Participante realizando el TUG	57
<i>Figura 32.</i> Participante realizando el 5rep-StS	59
<i>Figura 33.</i> Participante completando el Cuestionario de Salud SF-12	60
<i>Figura 34.</i> Pasillo de grabación, zona de análisis	63
<i>Figura 35.</i> Señal de aceleración en ambas tibias (a) y cabeza (b).....	64
<i>Figura 36.</i> Zonas en las que se dividió el área plantar	68
<i>Figura 37.</i> Velocidad de la marcha, pre vs inter vs post-entrenamiento.....	75
<i>Figura 38.</i> Agilidad, pre vs inter vs post-entrenamiento.....	76
<i>Figura 39.</i> Fuerza del tren inferior, pre vs inter vs post-entrenamiento.....	77

<i>Figura 40.</i> Aceleración máxima en cabeza, pre vs post-entrenamiento.....	79
<i>Figura 41.</i> Aceleración máxima en tibia, pre vs post-entrenamiento	80
<i>Figura 42.</i> Ratio 30-70, pre vs post-entrenamiento	81
<i>Figura 43.</i> Atenuación, pre vs post-entrenamiento	82
<i>Figura 44.</i> Tiempo de zancada, pre vs post-entrenamiento	84
<i>Figura 45.</i> Tiempo de apoyo, pre vs post-entrenamiento	85

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

5rep-StS	Five repetitions Sit-to-Stand Test
6m-GST	6-meter Gait Speed Test
ACSM	American College of Sports Medicine
AMs	Adultos Mayores
ArL	Arco Lateral
ArM	Arco Medial
AVD	Actividades de la Vida Diaria
CV	Calidad de Vida
CVRS	Calidad de Vida Relacionado con la Salud
D	Pierna dominante
DE	Desviación Estándar
EP	Esfuerzo Percibido
FC	Frecuencia Cardíaca
FCmáx	Frecuencia Cardíaca máxima
FCrep	Frecuencia Cardíaca en reposo
FCsmres	Frecuencia Cardíaca submáxima de reserva
FCtra	Frecuencia Cardíaca de trabajo
FCuman	Frecuencia Cardíaca en el umbral anaeróbico
GE	Grupo EFAM
GRF	Ground Reaction Forces
GW	Grupo WALKING
HIIT	High Intensity Interval Training
HX	Hallux
Inter	En la mitad del programa de entrenamiento

iPT	Integral Presión-Tiempo
MEC35	Mini-Examen Cognoscitivo de 35 preguntas
MC	Metatarso Central
ML	Metatarso Lateral
MM	Metatarso Medial
ND	Pierna no-dominante
Pa	Pascal
PM	Presión Máxima
PMM	Presión Máxima Media
Post	Después del programa de entrenamiento
Pre	Antes del programa de entrenamiento
RD	Resto de Dedos
SF-12	Cuestionario de Salud SF-12
SF-12-f	Puntuación del dominio físico del Cuestionario de Salud SF-12
SF-12-m	Puntuación del dominio mental del Cuestionario de Salud SF-12
SF-12-t	Puntuación global del Cuestionario de Salud SF-12
TApo	Tiempo de Apoyo
TL	Talón Lateral
TM	Talón Medial
TUG	Timed Up-and-Go Test
TZan	Tiempo de Zancada
VO ₂ max	Consumo Máximo de Oxígeno
WHO	World Health Organization

RESUMEN
ABSTRACT

RESUMEN

Con la edad, la calidad de la marcha se ve afectada negativamente debido a una disminución del control y la coordinación del sistema locomotor, llevando a la adquisición de estrategias de adaptabilidad de la marcha más conservadoras. Estos cambios provocarán que los adultos mayores (AMs) muestren valores de presión plantar durante la marcha más altos que adultos de menor edad, así como también una menor capacidad de atenuación de los impactos de aceleración, relacionándose con un mayor riesgo de lesión tisular, ulceración, lesiones degenerativas por sobreuso y dolor, tan comunes entre este tipo de población. Estos problemas desembocan, en la mayoría de las ocasiones, en una reducción del nivel de actividad física, desacondicionamiento, deterioro del equilibrio y caídas. Está ampliamente aceptado que el entrenamiento produce mejoras en la capacidad física y funcional de los AMs, las cuales pueden ser evaluadas mediante numerosas pruebas físico-funcionales. Sin embargo, son muy escasos los estudios que han analizado los efectos del entrenamiento sobre variables cinéticas y cinemáticas durante la marcha en AMs, especialmente mediante técnicas de acelerometría y presurometría. Además, no hay ninguno estudio que analice los efectos de dos programas diferentes de entrenamiento sobre dichas variables. Así pues, el objetivo de este estudio ha sido analizar los efectos de dos programas diferentes de entrenamiento: multicomponente EFAM-UV[®]_{ER} (GE) e interválico de marcha (GW), sobre parámetros de aceleración y distribución de presión plantar, así como en variables espacio-temporales durante la marcha en AMs.

Se han evaluado 23 AMs (GE: n=12, 7 mujeres, 71.58 ± 4.56 años; GW: n=11, 6 mujeres, 69.64 ± 3.56 años) mediante 3 acelerómetros triaxiales -dos en el extremo distal de ambas tibias y uno en la frente- equipados con un sistema de plantillas instrumentadas, previamente a la aplicación de los programas de entrenamiento y tras 14 semanas. Respecto a los impactos de aceleración, el GE aumentó los valores de aceleración máxima, tanto en cabeza -durante el apoyo de la pierna dominante (PD) y de la no-dominante (PND)- como en tibia no-dominante, y mejoró la atenuación en esta misma pierna. El GW también incrementó las magnitudes de aceleración máxima en cabeza, tanto en PD como en PND. En cuanto a la distribución de las presiones plantares, la presión máxima se redujo en las zonas del metatarso medial y central de la PD en el GE, mientras que en el GW aumentó la presión máxima en la zona del talón lateral de la PND. La presión máxima media aumentó en el talón medial de la PD, y en el talón lateral de la

PND en el GW. Los valores de la integral presión-tiempo se redujeron de forma generalizada en toda el área plantar de ambas piernas y en ambos grupos. Finalmente, el GW aumentó la frecuencia de zancada y redujo el tiempo de zancada y de apoyo, mientras que el GE redujo la longitud del paso en la PND. No hubo cambios en ningún grupo en la velocidad de la marcha al finalizar el entrenamiento.

Dados los resultados obtenidos en este estudio, y en cada uno de estos programas, sería recomendable tenerlos en consideración a la hora planificar el entrenamiento en AMs, sugiriendo la introducción de programas multicomponente previamente al inicio de programas de marcha.

ABSTRACT (*English*)

With age, gait quality is negatively affected due to decreased control and coordination of the locomotor system, leading to the acquisition of more conservative gait adaptability strategies. These changes will cause that older adults (OAs) show higher plantar pressure values during gait than younger adults, as well as a lower capacity to attenuate acceleration impacts, related to a greater risk of tissue injury, ulceration, degenerative injuries due to overuse, and pain, so common among this type of population. These problems lead, in most cases, to a reduction in the physical activity level, deconditioning, deterioration of balance and falls. It is widely accepted that training produces improvements in physical and functional capacity of OAs, which can be evaluated by numerous physical-functional tests. However, very few studies have analysed the effects of training on kinetic and kinematic variables during gait in OAs, especially using accelerometry and pressurometry techniques. Furthermore, there is no study analysing the effects of two different training programmes on these variables. Thus, the aim of this study has been to analyse the effects of two different training programs: multicomponent EFAM-UV[®]_{ER} (EG) and interval-walking (WG), on plantar pressure distribution and acceleration parameters, as well as on space-time variables during gait in OAs.

23 OAs (EG: n=12, 7 women, 71.58 ± 4.56 years; WG: n=11, 6 women, 69.64 ± 3.56 years) have been evaluated using 3 triaxial accelerometers -two on the distal end of both tibias and one on the forehead- equipped with a system of instrumented insoles, prior to the application of the training programs and after 14 weeks. Regarding the acceleration impacts, EG increased maximum acceleration values, both in the head -during the support of the dominant leg (DL) and the non-dominant leg (NDL)- and in the non-dominant tibia, and improved attenuation in this same leg. WG also increased maximum head acceleration values in both DL and NDL. Regarding plantar pressure distribution, maximum pressure was reduced in the medial and central metatarsal zones of the DL in the EG, while in the WG maximum pressure increased in the lateral heel zone of the NDL. Mean maximum pressure increased in the medial heel of the DL, and in the lateral heel of the NDL in the WG. Pressure-time integral values were generally reduced throughout the plantar area in both legs and in both groups. Finally, WG increased stride frequency and reduced stride and stance time, while GE reduced step length in the NDL. There was no change in gait speed in any group at the end of training.

Given the results obtained in this study, and in each of these programs, it would be advisable to take them into consideration when planning training in OAs, suggesting the introduction of multicomponent programs prior to the start of walking programs.

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. El envejecimiento como fenómeno sociodemográfico

1.1.1. El envejecimiento de la población mundial

El aumento de la esperanza de vida al nacer (años de vida esperados de acuerdo con las tasas de mortalidad específicas por edad de un período determinado) junto con la disminución de la tasa de fertilidad total (expresada como el número promedio de nacidos vivos por mujer), son los dos factores principales causantes del envejecimiento de la población, convirtiéndose en un fenómeno generalizado a nivel mundial (United Nations, 2017). En cuanto a la tasa de fertilidad, en 1950 se encontraba alrededor de 5 nacimientos por mujer, descendiendo hasta los 2.5 en 2015, siendo Europa la región con menor tasa (Figura 1). De forma contraria, desde 1950 hasta 2015 la esperanza de vida al nacer ha pasado de los 48 años aproximadamente hasta alcanzar casi los 71, con una previsión para el año 2050 cercana a los 79, con Europa en el segundo puesto con casi 85 años (Figura 2). Así pues, la evolución inversa de estos dos factores ha sido determinante en el cambio de la forma de la pirámide poblacional mundial.

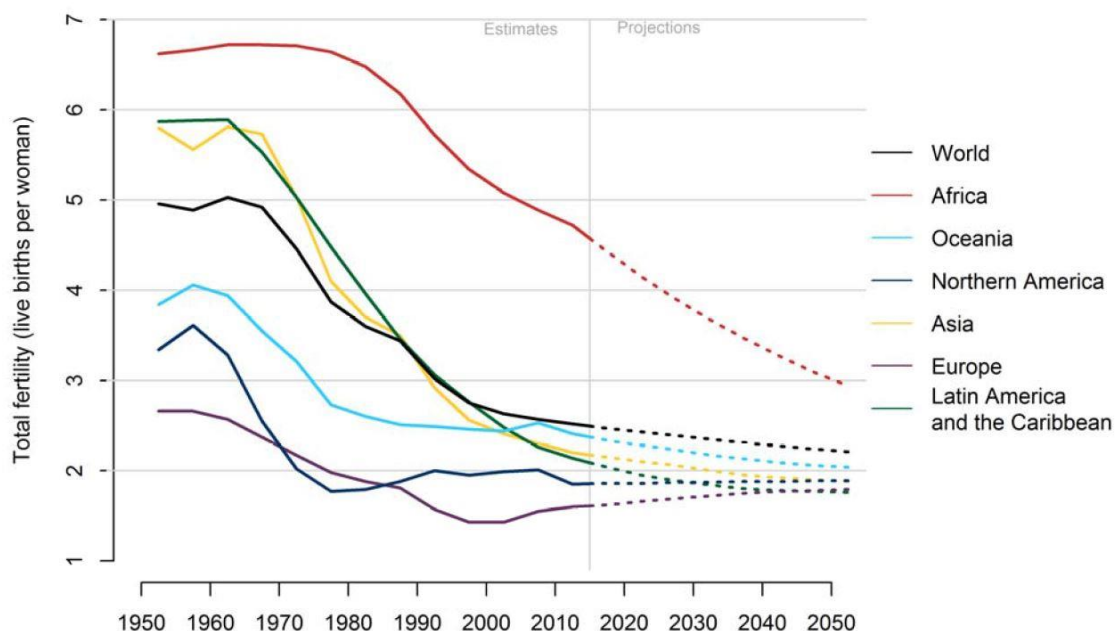


Figura 1. Tasa de fertilidad total en el mundo y regiones, 1950-2050 (United Nations, 2017).

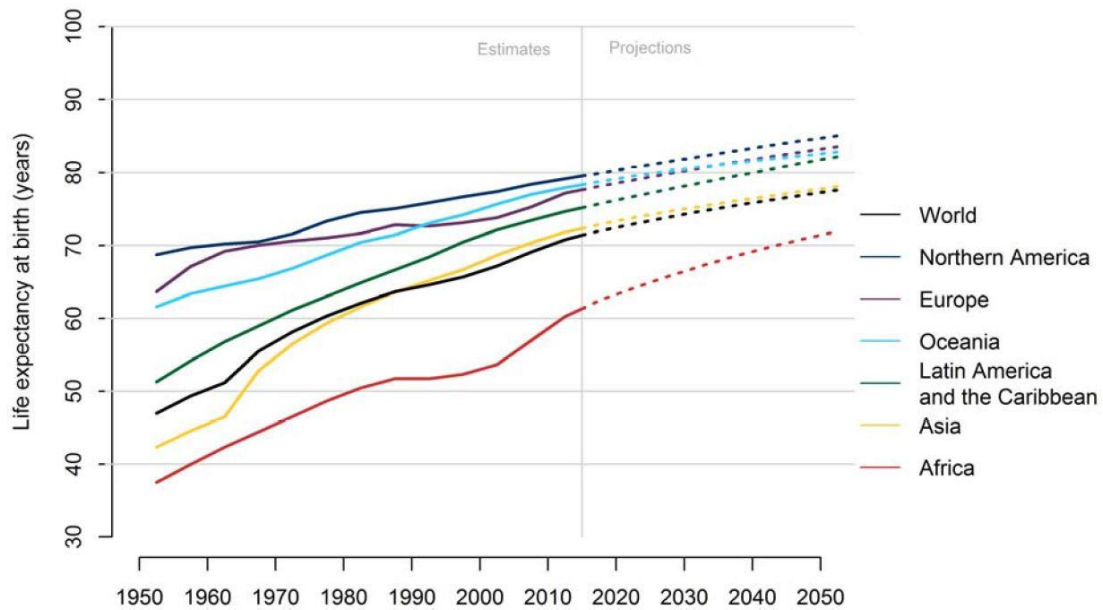


Figura 2. Esperanza de vida al nacer en el mundo y regiones, 1950-2050 (United Nations, 2017).

En el año 1980 la población de 60 años o más en todo el mundo era de 383 millones, alcanzando los 962 millones en 2017, es decir, un incremento del 152% (Figura 3) (United Nations, 2017). Además, tal y como se puede observar en la Figura 3, se prevé que para el año 2050 se doble el tamaño alcanzado en 2017, llegando hasta casi los 2.1 billones (United Nations, 2017). Expresado en porcentajes, este grupo poblacional representaba cerca del 9% de la población mundial en el año 1980, superando el 12% en 2017, y con una previsión por encima del 20% en 2050 (Figura 4). Además, como se muestra en la Figura 4, Europa ha sido durante todo este periodo la región con el mayor porcentaje de personas con 60 años o más en todo el mundo, y las previsiones parecen seguir por el mismo camino.

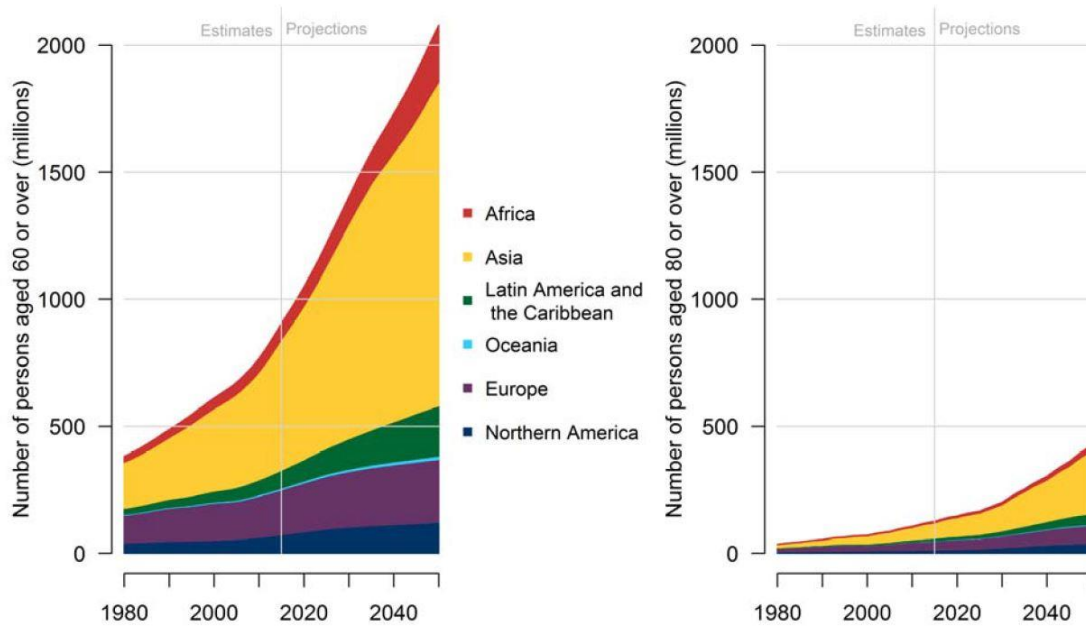


Figura 3. Número de personas con 60 años o más (izda.) y con 80 años o más (dcha.) por regiones, 1980-2050 (United Nations, 2017).

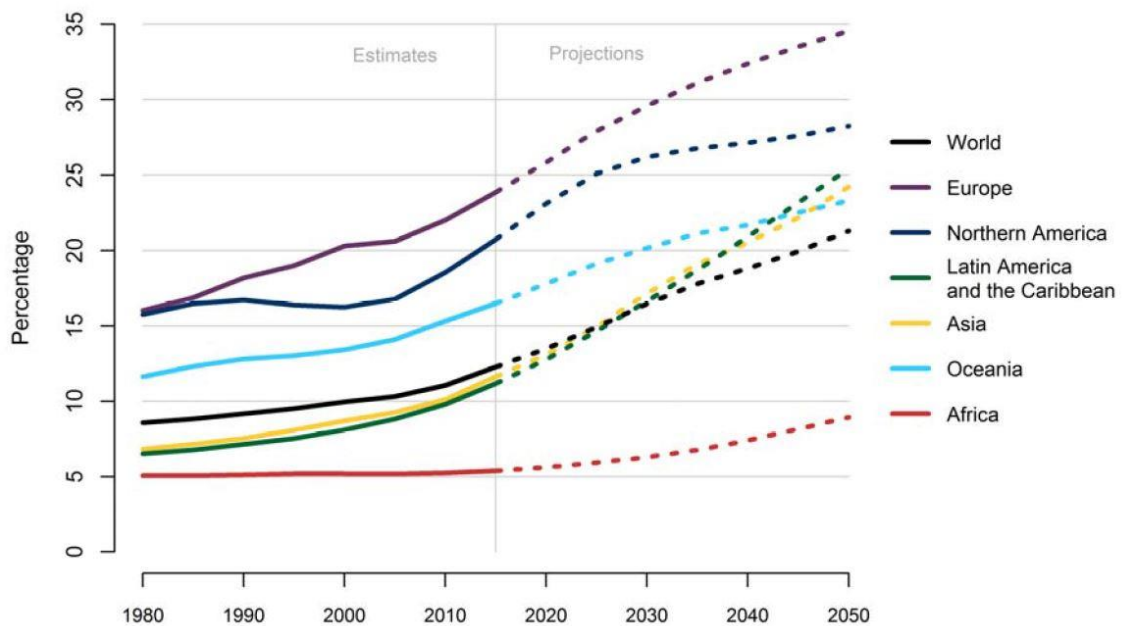


Figura 4. Porcentaje de población con 60 años o más en el mundo y regiones, 1980-2050 (United Nations, 2017).

Centrando el foco solamente en la población de 60 años en adelante, en 2017 Europa tuvo el mayor porcentaje de personas con 80 años o más (uno de cada cinco), y se espera que para el año 2050 se alcance el 29%, estando incluso por encima de la media mundial, que se estima alrededor del 20% (Figura 5).

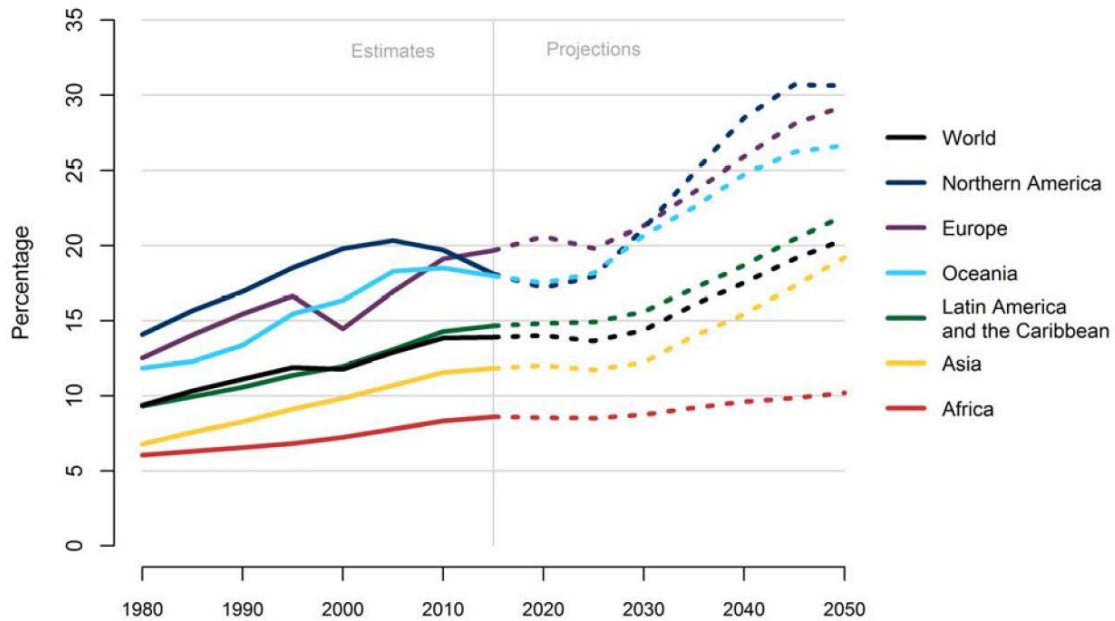


Figura 5. Porcentaje de personas con 80 años o más entre la población con 60 años o más, en el mundo y regiones, 1980-2050 (United Nations, 2017).

En cuanto a la población de 80 años en adelante, el incremento producido en las últimas décadas ha sido todavía más rápido: se ha pasado de los 36 millones en el año 1980 a los 137 millones en 2017, proyectándose un aumento de más del triple para 2050, cuando habrá alrededor de 425 millones de personas con 80 años o más (Figura 3) (United Nations, 2017).

1.1.2. El envejecimiento de la población española

En el caso de España, esta tendencia generalizada hacia el envejecimiento ha sido muy similar a la de otros países desarrollados. En poco más de 30 años se ha aumentado el porcentaje de personas mayores de 65 años en casi el doble, pasando de un 10% en el año 1975 a un 17% en 2010 (Figura 6). En el ranking mundial de países con mayor porcentaje de personas con 60 años o más elaborado por las Naciones Unidas en el año 2017 (Figura 7), España se encontraba en el puesto número 18 (25.3%). Sin embargo, las proyecciones para el año 2050 la sitúan en segundo lugar con un 41.9%, sólo por detrás de Japón. Por tanto, y aunque las previsiones varíen ligeramente, España se encontraría entre los 5 países con mayor población de adultos mayores (AMs) del mundo.

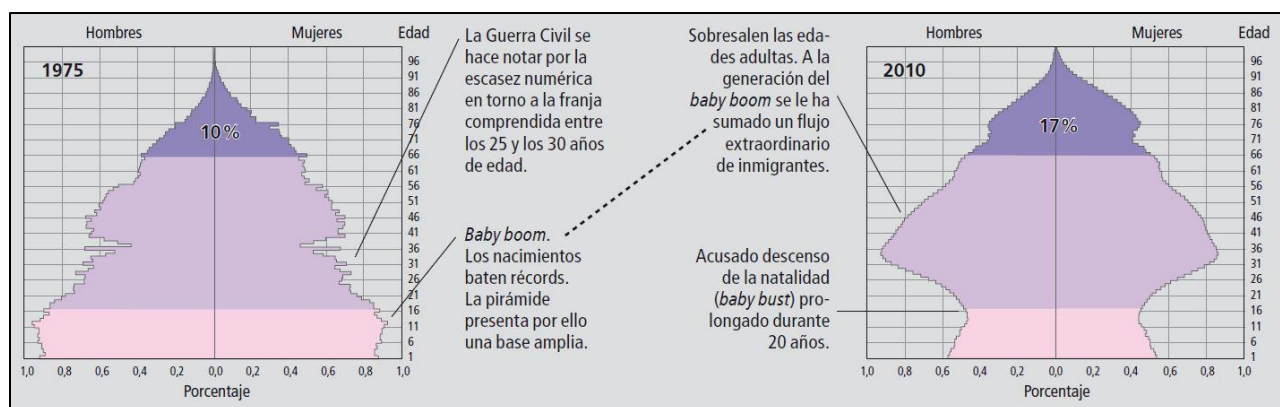


Figura 6. Pirámide de población española, en 1975 (izda.) y en 2010 (dcha.) (Pérez Díaz, 2010).

Rank	2017		2050	
	Country or area	Percentage aged 60 or over	Country or area	Percentage aged 60 or over
1	Japan	33.4	Japan	42.4
2	Italy	29.4	Spain	41.9
3	Germany	28.0	Portugal	41.7
4	Portugal	27.9	Greece	41.6
5	Finland	27.8	Republic of Korea	41.6
6	Bulgaria	27.7	China, Taiwan Province of China	41.3
7	Croatia	26.8	China, Hong Kong SAR	40.6
8	Greece	26.5	Italy	40.3
9	Slovenia	26.3	Singapore	40.1
10	Latvia	26.2	Poland	39.5
11	Malta	26.1	Slovenia	39.1
12	Hungary	26.0	Cuba	38.2
13	Estonia	25.9	Germany	37.6
14	France	25.7	Austria	37.3
15	Martinique	25.7	Croatia	37.1
16	Czechia	25.6	Martinique	36.9
17	Sweden	25.5	Malta	36.8
18	Spain	25.3	Czechia	36.7
19	United States Virgin Islands	25.3	Estonia	36.6
20	Denmark	25.3	Bulgaria	36.4

Figura 7. Ranking de países (con al menos 90,000 habitantes) de acuerdo con el porcentaje de población con 60 años o más, estimado para el año 2017 y proyectado para el año 2050 (sólo se muestran los primeros 20 países de un total de 201). (United Nations, 2017)

No obstante, resulta conveniente cuestionar si este envejecimiento es siempre positivo o si, contrariamente, puede significar un incremento de enfermedades,

discapacidades y/o pérdida de la función físico-funcional y, por ende, reducción de la calidad de vida.

PUNTOS CLAVE

- ✓ *El aumento de la esperanza de vida al nacer y la disminución de la tasa de fertilidad total son las principales causas del envejecimiento de la población.*
 - ✓ *En el año 2050 más del 20% de la población mundial será mayor de 60 años, estando Europa a la cabeza.*
 - ✓ *En el año 2050 España se colocará entre los 5 países con mayor número de personas con 60 años o más en todo el mundo.*
-

1.2. Efectos del envejecimiento sobre la función físico-funcional

El proceso de envejecimiento produce una disminución progresiva de la capacidad funcional del sistema cardiovascular, neuromuscular y respiratorio (Carbonell Baeza, Aparicio García-Molina, y Delgado Fernández, 2009; Casas Herrero e Izquierdo, 2012), siendo la sarcopenia (pérdida de masa y función muscular asociada con la edad) uno de los factores principales responsables de la disminución de la independencia entre los AMs (Casas Herrero, Cadore, Martínez Velilla, e Izquierdo Redín, 2015; Cruz-Jentoft et al., 2010). Este deterioro biológico se produce como consecuencia de la pérdida de la estructura y funcionalidad orgánica, que puede ser medida mediante la evaluación de las capacidades físicas del AM (Carbonell Baeza et al., 2009).

Con el aumento de la edad la fuerza del tren inferior se ve reducida, tanto en hombres como en mujeres (Goodpaster et al., 2006; Lauretani et al., 2003). Para la realización de las actividades de la vida diaria (AVD), como pasear, subir escaleras, o levantarse de una silla, la fuerza máxima y la explosiva resultan completamente necesarias, asociándose su reducción con un mayor riesgo de caídas, tan comunes en este tipo de población (Casas Herrero e Izquierdo, 2012). Además de las piernas, la fuerza de prensión también se ve reducida con el paso de los años (Forrest, Zmuda, y Cauley, 2007;

Jansen et al., 2008; Lauretani et al., 2003; Schlüssel, dos Anjos, de Vasconcellos, y Kac, 2008). A parte del envejecimiento en sí mismo, la reducción en la cantidad y la calidad de la actividad física realizada diariamente surge también como un importante factor favorecedor de la reducción de la masa muscular y la fuerza (Casas Herrero et al., 2015; Casas Herrero e Izquierdo, 2012). De este modo, se genera un círculo vicioso generador de sarcopenia (Figura 8): al reducirse la práctica de actividad física diaria disminuye también la fuerza y la masa muscular, generándose de este modo mayor sarcopenia. Así pues, los bajos niveles de fuerza, tanto de prensión como de piernas, surgen como fuertes predictores de mortalidad, discapacidad y complicaciones en personas de edad avanzada (Bohannon, 2008; Gale, Martyn, Cooper, y Sayer, 2006; Ling et al., 2010; Newman et al., 2006; Ruiz et al., 2008; Visser et al., 2005).

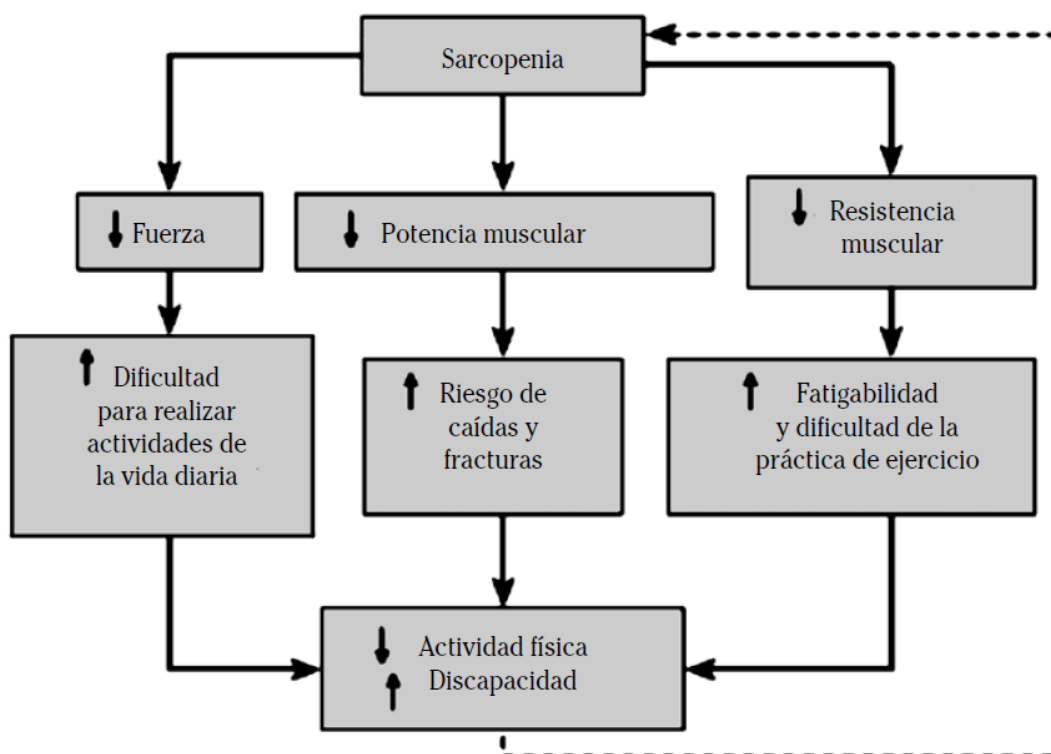


Figura 8. Consecuencias funcionales de los cambios asociados con la edad en la sarcopenia y la reducción de actividad física diaria (Casas Herrero e Izquierdo, 2012).

Otro importante factor en el riesgo de caídas es el equilibrio, el cual se ve reducido por la pérdida progresiva de la capacidad funcional sensoriomotora a causa de la edad (Carbonell Baeza et al., 2009). En los AMs, el equilibrio se ve alterado por déficits en la visión, propiocepción, sentido vestibular, función muscular y tiempo de reacción,

haciendo de las caídas uno de los eventos adversos más comunes entre las personas mayores (Sturnieks, George, y Lord, 2008). Respecto al equilibrio estático, esta población presenta mayores desplazamientos del centro de gravedad que los jóvenes, tanto en posición estática monopodal (Amiridis, Hatzitaki, y Arabatzi, 2003) como bipodal (Abrahamova y Hlavačka, 2008; Amiridis et al., 2003; Demura, Kitabayashi, y Aoki, 2008). En cuanto al equilibrio dinámico, además de las modificaciones espacio-temporales de la marcha que veremos en el punto 1.3.2 (reducción de la velocidad, de la longitud de zancada, del tiempo de apoyo monopodal, etc.), el AM experimenta también una reducción de la flexión de rodilla y de la dorsiflexión del tobillo durante la fase de oscilación de la marcha, lo que aumenta el riesgo de contactar con un obstáculo y, por tanto, de sufrir una caída. Así pues, estos desórdenes del equilibrio resultarán en una reducción del rendimiento en la realización de AVD como estar de pie, caminar, subir escaleras, e incluso responder de manera eficaz a perturbaciones externas (Sturnieks et al., 2008).

En relación a la capacidad aeróbica, resulta importante explicar que el consumo máximo de oxígeno ($VO_2\text{max}$) disminuye con la edad, especialmente a partir de los 30 años (Fleg et al., 2005; Hawkins y Wiswell, 2003; Hollenberg, Yang, Haight, y Tager, 2006; Stathokostas, Jacob-Johnson, Petrella, y Paterson, 2004), reduciéndose alrededor de un 10% por década (Hawkins y Wiswell, 2003) o incluso más (Hollenberg et al., 2006). A partir de los 60 años, esta reducción del $VO_2\text{max}$ se debe a causa de dos factores (Weiss, Spina, Holloszy, y Ehsani, 2006): reducción del gasto cardíaco máximo como consecuencia del descenso de la frecuencia cardíaca máxima, y disminución de la diferencia arteriovenosa de oxígeno. Asimismo, la inactividad física también es un factor de vital importancia que se debe tener en cuenta (Heckman y McKelvie, 2008). Así pues, esta reducción de la capacidad aeróbica tendrá implicaciones importantes para la independencia funcional y la calidad de vida del AM (Fleg et al., 2005).

Por último, un concepto a tener en cuenta cuando se habla de envejecimiento es el de calidad de vida (CV). La Organización Mundial de la Salud (WHO, por sus siglas en inglés: *World Health Organization*) define la CV como “la percepción del individuo de su posición en la vida en el contexto de la cultura y sistema de valores en los que vive y en relación con sus objetivos, expectativas, estándares y preocupaciones” (The WHOQOL Group, 1995, p.1405). Así pues, se trata de un concepto multidimensional, compuesto por seis dominios (Figura 9): físico, psicológico, nivel de independencia,

relaciones sociales, entorno, y creencias personales (The WHOQOL Group, 1995). Bajo esta concepción, se entiende, pues, que la CV se verá influenciada por numerosos factores que surgen o pueden surgir con el envejecimiento, como la presencia de limitaciones funcionales, obesidad, problemas visuales, depresión, dolor, la aparición de hábitos de vida poco saludables (consumo de alcohol o tabaco), el desgaste de algunas relaciones sociales y familiares, o la reducción del estatus socioeconómico, entre otros (Raggi et al., 2016). Con el objetivo de evaluar la CV (especialmente en el ámbito médico), algunos investigadores han reemplazado este concepto por el de calidad de vida relacionado con la salud (CVRS) o estado de salud, para enfatizar el interés en los efectos de una intervención específica en pacientes (Rejeski y Mihalko, 2001). No obstante, este término es muy similar al de CV en cuanto a que se tratan de términos generales que abarcan múltiples factores (Rejeski y Mihalko, 2001).

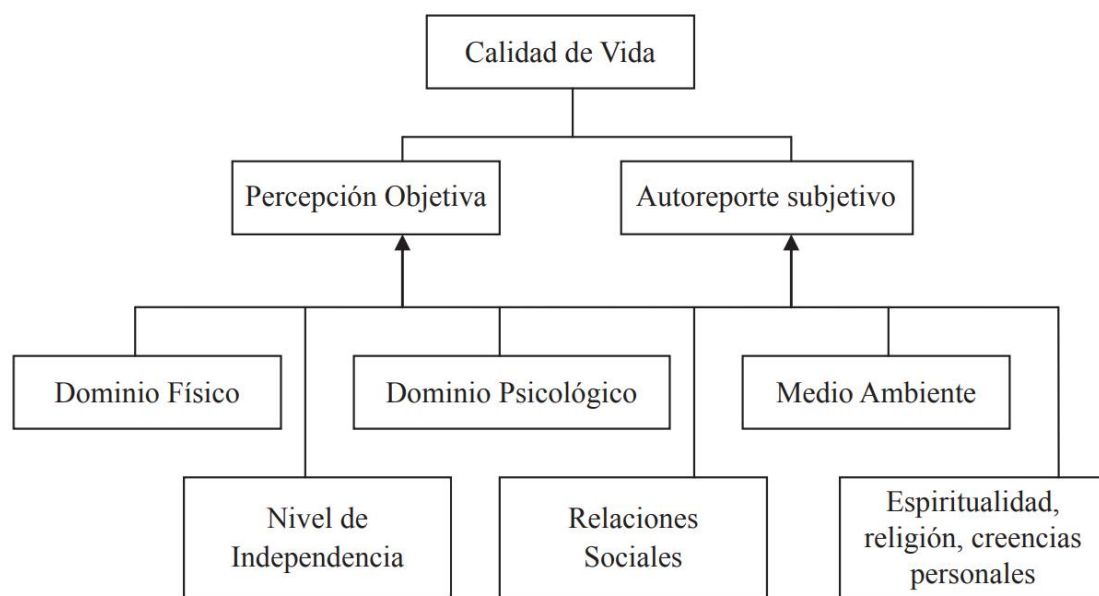


Figura 9. Diagrama del concepto de calidad de vida de la WHO (Urzúa M y Caqueo-Urizar, 2012).

Así pues, y tras revisar cómo el envejecimiento afecta a la capacidad físico-funcional de los AMs, resulta conveniente analizar también sus efectos sobre la forma de locomoción básica del ser humano: la marcha.

PUNTOS CLAVE

- ✓ *El envejecimiento produce una disminución progresiva de la capacidad funcional del sistema cardiovascular, neuromuscular y respiratorio.*
 - ✓ *Con la edad la fuerza disminuye debido a la reducción de la cantidad y calidad de la actividad física diaria.*
 - ✓ *A causa de la edad, el equilibrio se reduce por la pérdida progresiva de la capacidad funcional sensoriomotora.*
 - ✓ *La calidad de vida es un concepto multidimensional, influenciado por numerosos factores asociados al envejecimiento.*
-

1.3. Biomecánica de la marcha

1.3.1. Conceptualización

La locomoción es el proceso mediante el cual un animal se mueve desde una posición geográfica hasta otra (Inman, Ralston, y Todd, 2005), que en el caso de los humanos, una vez superados los primeros meses de edad en el que nos desplazamos gateando, se lleva a cabo de manera erguida sobre los dos pies. De este modo, Inman et al. (2005) definen la marcha humana como “un proceso de locomoción en el que el cuerpo erecto y en movimiento se apoya primero en una pierna y luego en la otra” (p.2). No obstante, en esta definición también se podría incluir la carrera. Así pues, se debería añadir el matiz propuesto por Whittle (2007): “estando al menos un pie en contacto con el suelo en todo momento” (p.48), ya que el uso alternativo de ambas piernas proviene tanto de apoyo como de propulsión. Por tanto, en relación a las aportaciones de estos autores, se podría definir la marcha como la forma de locomoción del cuerpo humano en posición erecta y en movimiento, en la que apoya primero una pierna y luego la otra, alternativamente, estando siempre al menos un pie en contacto con el suelo para proveer tanto de apoyo como de propulsión. Se trata del movimiento más común de todos los movimientos humanos, y si bien este desplazamiento bipodal parece sencillo, requiere de un alto control neural al tratarse de un trabajo de equilibrio-reequilibrio constante (Encarnación Martínez, 2012).

La marcha es un movimiento cíclico, de manera que la unidad básica de medida será el ciclo de marcha, el cual se define como “el intervalo de tiempo entre dos ocurrencias sucesivas de uno de los eventos repetitivos de caminar” (Whittle, 2007, p.52). Aunque realmente se podría escoger cualquier evento para definir el inicio de este ciclo, está generalizado el uso del instante en el cual un pie contacta con el suelo, evento conocido como *contacto inicial* (Whittle, 2007). De este modo, el ciclo de marcha “empieza en el instante del contacto de un pie con el suelo y finaliza en el instante inmediatamente anterior a que ese mismo pie vuelva a contactar con el suelo para iniciar el paso siguiente” (Mademli y Morey, 2015, p.401). Cuando se inicia la marcha con el contacto del pie derecho (Figura 10), el ciclo continuará hasta que el pie derecho vuelva a tocar el suelo. Igualmente, el pie izquierdo pasará exactamente por los mismos eventos que el derecho, pero desplazado medio ciclo en el tiempo.

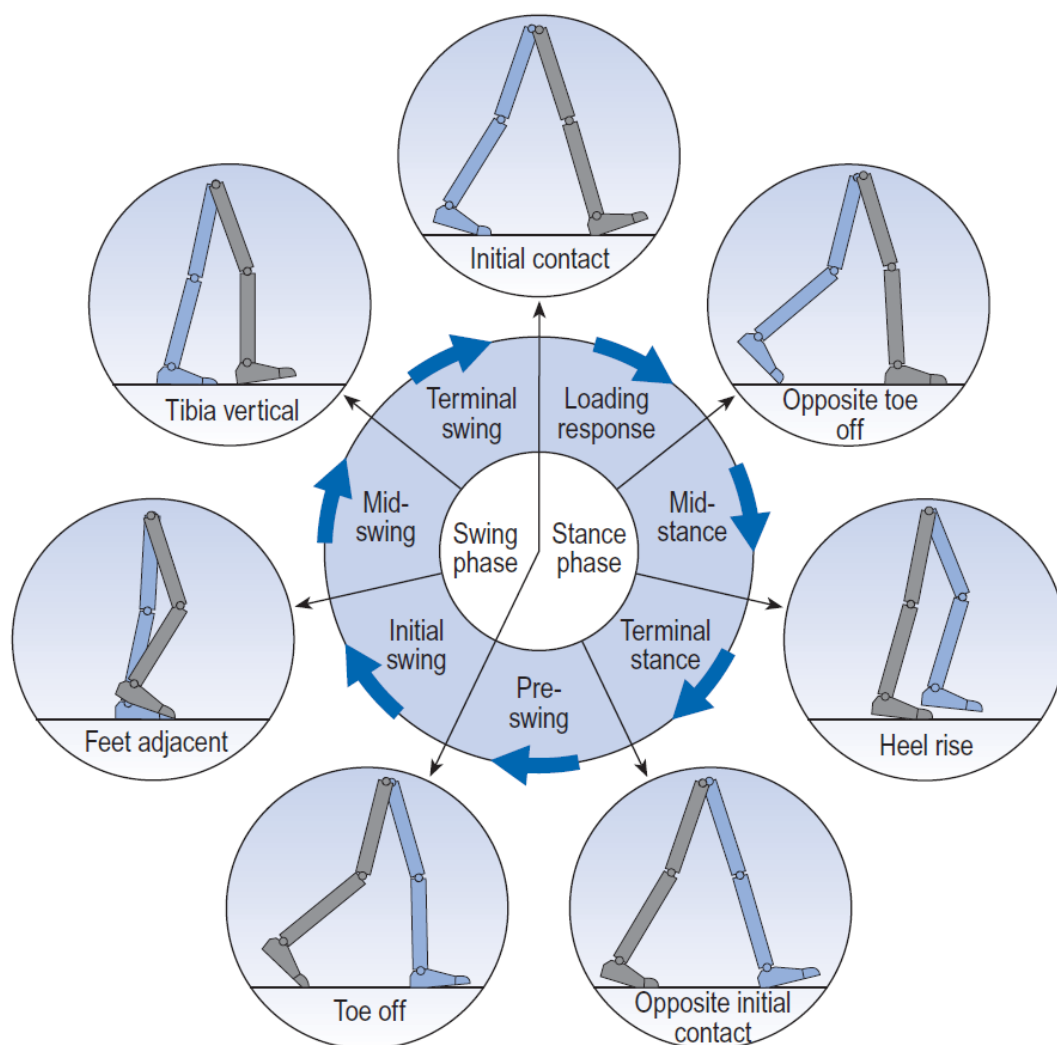


Figura 10. Ciclo de marcha de la pierna derecha (en gris) (Whittle, 2007)

Tal y como resume el propio Whittle (2007) en la Figura 10, el ciclo de marcha se descompone en **7 eventos** (en los círculos externos) que marcan la transición entre otros tantos periodos (en el círculo interno). Estos 7 periodos se estructuran a su vez en **2 fases** distintas: fase de apoyo y fase de oscilación (en la parte más interna de la figura).

1. **Contacto inicial** (*initial contact*). Es el comienzo de la “respuesta a la carga”, que es el primer período de la fase de apoyo. Este evento también es conocido por otros nombres como *heel strike*, *heel contact*, *footstrike*, o *foot contact*.
2. **Despegue del pie opuesto** (*opposite toe off*). Es el final del periodo de “respuesta a la carga” (primer periodo bipodal) y el inicio del periodo de “apoyo medio” (apoyo unipodal). El antepié, que estaba bajando mediante flexión plantar de tobillo, entra en contacto con suelo, mientras que aproximadamente al mismo tiempo, el pie opuesto se despegaba. En el lado opuesto (izquierdo) este evento marca el final de la fase de apoyo y el inicio de la fase de oscilación.
3. **Elevación del talón** (*heel rise*). Este evento, conocido también como *heel off*, marca la transición entre los periodos “apoyo medio” y “apoyo final”. Es el momento en el cual el talón empieza a despegarse del suelo.
4. **Contacto inicial del pie opuesto** (*opposite initial contact*). En la marcha simétrica, este evento tiene lugar cerca del 50% del ciclo. Marca el final del apoyo unipodal y el inicio del periodo “pre-oscilación” (segundo periodo bipodal). En el momento que se produce el contacto inicial del pie opuesto, la cadera empieza a flexionarse, la rodilla ya se encuentra flexionada y el tobillo está realizando una flexión plantar.
5. **Despegue** (*toe off*). Ocurre aproximadamente en el 60% del ciclo de marcha. Este evento separa los periodos “pre-oscilación” y “oscilación inicial”. Además, es el punto en el que finaliza la fase de apoyo y empieza la fase de oscilación
6. **Pies adyacentes** (*feet adjacent*). Separa el periodo de “oscilación inicial” del de “oscilación media”. Es el momento en el que la pierna de oscilación adelanta la pierna de apoyo, y los dos pies están uno al lado del otro.
7. **Tibia vertical** (*tibia vertical*). Este evento divide los periodos de “oscilación media” y “oscilación final”, y está marcado por el hecho de que la tibia de la pierna de oscilación está en vertical.

Como ya se ha señalado, con la propuesta de Whittle (2007), estos 7 eventos subdividen el ciclo de marcha en **7 periodos**. Así pues, cuatro periodos ocurrirán en la fase de apoyo y tres en la fase de oscilación:

- **Fase de apoyo** (*stance phase*), que se produce mientras el pie está en contacto con el suelo. Por tanto, empieza con el contacto inicial del talón y finaliza con el despegue del antepié, siendo su principal característica la toma de contacto con el suelo, la transferencia y aplicación de fuerzas y los mecanismos de optimización que permiten avanzar sin requerimientos fisiológicos excesivos (Encarnación Martínez, 2012). Esta fase suele ocupar el 60% del ciclo de marcha (Whittle, 2007) (Figura 11).
 - **Respuesta a la carga** (*loading response*). Es el periodo de doble apoyo comprendido entre los eventos “contacto inicial” y “despegue del pie opuesto”. La fuerza de reacción del suelo aumenta rápidamente su magnitud, en dirección hacia arriba y hacia atrás. Durante este periodo, el miembro inferior absorbe el impacto inicial para mantener la estabilidad y la progresión, produciéndose una flexión de rodilla, flexión plantar de tobillo, y estabilización de cadera.
 - **Apoyo medio** (*mid-stance*). Es el periodo entre los eventos “despegue del pie opuesto” y “elevación del talón”, es decir, el momento en el que la pierna que se encuentra en la fase de oscilación pasa por delante de la que se encuentra en la fase de apoyo (se corresponde con el evento “pies adyacentes”). Tras el completo apoyo del pie, tanto tobillo como rodilla y cadera empiezan a extenderse.
 - **Apoyo final** (*terminal stance*). Este periodo comprende entre el evento de “elevación del talón” hasta el “contacto inicial del pie opuesto”. Durante este tiempo, el pie de oscilación (el contrario) sobrepasará el pie de apoyo, produciéndose un desequilibrio hacia adelante. La rodilla terminará su extensión y comenzará a flexionarse mientras la cadera sigue extendida.
 - **Pre-oscilación** (*pre-swing*). Este periodo se encuentra entre los eventos “contacto inicial del pie opuesto” y “despegue”. En este momento tiene lugar una transferencia de peso de una pierna a otra. Se

produce una flexión plantar de tobillo, la rodilla sigue flexionándose y la cadera va reduciendo su extensión.

- **Fase de oscilación** (*swing phase*), cuando el mismo pie avanza por el aire y se prepara para el próximo apoyo. Así pues, comienza en el instante de despegue del antepié y acaba con el contacto del talón con el suelo (Encarnación Martínez, 2012). Esta fase supone alrededor del 40% del ciclo de marcha (Whittle, 2007) (Figura 10 y Figura 11).
 - **Oscilación inicial** (*initial swing*). Este periodo, considerado como el primer tercio de la fase de oscilación, comprende entre los eventos de “despegue” y “pies adyacentes”. Durante este tiempo se lleva a cabo una flexión de rodilla y cadera con el objetivo de facilitar la separación del pie con el suelo.
 - **Oscilación media** (*mid-swing*). Se inicia tras el evento de “pies adyacentes” y finaliza con “tibia vertical”. La progresión de la pierna hacia adelante es causada por una flexión continua de la cadera, acompañada de un movimiento de péndulo realizado por la rodilla gracias a la acción de la gravedad. Finalmente, se produce una dorsiflexión de tobillo buscando una posición neutra (0°).
 - **Oscilación final** (*terminal swing*). Este último periodo, previo al inicio de un nuevo ciclo de marcha, está comprendido entre el evento de “tibia vertical” y el de “contacto inicial” (o final, en este caso). Así pues, se frena tanto la flexión de cadera como la de rodilla, quedando esta última en extensión. El fémur quedará adelantado con el tobillo en posición cercana a 0° .

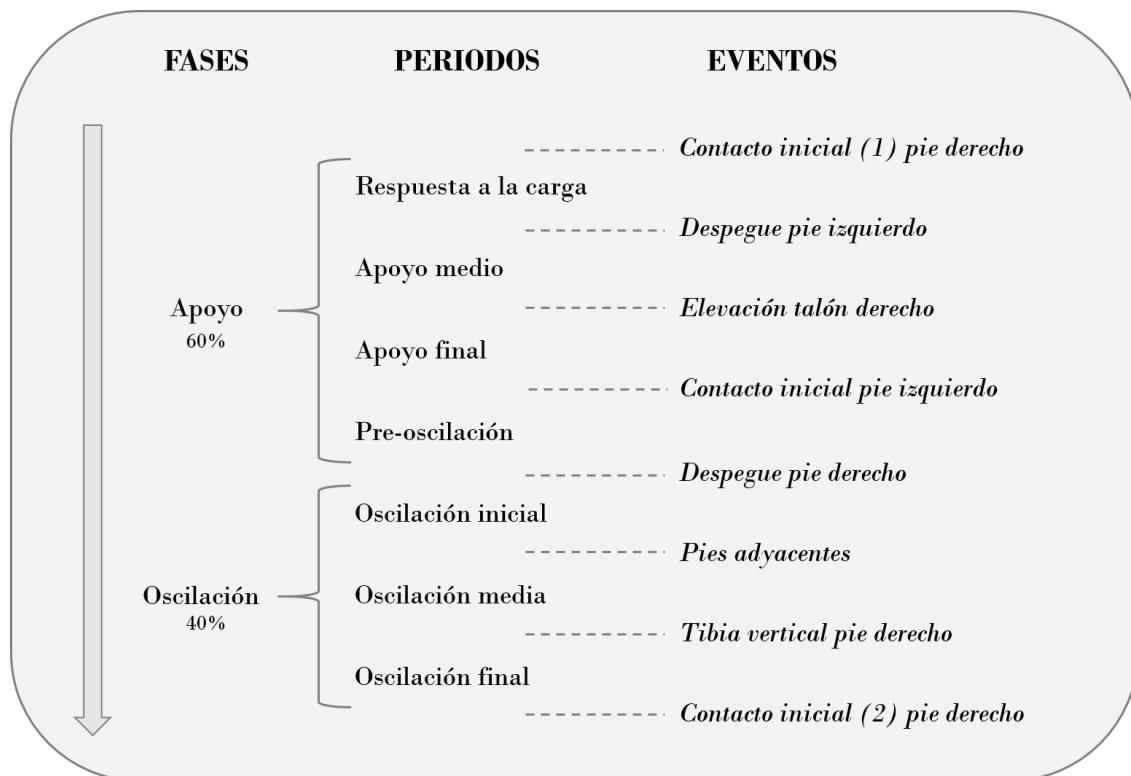


Figura 11. Descomposición del ciclo de marcha (adaptado de Whittle, 2007).

En este sentido, dentro del ciclo de marcha existen dos instantes de transición en el que ambos pies están en contacto con el suelo, conocidos como periodos de **apoyo bipodal** o de doble apoyo. Por el contrario, aquellos momentos en los que solamente hay un pie en contacto con el suelo mientras el contralateral está en la fase de oscilación, serán periodos de **apoyo unipodal** o monopodal. La Figura 12 muestra la temporalización de un ciclo de marcha completo, en el que se pueden observar tanto los periodos de apoyo bipodal como unipodal.

Dos conceptos espacio-temporales relacionados con la marcha son necesarios para su comprensión: el paso y la zancada (Figura 13). La longitud del paso se define como “la distancia entre un mismo punto de cada pie (generalmente el talón) durante el apoyo bipodal” (Kaufman y Sutherland, 2006, p.42). En cambio, la longitud de la zancada se define como “la distancia recorrida entre dos contactos sucesivos del mismo pie” (Kaufman y Sutherland, 2006, p.42), que generalmente será desde el contacto inicial del talón hasta que ese mismo talón vuelve a contactar tras el ciclo de marcha completo. Por tanto, cada zancada estará compuesta por un paso derecho y un paso izquierdo.

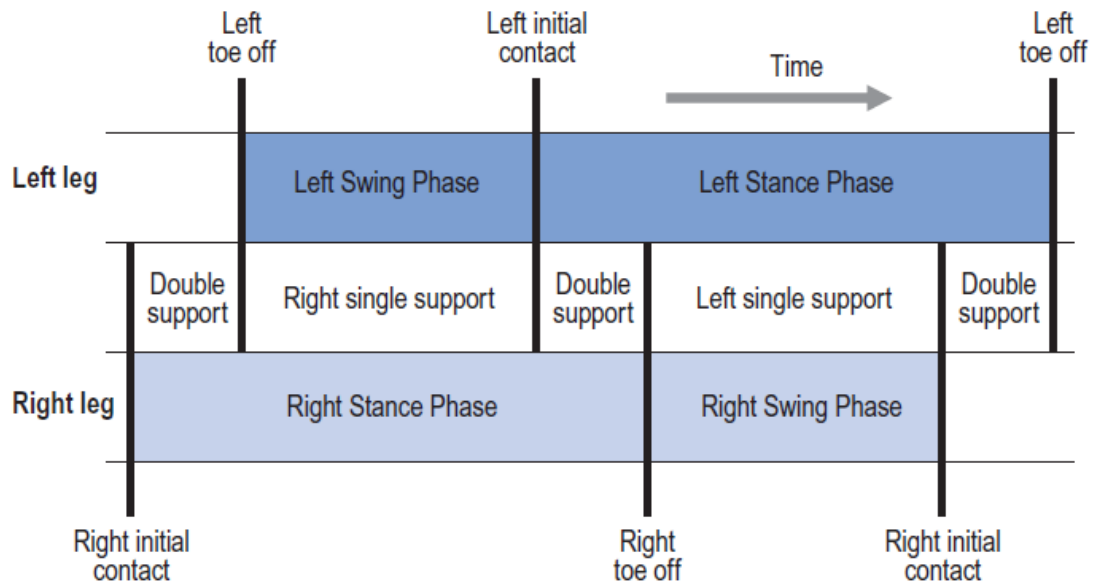


Figura 12. Temporalización de los apoyos bipodales y unipodales durante un ciclo de marcha (Whittle, 2007).

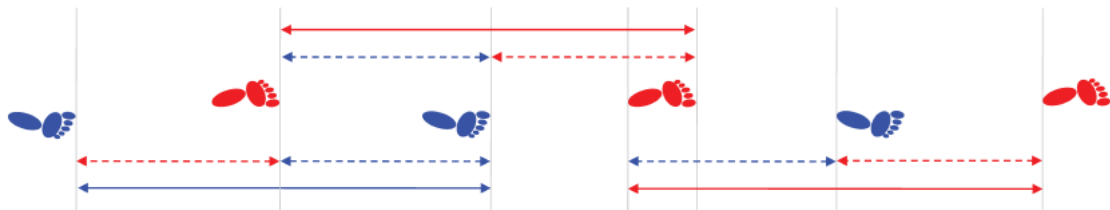


Figura 13. Longitudes de paso (línea discontinua) y zancada (línea continua) en marcha simétrica (R. Baker y Hart, 2013).

1.3.2. Efectos del envejecimiento sobre parámetros biomecánicos

El envejecimiento provoca una serie de modificaciones sobre los parámetros biomecánicos frecuentemente analizados durante la marcha, como son los parámetros espacio-temporales, de aceleración y de distribución plantar (Pérez-Soriano y Llana Belloch, 2015; Whittle, 2007) (Tabla 1).

En los AMs la marcha se ve alterada por dos factores: los efectos de la edad y los condicionantes patológicos, más comunes conforme avanza la edad (Whittle, 2007). Entre las causas más habituales que provocan trastornos en la marcha encontramos condiciones neurológicas (deficiencias sensoriales y/o motoras), problemas ortopédicos (por ejemplo, osteoartritis o deformidades esqueléticas) y condiciones médicas

(insuficiencia cardíaca y/o respiratoria, enfermedades arteriales, obesidad, etc.) (Pirker y Katzenschlager, 2017).

A los 60 años el 85% de las personas mantienen una marcha normal, pero a partir de los 85 en adelante esta proporción se reduce hasta el 18% (Nielsen, 2003). Así pues, los trastornos de la marcha puede tener graves consecuencias, siendo la más notoria de ellas las caídas, las cuales suelen estar causadas por un problema subyacente en la marcha (Snijders, van de Warrenburg, Giladi, y Bloem, 2007). De hecho, se estima que, cada año, entre un 30 y un 40% de las personas mayores de 65 años caerá al menos una vez (Ambrose, Paul, y Hausdorff, 2013). De este modo, las caídas surgen como la causa más común de lesiones severas entre los AMs y su posterior reducción de la calidad de vida y pérdida de independencia (Pirker y Katzenschlager, 2017), siendo además la mayor causa de mortalidad y morbilidad en esta población (Ambrose et al., 2013).

Entre las **modificaciones espacio-temporales** más relevantes en la marcha se encuentran una reducción de la longitud de zancada, aumento del tiempo del ciclo (reducción de la cadencia), aumento del tiempo de la fase de apoyo, aumento del tiempo de apoyo bipodal, aumento de la base de sustentación, y reducción de la velocidad (Ambrose et al., 2013; Pirker y Katzenschlager, 2017; Whittle, 2007). Dichos cambios tienen como objetivo mejorar la seguridad durante la marcha: por un lado, la disminución de la longitud de zancada y el aumento de la base de sustentación facilitan el mantenimiento del equilibrio; y por otro lado el aumento del tiempo del ciclo (reducción de la cadencia) y del tiempo de la fase de apoyo reduce el porcentaje del ciclo de marcha en el que sólo hay apoyo unipodal aumentándose el de apoyo bipodal (Whittle, 2007).

En cuanto a los **impactos de aceleración** producidos durante la marcha en AMs, parece ser que la población mayor presenta menores niveles de aceleración en cabeza y en tronco (Kavanagh y Menz, 2008; Menz, Lord, y Fitzpatrick, 2003). Esta reducción posiblemente sea una respuesta compensatoria frente a la degeneración de sistemas fisiológicos como los relacionados con la visión, la sensación y la fuerza del tren inferior (Menz et al., 2003).

Este cambio en el patrón de aceleración del tronco y la cabeza sugiere que los AMs caminan con el tren superior más rígido para intentar reducir las aceleraciones máximas alrededor del contacto inicial del pie con el suelo (Kavanagh, Barrett, y Morrison, 2004), lo que supondrá, también, una modificación de los valores de aceleración registrados en el tren inferior. Al igual que sucede con los cambios producidos

en los parámetros espacio-temporales, la modificación del patrón de marcha de los AMs hacia uno más “cauteloso” o “conservador” en comparación con adultos jóvenes responde a la necesidad de conseguir un mayor control sobre el movimiento del tronco, reduciendo de este modo la carga en el sistema postural (Kavanagh y Menz, 2008).

Otro aspecto importante relacionado con los impactos de aceleración es la atenuación, es decir, la capacidad del cuerpo humano de atenuar los impactos producidos durante la marcha. Con el aumento de la edad esta capacidad disminuye (Prince, Corriveau, Hébert, y Winter, 1997), de manera que se ve incrementada la posibilidad de aparición de lesiones degenerativas por sobreuso, muy comunes entre la población mayor (Cress et al., 2006). De este modo, la atenuación surge como un factor determinante en la aparición y/o prevención de este tipo de lesiones (Coventry, O’Connor, Hart, Earl, y Ebersole, 2006).

A lo largo de la vida, la función del pie también cambia a causa del crecimiento, el envejecimiento y los procesos degenerativos provocados por algunas enfermedades (Bosch, Nagel, Weigend, y Rosenbaum, 2009). Uno de los aspectos biomecánicos más estudiados en la marcha del AM ha sido la **distribución de las presiones plantares** dada su relación con el riesgo de ulceración, lesión tisular y dolor (Burnfield, Few, Mohamed, y Perry, 2004). Este último factor, el dolor, resulta determinante en la reducción del nivel y el patrón de actividad física, afectando también a la función del pie y el equilibrio (Muchna et al., 2018).

Con el paso de los años el pie se hace más pronador, aumenta el grosor de la fascia plantar y la rigidez del tejido blando plantar, mientras que el rango de movimiento y la fuerza de la articulación del tobillo disminuye (McKay et al., 2017). Todos estos cambios tienen como resultado valores de presión más altos en los AMs en comparación con población más joven (Bosch et al., 2009; McKay et al., 2017), favoreciendo, además, la aparición de problemas en los pies (Muchna et al., 2018).

Todas estas variables espacio-temporales, de aceleración, y de presión plantar, comentadas anteriormente, deben ser registradas mediante técnicas de instrumentación específicas que permitan su posterior análisis.

Tabla 1. Efectos del envejecimiento sobre parámetros biomecánicos de la marcha.

Parámetros biomecánicos	Variables	Efectos
Espacio-Temporales	Longitud de zancada	↘
	Cadencia	↘
	Tiempo fase de apoyo	↗
	Tiempo apoyo bipodal	↗
	Base de sustentación	↗
	Velocidad	↘
Impactos de aceleración	Aceleración en cabeza	↘
	Aceleración en tronco	↘
	Aceleración tren inferior	↘
	Atenuación	↘
Presión plantar	Presión máxima	↗

↗: aumento; ↘: reducción.

1.3.3. Técnicas de instrumentación de análisis biomecánico

1.3.3.1. Sistemas de análisis de parámetros espacio-temporales

Las variables espacio-temporales de la marcha pueden ser analizadas con diferentes técnicas de análisis que permitirán la obtención de datos cuantitativos y objetivos.

Entre las herramientas más utilizadas para el cálculo del tiempo se encuentra el cronoscopio, que conectado a distintos métodos de accionamiento (como las fotocélulas o las plataformas de contacto) responderá ante diferentes eventos iniciando o deteniendo el registro del tiempo (Pérez-Soriano y Llana, 2015). Este sistema permitirá calcular indirectamente y de forma sencilla la velocidad media de desplazamiento ($v = e / t$).

Otra técnica ampliamente utilizada son los sistemas de medición óptica (como OptoGait[®]). Estos sistemas están compuestos por dos barras ópticas, una transmisora y otra receptora, que contienen leds infrarrojos que se comunican continuamente, de manera que son capaces de detectar las interrupciones en la señal luminosa y su duración (Lienhard, Schneider, y Maffiuletti, 2013). Mediante este tipo de técnicas se pueden

calcular automáticamente variables como longitud de zancada, frecuencia de zancada, o tiempo de contacto, entre otros (Gil Calvo, 2018).

Una de las técnicas más empleadas para el análisis cinemático de la marcha son los sistemas de fotogrametría (como Qualisys[®], Vicon[®] u OptiTrack[®]), que determinan la posición de determinados puntos anatómicos, previamente identificados mediante marcadores reflectantes, a lo largo del tiempo (Pérez-Soriano y Llana, 2015). En la actualidad esta técnica se fundamenta en la toma de imágenes mediante cámaras de alta velocidad sincronizadas entre sí, de manera que permite la digitalización de imágenes para la realización de un análisis tridimensional (Pérez-Soriano y Llana, 2015).

Además de los sistemas explicados anteriormente, existen muchas otras técnicas que también permiten el cálculo de parámetros espacio-temporales de la marcha, como la dinamografía (plataforma de fuerzas), la acelerometría o la presurometría. En la presente tesis doctoral el cálculo de dichos parámetros se llevó a cabo mediante los sistemas de acelerometría y presurometría, descritos a continuación.

1.3.3.2. Acelerometría

La acelerometría es una técnica que empezó a emplearse primero en ingeniería mecánica y que posteriormente se extendió al ámbito de la biomecánica, permitiendo registrar la aceleración o deceleración de un cuerpo (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018). Dicho registro se lleva a cabo mediante unos sensores capaces de detectar fuertes aceleraciones en cortos periodos de tiempo, como, por ejemplo, los impactos producidos en el organismo durante la marcha. Estos sensores inerciales son capaces de medir el cambio de velocidad que experimenta una masa, es decir, su aceleración, expresado en m/s^2 (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018). Esta aceleración, aplicada al análisis de los impactos, se expresa generalmente en “g”, considerando que $1 g = 9,8 m/s^2$, es decir, la aceleración de la gravedad. El mecanismo básico de medición de la aceleración es un sistema de masa-resorte basado en los principios de la Ley de Hooke ($F = k \cdot x$) y la Segunda Ley de Newton ($F = m \cdot a$) (Lucas Cuevas, 2016).

Actualmente el uso de técnicas de acelerometría se encuentra en pleno auge debido al reducido tamaño de los sensores, su precisión y su capacidad de almacenamiento de datos, permitiendo evaluar diferentes variables de interés en la marcha humana (Kobsar,

Olson, Paranjape, Hadjistavropoulos, y Barden, 2014). Los sensores utilizados en el ámbito de la biomecánica deportiva tienen el nombre de **acelerómetros**, que son “instrumentos de baja masa, que permiten registrar las aceleraciones/deceleraciones en un segmento corporal durante la actividad físico/deportiva” (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018, p.9). Según el número de ejes que se puedan registrar, el acelerómetro será uniaxial (un eje), biaxial (dos ejes) o triaxial (tres ejes) (Figura 14), de manera que permitirá el análisis de las aceleraciones en los ejes vertical, antero-posterior y/o medio-lateral (Figura 15). Estos acelerómetros son cada vez más utilizados en nuestra área, ya que presentan una serie de ventajas importantes, como el reducido coste económico (en comparación con otros equipos, como las plataformas de fuerzas), su pequeño tamaño y ligereza, que permite su colocación en diferentes partes del cuerpo sin que esto altere el movimiento normal, y su portabilidad, permitiendo la realización de pruebas fuera del entorno del laboratorio (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018).

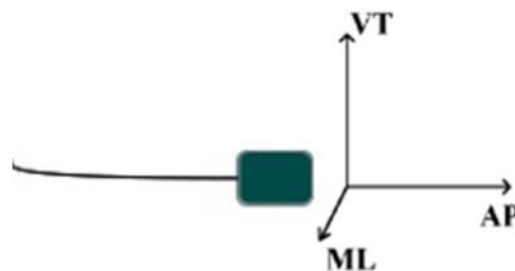


Figura 14. Acelerómetro triaxial capaz de registrar aceleraciones en los 3 ejes (vertical: VT; antero-posterior: AP; medio-lateral: ML) (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018)

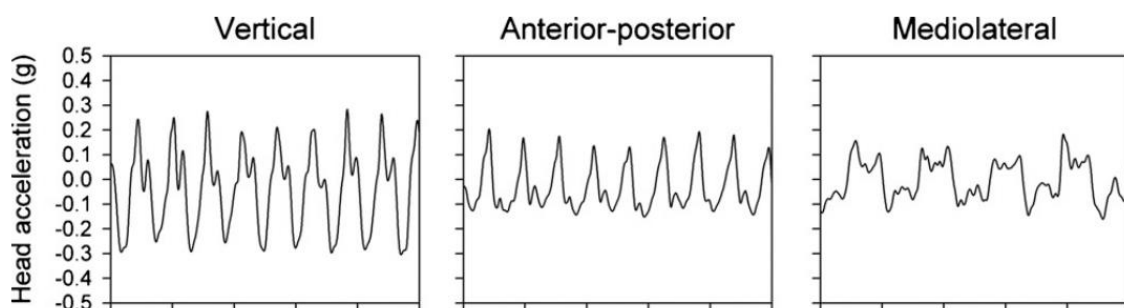


Figura 15. Aceleraciones verticales, antero-posteriores y medio-laterales registradas mediante un acelerómetro triaxial durante la marcha (Kavanagh y Menz, 2008).

La instrumentación de estos sensores en los sujetos analizados puede realizarse de dos formas (Encarnación Martínez, 2012; Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018): (a) Contacto directo con la superficie ósea, método inviable en la actualidad en el ámbito físico-deportivo debido a su naturaleza invasiva; (b) Superficial, es decir, sobre la piel del segmento corporal que se pretende analizar. De este modo, cuando se utiliza este último método, la sujeción de los acelerómetros a la piel debe ser lo más rígida posible para evitar interferencias en el registro de la señal (ruido), por lo que, generalmente, se fija a prominencias óseas (Encarnación Martínez, 2012). En la Figura 16 se muestra un ejemplo de fijación de un acelerómetro en la tibia derecha, mientras que en la Figura 17 se puede observar la colocación de un sensor en la cabeza (frente).

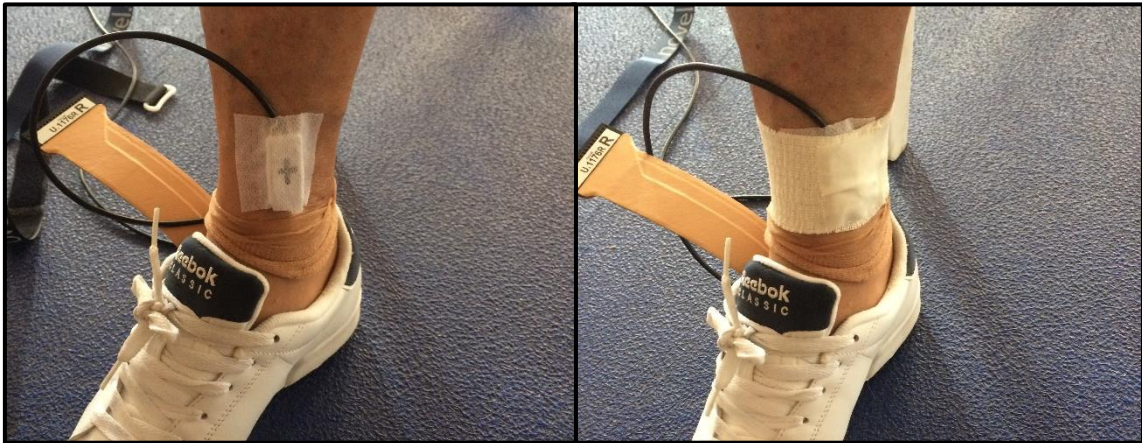


Figura 16. Fijación de un acelerómetro en la tibia derecha.



Figura 17. Fijación de un acelerómetro en la frente.

El equipo de acelerometría (Figura 18) generalmente se compone de varios sensores que registran la señal de acelerometría, conectados a un dispositivo que envía (normalmente mediante Bluetooth) la señal registrada por los acelerómetros, un receptor (hardware) que recibe dicha señal y un software que permite visualizar y gestionar la información recibida en un ordenador, tableta o dispositivo móvil (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018)



Figura 18. Esquema del funcionamiento de un equipo de acelerometría inalámbrico con dos acelerómetros (tibia y cabeza) (Pérez-Soriano y Llana, 2015).

1.3.3.3. Presurometría

Cuando el peso corporal recae sobre el pie de apoyo durante la marcha, se generan unas fuerzas verticales, así como también antero-posteriores y medio-laterales. De acuerdo a la tercera ley de Newton (principio de acción y reacción), el suelo inmóvil reacciona con fuerzas de la misma intensidad pero de dirección opuesta a las que produce el miembro que soporta el peso, conocidas como fuerzas de reacción del suelo (GRF, por sus siglas en inglés: *ground reaction forces*) (Lucas Cuevas, 2016). La suma de todas las fuerzas de reacción del suelo se expresa como un vector resultante (con un punto de

presión). Sin embargo, durante la marcha estas fuerzas se aplican a través del calzado o el pie de la persona durante un apoyo, por lo que el vector de fuerza se distribuye sobre toda el área de contacto, y dicha distribución se puede analizar utilizando el concepto de presión, que se define como la fuerza que se ejerce por unidad de superficie ($P = F / S$) (Aguado, 2015; Lucas Cuevas, 2016). En el Sistema Internacional de Unidades la presión se expresa en Pascal (Pa), equivalente a un Newton por metro cuadrado ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} \cdot \text{m}^2$), aunque durante el análisis de la marcha es frecuentemente utilizado el kilopascal (kPa; $1 \text{ kPa} = 1000 \text{ Pa}$).

El registro de las presiones plantares, que suceden en la interfase pie-suelo (o pie-calzado), puede realizarse básicamente mediante dos tipos diferentes de sistemas: dinámicos o estáticos (Encarnación Martínez, 2012). Mientras que estos últimos registran información descontextualizada del movimiento, ya que no analizan a nivel temporal, los sistemas dinámicos aportan mejores criterios para el estudio del pie y su clasificación (Razeghi y Batt, 2002). Así pues, la medición de la huella plantar, es decir, el registro de la imagen del pie durante un apoyo estático, es propio de sistemas estáticos; mientras que las técnicas de registro de las presiones plantares (expresadas generalmente en kPa), se corresponden con sistemas dinámicos, ya que dicho registro se produce durante la marcha (Encarnación Martínez, 2012). Por un lado, dentro de la evaluación estática, los sistemas más utilizados son la pedigráfica, el fotopodograma, el podoscopio (banco de marcha), las espumas fenólicas, los moldes de escayola y el escáner; y por otro lado, en cuanto a la evaluación dinámica, los más comunes son las plataformas de presión, las mantas de presión, y las plantillas instrumentadas (Encarnación Martínez, 2012; Lucas Cuevas, 2016).

En los últimos años, las plantillas instrumentadas se han convertido en una de las herramientas más utilizadas para el análisis de la distribución de las presiones en el apoyo dinámico del cuerpo humano (Pérez-Soriano y Llana, 2015). Además del registro y análisis dinámico de la distribución de las presiones, este sistema permite también determinar mapas de presiones a lo largo del tiempo de apoyo, así como también calcular la componente vertical de la fuerza resultante y la evolución del baricentro (Encarnación Martínez, 2012). Se trata de unas plantillas flexibles instrumentadas con sensores piezoeléctricos sensibles a la presión que se introducen dentro del calzado. Algunas ventajas de este sistema son la posibilidad de análisis de la interacción plantilla-pie-calzado de manera directa, la mayor libertad de movimientos puesto que permite caminar

libremente, y la no-modificación de la marcha normal de los sujetos de evaluación, a diferencia de las plataformas de presión donde han de hacer coincidir los pasos con la localización de la plataforma (Encarnación Martínez, 2012). Se trata del sistema más fiable, puesto que reproduce las presiones plantares de un modo más fisiológico al permitir deambular libremente, permitiendo registrar múltiples pasos en una sola medición, aumentando de este modo la fiabilidad de las medidas de presión plantar y alcanzando estimaciones estadísticas más sólidas (Escamilla, Gómez, Sánchez, y Martínez, 2015).

El uso del sistema de plantillas instrumentadas es bastante sencillo. Se introducen las plantillas dentro del calzado (seleccionando la medida adecuada) y se conectan a unos transductores que, posteriormente, se fijan a la pierna del participante (Figura 19). Así, durante el registro de las presiones, los transductores envían la señal a un ordenador (con un software específico; Figura 20) que realiza la función de recoger y tratar dicha señal para su posterior análisis (Escamilla et al., 2015).



Figura 19. Participante instrumentado con sistema de medición de presiones plantares Pedar-X (Novel®) y con sistema de acelerometría Acelsystem (Blautic®)

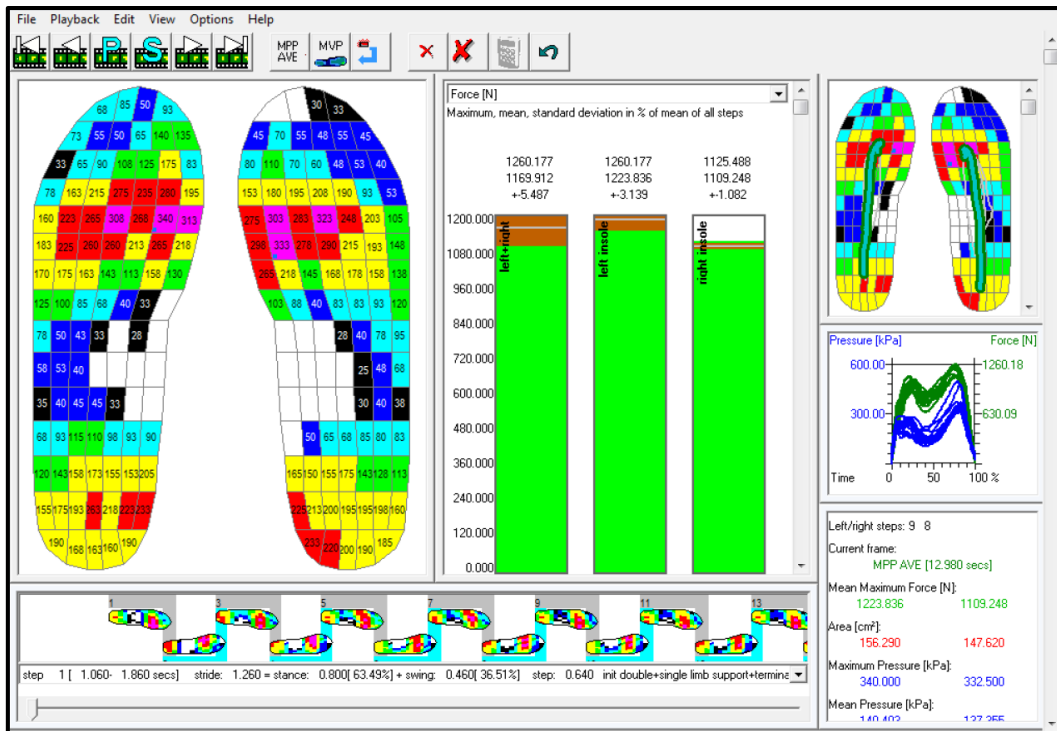


Figura 20. Software del sistema de plantillas instrumentadas Pedar-X (Novel®).

PUNTOS CLAVE

- ✓ *La marcha es la forma de locomoción del cuerpo humano en posición erecta y en movimiento, en la que apoya primero una pierna y luego la otra, alternativamente, estando siempre al menos un pie en contacto con el suelo para proveer tanto de apoyo como de propulsión.*
- ✓ *El ciclo de marcha se divide en fase de apoyo (4 periodos: respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final, y pre-oscilación) y fase de oscilación (3 periodos: oscilación inicial, media, y final).*
- ✓ *Con la edad se modifica el patrón de marcha normal hacia uno más cauteloso y conservador: reducción de longitud de zancada y velocidad, aumento de fase de apoyo y base de sustentación, reducción de niveles de aceleración y de atenuación, incremento de valores de presión plantar.*
- ✓ *Entre las principales técnicas de análisis biomecánico de la marcha destacan los sistemas de análisis de parámetros espacio-temporales, la acelerometría y la presurometría.*

1.4. Programas de entrenamiento físico para adultos mayores

En este punto se realizará una breve revisión sobre la evolución de las recomendaciones llevadas a cabo por el Colegio Americano de Medicina del Deporte (ACSM, por sus siglas en inglés: *American College of Sports Medicine*) respecto al diseño de programas de entrenamiento destinados a AMs (Almonacid, 2013; Almonacid y Blasco-Lafarga, 2016).

Desde el año 1998, el ACSM se ha encargado de la publicación de documentos de consenso en torno a la actividad física para la población mayor. Las primeras recomendaciones (Mazzeo et al., 1998) tuvieron un carácter muy general. Como trabajo cardiovascular se proponían actividades aeróbicas que implicaran un número elevado de grupos musculares (como caminar, nadar o pedalear), pero sin establecer pautas respecto a la intensidad o el volumen. Como herramienta de prevención frente a la sarcopenia y la debilidad muscular, se recomendaba un trabajo de fuerza, aunque tampoco se detallaron los valores de carga del entrenamiento. Un aspecto importante que destacaron fue el trabajo del control postural para prevenir las caídas, reconociendo, sin embargo, que todavía no existían evidencias sobre ningún tipo de ejercicio físico que realmente lo mejorara. Aun así, recomendaban la realización de tareas para trabajar el equilibrio y la transferencia de peso. Finalmente, proponían la inclusión de ejercicios de estiramiento para aumentar el rango de movimiento entre los AMs, con especial énfasis en personas con movilidad reducida. No obstante, de nuevo faltaban evidencias científicas sobre la efectividad de este tipo de trabajo.

En el siguiente documento de posicionamiento de la ACSM (Nelson et al., 2007) se realizó una actualización de las anteriores recomendaciones, especificando ya volumen, intensidad y frecuencia semanal para el trabajo cardiovascular y de fuerza. Así pues, se proponía la aplicación de programas de actividad física para AMs que incluyeran ejercicio aeróbico continuo de intensidad de moderada a vigorosa, trabajo de fuerza contra resistencia con autocarga progresando en la intensidad y dirigidos a grandes grupos musculares, y ejercicios de flexibilidad. Aunque en este documento ya existen evidencias sólidas sobre los beneficios del trabajo de fuerza y aeróbicos en AMs, se reconoce que todavía no existen sobre las bondades de los ejercicios de flexibilidad en esta población. Además de los ejercicios explicados anteriormente, también se recomendaba incluir un

trabajo de equilibrio en aquellas personas con riesgo de caídas, aunque dando preferencia a ejercicios analíticos frente a actividades con un alto componente de equilibrio. Por último, resulta relevante explicar que en este documento ya se rehúye de la orientación tradicional del ejercicio físico con un objetivo de mantenimiento de los niveles de capacidad funcional de los AMs, recomendando, por tanto, la búsqueda de su mejora.

En la última actualización de la ACSM respecto al ejercicio y la actividad física para AMs (Chodzko-Zajko et al., 2009) se realiza una revisión sobre las evidencias científicas existentes de los beneficios de los diferentes tipos de ejercicio físico. De este modo, el ejercicio de fuerza y aeróbico muestran efectos más robustos en comparación con el trabajo de equilibrio y, especialmente, de flexibilidad. En resumen, el trabajo de fuerza aumenta la fuerza máxima y la potencia muscular, contrarresta la pérdida de densidad mineral ósea, mejora la composición corporal, y se abre la puerta a posibles efectos metabólicos y endocrinos. Por otro lado, en cuanto a los beneficios del ejercicio aeróbico, contrarresta también la pérdida de densidad mineral ósea, reduce la masa grasa en mayores con sobrepeso, mejora la respuesta cardiovascular al ejercicio, mejora el VO_2max , y produce adaptaciones metabólicas. En cuanto al trabajo de flexibilidad, aunque ya existen algunas evidencias de que ejercicios de movilidad articular mejoran esta capacidad, se concluye que todavía no existe un consenso sobre qué ejercicios son más efectivos y con qué niveles de carga. Por último, en cuanto a las recomendaciones de los ejercicios de equilibrio para personas con riesgo de caídas, a diferencia del documento anterior, en esta actualización ya se propone la introducción de programas multimodales basados en la combinación de trabajo de fuerza y equilibrio.

Aunque tras la última actualización de la ACSM de 2009 no se ha publicado otro documento de consenso dirigido específicamente a AMs, este mismo organismo publicó posteriormente recomendaciones generales para adultos (Garber et al., 2011), entre las cuales se recogen algunas destinadas a la población de mayor edad. En este artículo, por primera vez, se habla del entrenamiento neuromotor o funcional y del entrenamiento multicomponente y su potencial en AMs. Respecto al primero, englobaría programas con ejercicios de agilidad, coordinación, propiocepción y trabajo del patrón de la marcha. Y en cuanto al entrenamiento multicomponente, estaría compuesto por ejercicios propios del entrenamiento neuromotor junto con un trabajo de fuerza y flexibilidad. Finalmente, en este último posicionamiento, ya se recomiendan los ejercicios de equilibrio (dentro de

los programas neuromotores) para todos los AMs, y no solamente en personas con riesgo de caídas.

A continuación, y tras esta breve revisión de los tipos de ejercicio destinados a la población mayor, se explicará en más profundidad las características de los tipos de entrenamiento aplicados en esta investigación: el entrenamiento multicomponente y el entrenamiento interválico.

1.4.1. El entrenamiento multicomponente

En la actualidad, además de los métodos de entrenamiento para AMs más tradicionales destinados a la mejora específica de una sola capacidad física (equilibrio, fuerza, flexibilidad, etc.), existen varias propuestas de entrenamiento dirigidas a trabajar más de una cualidad a la vez, y en las cuales se centrará este apartado.

En primer lugar, se encuentra el entrenamiento conocido como concurrente, en el que cada capacidad física se trabaja aisladamente, concurriendo bien dentro de cada sesión o bien a lo largo del microciclo (Martínez Navarro, 2014). En esta propuesta se trabaja principalmente la fuerza y la resistencia con el objetivo de mejorar la función neuromuscular y cardiovascular, y de manera consecuente, la capacidad funcional (Cadore e Izquierdo, 2013), proponiendo en su metodología, dentro de una misma sesión, la introducción del trabajo de fuerza previamente al de resistencia (Cadore et al., 2012).

En segundo lugar, en los últimos años ha aumentado su popularidad el entrenamiento funcional, también conocido como neuromotor (Garber et al., 2011; Martínez Navarro, 2014). Uno de los principales objetivos del entrenamiento en AMs es mantener la capacidad de realizar las AVD de manera independiente durante el mayor tiempo posible. Así pues, este método trata de reproducir en el AM exigencias propias de estas actividades con el objetivo de conseguir una mejora en su desempeño (Martínez Navarro, 2014). Así pues, este tipo de entrenamiento se centra en la estrategia propuesta por Steib, Schoene, y Pfeifer (2010), es decir, dar máxima prioridad al principio de especificidad. De este modo, el entrenamiento funcional incluye ejercicios funcionales de propiocepción, equilibrio, coordinación, agilidad y mejora del patrón de la marcha (Garber et al., 2011). Esta propuesta ha demostrado ser más efectiva que el entrenamiento de fuerza o resistencia por separado, tanto para el desempeño de las AVD (De Vreede,

Samson, Van Meeteren, Duursma, y Verhaar, 2005) como para la mejora de la capacidad funcional, fuerza muscular, composición corporal y bienestar (Solberg et al., 2013).

Por último, se encuentran los programas de entrenamiento multicomponente, los cuales están adquiriendo un protagonismo mayor en el acondicionamiento físico del AM (Martínez Navarro, 2014). Estas propuestas incluyen básicamente ejercicio aeróbico junto con trabajo de fuerza, equilibrio y entrenamiento del patrón de la marcha (M. K. Baker, Atlantis, y Fiatarone Singh, 2007). En otras palabras, se podría decir que la metodología multicomponente pretende combinar el entrenamiento funcional junto con un trabajo cardiovascular y de fuerza, consiguiendo de este modo abarcar todos los componentes necesarios para mejorar el nivel de independencia de los AMs para realizar las AVD. En esta perspectiva surge el programa EFAM-UV (Blasco-Lafarga et al., 2016) englobado además de un trabajo cognitivo basado en el paradigma de la doble tarea, esto es, la participación de manera simultánea en tareas motrices y cognitivas (Martínez Navarro, 2014). Este tipo de entrenamiento ya ha demostrado ser efectivo, no sólo en la población mayor sana (Blasco Lafarga, Monteagudo Chiner, Blasco Lafarga, Cordellat Marzal, y Roldán Aliaga, 2016; Cordellat, Blasco-Lafarga, Monteagudo, Roldán, y Velasco, 2016; Cordellat Marzal, 2019; Martínez Navarro, 2014; Roldán Aliaga, 2019), sino también en pluripatológica (Blasco-Lafarga, Sanchis-Sanchis, Sanchis-Soler, San Inocencio-Cuenca, y Llorens, 2019; Sanchis Soler, 2017).

1.4.2. El entrenamiento interválico de marcha

El entrenamiento interválico de alta intensidad (HIIT, por sus siglas en inglés: *High Intensity Interval Training*) consiste en la alternancia de esfuerzos cortos a intensidad vigorosa y periodos de descanso o baja intensidad (Gibala, Little, MacDonald, y Hawley, 2012). Si bien el ejercicio aeróbico continuo, de intensidad suave o moderada, fue recomendado por la ACSM para el entrenamiento de AMs desde su primer posicionamiento, no fue hasta el último documento de 2009 cuando se sugirió trabajar con altas intensidades, debido a su potencial para conseguir mayores adaptaciones en este tipo de población. De este modo, a partir de ese momento, diversos autores han concluido que el HIIT puede ser una alternativa efectiva para la mejora de la capacidad cardiovascular en AMs (Gibala et al., 2012; Whitehurst, 2012).

La principal ventaja del HIIT es que permite obtener las mismas adaptaciones cardiovasculares que los métodos continuos, e incluso más, pero con un volumen de trabajo menor (Gibala et al., 2012; Whitehurst, 2012). Según Gibala et al. (2012, citado en Martínez Navarro, 2014), los beneficios de este tipo de entrenamiento provienen de su capacidad para activar la proteína PGC-1 α , ya que es la reguladora principal de la biogénesis mitocondrial en el músculo. Mayores niveles de esta proteína se relacionan con un aumento de la absorción de la glucosa y un incremento de la capacidad antioxidante, consiguiendo además mejorar la resistencia a la sarcopenia y reducir los procesos inflamatorios (Gibala et al., 2012, citado en Martínez Navarro, 2014). También ha sido demostrado que el músculo del AM todavía mantiene la capacidad de activación de las vías de señalización de esta proteína y, por tanto, de activar la biogénesis mitocondrial, tras la realización de una sesión de HIIT (Cobley et al., 2012, citado en Martínez Navarro, 2014).

Como ejemplo del potencial creciente del HIIT, cabe comentar también que, pese a que este tipo de entrenamiento es comúnmente utilizado en ámbito más puramente deportivo, la Asociación Americana del Corazón junto con la Asociación Americana de Rehabilitación Cardiovascular y Pulmonar ya recomiendan la práctica de esta modalidad para pacientes con insuficiencia cardíaca crónica (Balady et al., 2007).

No obstante, si bien es cierto que los AMs pueden beneficiarse de este tipo de entrenamiento mejorando tanto su VO₂max como su umbral anaeróbico (Paterson, Jones, y Rice, 2007), Evans et al. (2005, citado en Malatesta et al., 2010) sugieren que una reducción en la reserva funcional aeróbica en esta población puede limitar la capacidad biológica para adaptarse al entrenamiento, limitando a su vez las mejoras en la capacidad aeróbica en respuesta al entrenamiento aeróbico. De este modo, (Malatesta, Simar, Saad, Préfaut, y Caillaud, 2010) explican que mejorar el VO₂max podría no ser la única forma de aumentar la reserva funcional aeróbica, sugiriendo que el entrenamiento interválico a intensidades submáximas podría ser también una estrategia interesante para conseguir dicho objetivo.

Así pues, la propuesta de entrenamiento de Malatesta et al. (2010), explicada con detalladamente en el punto 2.5.2, podría definirse también como un método de entrenamiento interválico, puesto que cumple con la premisa de la alternancia entre periodos de trabajo a una intensidad alta (aunque no necesariamente máxima) y periodos de descanso o intensidad baja. Este tipo de entrenamiento interválico submáximo ya ha

sido analizado con deportistas entrenados, consiguiendo resultados similares a intensidades supramáximas, pero con un mayor volumen de entrenamiento (Paquette et al., 2017).

PUNTOS CLAVE

- ✓ *En los últimos 20 años el entrenamiento en AMs ha evolucionado desde propuestas más analíticas hacia programas multimodales.*
 - ✓ *El entrenamiento multicomponente en AMs incluye trabajo de fuerza, aeróbico, de equilibrio y sobre el patrón de marcha.*
 - ✓ *El entrenamiento interválico con altas intensidades son una alternativa efectiva y con gran potencial para la mejora de la capacidad cardiovascular en AMs.*
-

1.5. Objetivos e hipótesis

Tal y como muestra en la revisión previa, se observa una tendencia general de la población mundial hacia el envejecimiento. Este proceso biológico conllevará una disminución del control y la coordinación del sistema locomotor, resultando en la adquisición de estrategias de adaptabilidad de la marcha más conservadoras, modificándose, de este modo, diferentes parámetros biomecánicos (destacando espacio-temporales, de aceleración y de presión plantar). Estos cambios provocarán en los AMs una reducción de la longitud de zancada y velocidad, un aumento de la fase de apoyo y base de sustentación, una reducción de los niveles de aceleración y de atenuación, y un incremento de los valores de presión plantar, relacionándose con un mayor riesgo de lesión tisular, ulceración, lesiones degenerativas por sobreuso y dolor, tan comunes entre este tipo de población. Estos problemas desembocan, en la mayoría de las ocasiones, en una reducción del nivel de actividad física, desacondicionamiento, deterioro del equilibrio y caídas.

Está ampliamente aceptado que el entrenamiento produce mejoras en la capacidad física y funcional de los AMs, las cuales pueden ser evaluadas mediante numerosas

pruebas físico-funcionales. Sin embargo, son pocas las investigaciones que han analizado el efecto de estos programas de ejercicio sobre la biomecánica de la marcha, en especial sobre los impactos de aceleración y la distribución plantar. Y hasta la actualidad, no existen estudios que hayan analizado el efecto de dos programas diferentes de entrenamiento sobre dichas variables biomecánicas en una población de AMs.

Así pues, se exponen a continuación los objetivos generales (1, 2, 3...), los objetivos específicos (a, b, c...), así como las correspondientes hipótesis (H-1a, H-1b, H-1c...) de la presente tesis doctoral.

1. Analizar los efectos de ambos tipos de entrenamiento sobre la capacidad funcional y el estado de salud.

1a. Comprobar los efectos sobre la velocidad de la marcha.

H-1a. Ambos tipos de entrenamiento aumentarán la velocidad de la marcha.

1b. Analizar los efectos en la agilidad.

H-1b. El entrenamiento multicomponente mejorará la agilidad.

1c. Estudiar los efectos sobre la fuerza del tren inferior.

H-1c. Ambos tipos de entrenamientos incrementarán la fuerza del tren inferior.

1d. Detectar los cambios producidos en el peso.

H-1d. El peso se reducirá en ambos grupos de entrenamiento.

1e. Examinar los efectos sobre la calidad de vida relacionada con la salud.

H-1e. Ambos tipos de entrenamiento mejorarán la calidad de vida relacionada con la salud, tanto a nivel general como en el componentes físico y mental.

2. Analizar los efectos de ambos programas de entrenamiento sobre variables espacio temporales durante la marcha.

2a. Comprobar los efectos sobre la longitud del paso.

H-2a. El entrenamiento multicomponente incrementará la longitud del paso.

2b. Estudiar los efectos sobre la frecuencia de zancada.

H-2b. El entrenamiento interválico de marcha aumentará la frecuencia de zancada.

2c. Detectar cambios en el tiempo de zancada.

H-2c. El entrenamiento interválico de marcha reducirá el tiempo de zancada.

2d. Examinar los efectos en el tiempo de apoyo.

H-2d. El entrenamiento interválico de marcha reducirá el tiempo de apoyo.

3. Estudiar los efectos de ambos programas de entrenamiento sobre los impactos de aceleración generados durante la marcha.

3a. Analizar los efectos sobre los impactos de aceleración en la cabeza.

H-3a. Ambos programas de entrenamiento aumentarán los impactos de aceleración en la cabeza.

3b. Examinar los efectos sobre los impactos de aceleración en ambas tibias (dominante y no-dominante).

H-3b. Los dos grupos de entrenamiento incrementarán los impactos de aceleración en las tibias, tanto de la pierna dominante como de la no-dominante.

3c. Detectar cambios sobre la ratio de aceleración en ambas tibias (dominante y no-dominante).

H-3c. La ratio en las tibias se reducirá tras los dos programas de entrenamiento, tanto en la pierna dominante como de la no-dominante.

3d. Estudiar los efectos en la atenuación, tanto durante el apoyo de la pierna dominante como de la no-dominante.

H-3d. Ambos tipos de entrenamiento aumentarán la atenuación durante el apoyo de la pierna dominante y también de la no-dominante.

4. Detectar los efectos de ambos programas de entrenamiento sobre la presión plantar: máxima, media e integral presión-tiempo.

4a. Analizar los efectos sobre la presión máxima.

H-4a. Ambos programas de entrenamiento reducirán los valores de presión máxima.

4b. Estudiar los efectos sobre la presión máxima media.

H-4b. Los dos tipos de entrenamiento disminuirán la presión máxima media.

4c. Examinar los efectos en la integral presión-tiempo.

H-4c. Los dos grupos reducirán la integral presión-tiempo tras el entrenamiento.

METODOLOGÍA

2. METODOLOGÍA

2.1. Estructura general de la tesis

La presente tesis doctoral está estructurada en 3 bloques diferentes (Figura 21) y, al mismo tiempo, relacionados: análisis de la función físico-funcional (Bloque 0), análisis de los impactos de aceleración (Bloque 1), y análisis de las presiones plantares (Bloque 2).

El objetivo de analizar inicialmente la función físico-funcional, reside en la necesidad de conocer el punto de partida en el que se encuentran los AMs previamente al inicio de los programas de entrenamiento y, de este modo, poder planificar adecuadamente cada una de las sesiones. Asimismo, y puesto que los efectos del ejercicio físico en este tipo de población han sido ampliamente estudiados (Chodzko-Zajko et al., 2009; de Labra, Guimaraes-Pinheiro, Maseda, Lorenzo, y Millán-Calenti, 2015; Galloza, Castillo, y Micheo, 2017; Hamed, Bohm, Mersmann, y Arampatzis, 2018; Marzetti et al., 2017; Mora y Valencia, 2018), la introducción de este bloque en nuestro estudio responde a la necesidad de conocer cómo se traducen las mejoras en la función físico-funcional en los impactos de aceleración y la presión plantar. Así pues, este bloque servirá de base para los otros dos: análisis de los impactos de aceleración (Bloque 1) y análisis de las presiones plantares (Bloque 2).

Además, conjuntamente con las variables de aceleración y presión plantar, se analizaron también variables espacio-temporales (Figura 21).

2.2. Participantes y diseño del estudio

En esta investigación participaron AMs, con una edad igual o superior a 65 años, derivados de Atención Primaria (en la Tabla 9 se detallan las características sociodemográficas basales de la muestra). En concreto, se seleccionaron AMs de los centros de salud de las localidades alicantinas de Muro de Alcoy, Benimarfull, y Alcoy (centro “Plaça de Dins”).

Respecto al diseño del estudio, se trata de una investigación cuantitativa, cuasi-experimental y de corte longitudinal. Como factor intrasujeto aparece el programa de

entrenamiento, con tres momentos de evaluación (pre: antes del inicio del entrenamiento; inter: en la semana 7; post: al finalizar el programa de entrenamiento) en las variables físico-funcionales del Bloque 0, y dos evaluaciones (pre y post) en la variable de calidad de vida del Bloque 0 y todas las variables de los Bloques 1 y 2. Mientras que el factor intergrupo viene definido por el tipo de entrenamiento, surgiendo pues dos niveles (grupos): entrenamiento multicomponente EFAM-UV[®] adaptado para espacios reducidos (EFAM-UV[®]_{ER}) vs entrenamiento interválico de marcha. Por último, la duración total de la intervención propiamente dicha, es decir, el tiempo de desarrollo de los programas de entrenamiento, fue de 14 semanas.

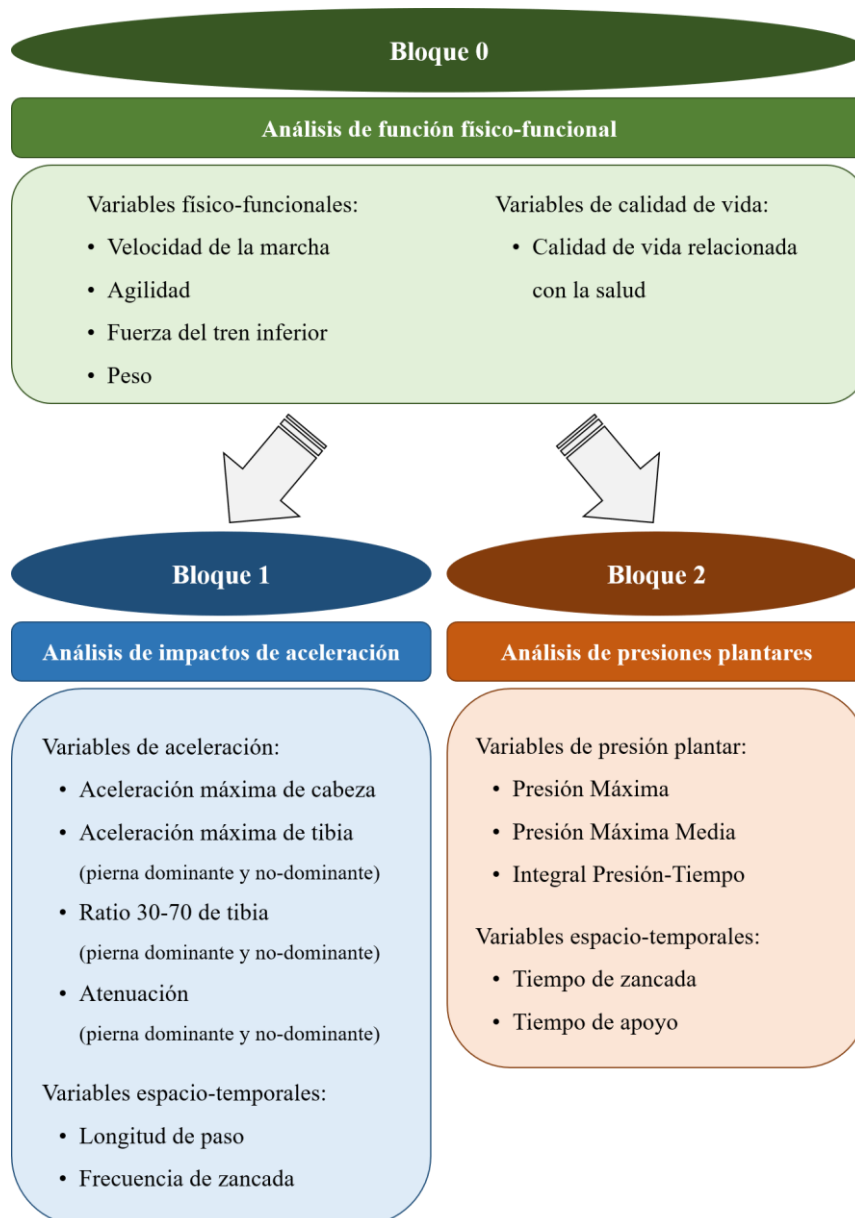


Figura 21. Resumen de los bloques de análisis y variables estudiadas.

2.3. Criterios de inclusión y exclusión

La selección de la muestra fue no probabilística intencional (Otzen y Manterola, 2017), por derivación médica, de acuerdo a los siguientes criterios de inclusión y exclusión.

Criterios de inclusión:

- ≥ 65 años.
- No presentar ningún impedimento físico para caminar.
- No utilizar implemento para caminar (bastón, andador, etc.).
- No recibir ningún tipo de rehabilitación fisioterapéutica o terapia ocupacional.
- No participar en otro programa de ejercicio físico (de cualquier tipo).
- Velocidad de la marcha $\geq 0,8$ m/s (Cesari et al., 2005).
- Sin deterioro cognitivo, según el *Mini-Examen Cognoscitivo* de 35 preguntas (≥ 24 puntos) (Lobo, Ezquerro, Gómez Bugada, Sala, y Seva Díaz, 1979).
- Entrega del consentimiento informado previo al inicio del programa (ver Anexos).

Criterios de exclusión:

- Patología incompatible con la práctica de actividad física de manera regular (decisión médica).
- Ausencia regular persistente y voluntaria, esto es, faltar a 4 o más sesiones seguidas.
- Agravamiento de alguna de las patologías (según recomendación médica).
- Asistencia inferior al 80% del total de las sesiones.

Cabe comentar que, en aquellos casos en los que se produjeron ausencias justificadas e involuntarias (por ejemplo, por una cita médica o un inconveniente de última hora) se realizaron sesiones adicionales para recuperar dichas ausencias.

2.4. Intervención

Una vez recibido el permiso por parte del Comité de Ética de la Universitat de València (número de procedimiento H1478084714217) (ver Anexos), se produjeron varias reuniones con cada uno de los equipos directivos de los diferentes Centros de Salud con los que se pretendía colaborar para presentarles el programa y solucionar aquellas cuestiones que pudieran surgir. Una vez establecidos los protocolos de actuación, se inició la fase de captación de participantes, la cual tuvo una duración total de 5 semanas. Durante esta fase se produjeron 2 cribados (Figura 22).

2.4.1. Cribado 1

Este primer cribado fue llevado a cabo por el personal médico. Cuando el facultativo recibía en su consulta a un AM que cumplía con los requisitos iniciales (≥ 65 años, con patología compatible con la práctica de ejercicio físico, sin impedimento para caminar ni uso de implemento, que no recibe ningún tipo de rehabilitación fisioterapéutica o terapia ocupacional, y sin deterioro cognitivo *a priori*, es decir, “a primera vista”), era remitido a la sala en la que se encontraba el doctorando, donde se llevaría a cabo el segundo cribado.

2.4.2. Cribado 2

Este segundo cribado lo realizó el doctorando. Una vez recibía al AM derivado por su médico de atención primaria, se comprobaba su participación en otros programas de ejercicio físico, fueran del tipo que fueran (yoga, gimnasia de mantenimiento, bailes de salón, etc.). En caso de no participar, se le realizaba el 6m-GST para comprobar que su velocidad de la marcha era igual o superior a 0,8 m/s, y cumplimentaba el MEC35 para comprobar que no sufría deterioro cognitivo.

Una vez superados todos los criterios de inclusión explicados anteriormente, se informaba al participante sobre las características de los programas (horarios y días de las sesiones). En caso de querer formar parte del estudio, se le daba los documentos de información (ver Anexos) y se resolvían todas aquellas cuestiones que pudieran surgir. Finalmente, una vez firmado el consentimiento informado (ver Anexos), se registraban

los datos personales y de contacto del participante para poder citarle para la evaluación inicial.

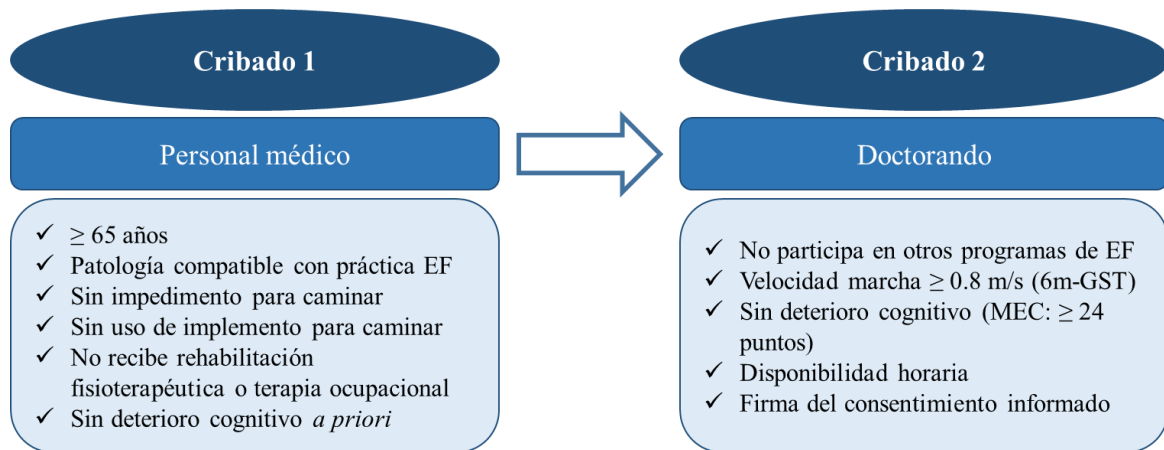


Figura 22. Cribado de la muestra.

EF: ejercicio físico; 6m-GST: 6-meter Gait Speed Test; MEC: Mini Examen Cognoscitivo.

2.4.3. Distribución de la muestra

En este punto se explicará el flujo de la muestra a lo largo de toda la intervención (Figura 23), así como también la distribución homogénea de la misma en los 2 grupos experimentales.

La muestra inicial tras el Cribado 1 fue de 50 AM. Una vez derivados al doctorando, quien llevó a cabo el Cribado 2, 17 fueron descartados por formar parte de otros programas de ejercicio físico (yoga y gimnasia de mantenimiento, principalmente), y 5 por no poder ajustarse a los horarios de los diferentes grupos de entrenamiento y/o no poder comprometerse a realizar todo el programa completo.

La muestra que inició el programa estuvo compuesta por 28 participantes, que se repartieron de forma homogénea en los 2 grupos experimentales: 14 al grupo que realizó el programa de entrenamiento multicomponente EFAM-UV[®]_{ER} (Grupo EFAM = GE) y 14 al grupo que llevó a cabo el entrenamiento interválico de marcha (Grupo WALKING = GW). Esta primera distribución se realizó atendiendo a los siguientes criterios: edad, sexo, velocidad de la marcha, velocidad de la marcha agrupada ($\leq 1,2$; entre 1,2 y $\leq 1,4$; $> 1,4$), y tipo de patología (cardíaca, respiratoria y/o musculoesquelética). Resulta especialmente importante explicar que, para clasificar a los participantes según este último criterio, se realizó teniendo en cuenta la principal

patología limitante para la práctica de ejercicio físico. Por ejemplo, un AM que padece hipertensión arterial y gonartrosis en las dos rodillas, se vinculó al grupo de participantes con patología musculoesquelética. Dicha clasificación se realizó con la ayuda del personal médico.

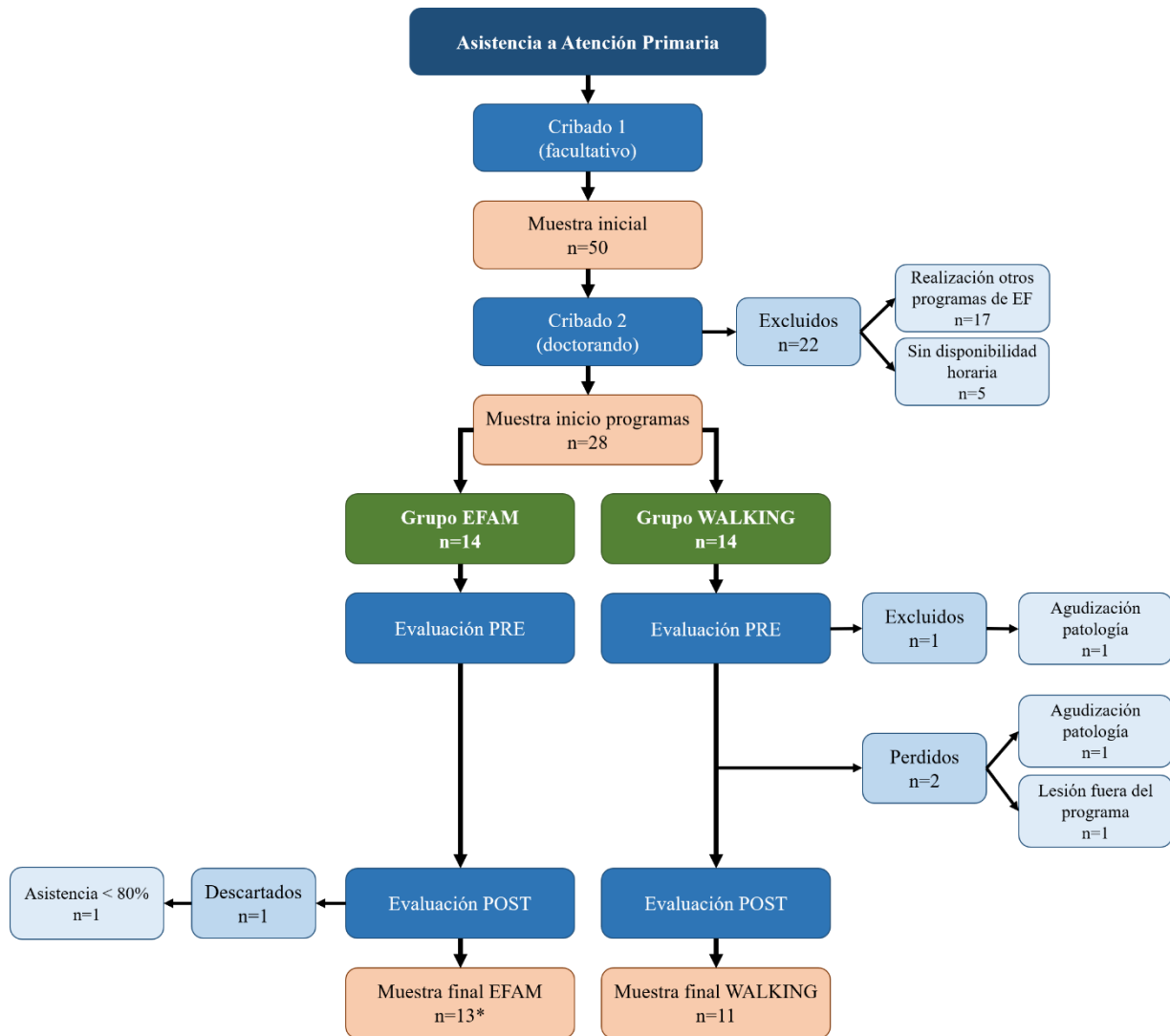


Figura 23. Diagrama de flujo de la muestra.

* Muestra final en el Bloque 0. En los Bloques 1 y 2, muestra final n=12 (por incorporación tardía).

A lo largo del estudio, en el GW tres participantes tuvieron que abandonar el programa de entrenamiento por recomendación médica: uno durante la evaluación inicial y dos más durante el desarrollo del programa. Mientras que en el GE un participante no fue considerado para la evaluación final debido a su escasa asistencia.

Resulta especialmente relevante explicar que uno de los participantes del GE se incorporó una semana después de las evaluaciones iniciales, por lo que, aunque sí se le pudo realizar la evaluación correspondiente a las variables físico-funcionales (Bloque 0), no fue posible llevar a cabo la evaluación de los impactos de aceleración (Bloque 1) y de las presiones plantares (Bloque 2). Por tanto, el número final de participantes considerados para el Bloque 1 y el Bloque 2 fue de 12 en el GE y 11 en el GW, mientras que para el Bloque 0 la muestra final fue de 13 AM en el GE y 11 en el GW.

2.4.4. Evaluaciones

2.4.4.1. Evaluación inicial (pre-entrenamiento)

Antes de iniciar las sesiones de entrenamiento de los dos grupos experimentales, se realizó una evaluación inicial, dividida en 2 días (Tabla 2). No hubo, en ningún caso, más de 3 días de diferencia entre ambas sesiones de testeo. Cabe señalar que el tiempo máximo transcurrido entre el primer día de evaluación y el inicio de las sesiones de entrenamiento no superó los 10 días.

Tabla 2. Organización de las pruebas en los dos días de evaluación.

DÍA 1 Bloque 0	DÍA 2 Bloque 1 + Bloque 2
6m-GST*: velocidad de la marcha	AcelSystem: impactos de aceleración Pedar-X System: presiones plantares
TUG*: agilidad	
5rep-StS*: fuerza del tren inferior	
Peso*	
SF-12: calidad de vida	

*Pruebas con 3 momentos de evaluación (pre, inter, post). 6m-GST: 6-meter Gait Speed Test; TUG: Timed Up-and-Go Test; 5rep-StS: Five repetitions Sit-to-Stand Test; SF-12: Cuestionario de Salud SF-12.

2.4.4.2. Evaluación intermedia

Entre las semanas 7 y 8 de entrenamiento (justo a la mitad de los programas de entrenamiento) se llevó a cabo una evaluación intermedia, de un solo día, en la que se realizaron solamente los test físico-funcionales (Bloque 0) (Tabla 2).

2.4.4.3. Evaluación final (post-entrenamiento)

Una vez finalizadas las 14 semanas de entrenamiento, se realizó la evaluación final, estructurada de la misma forma que la inicial (Tabla 2). Resulta relevante explicar que, entre la última sesión de entrenamiento y la evaluación físico-funcional (Bloque 0) transcurrieron 48 horas. En el caso de la evaluación de impactos (Bloque 1) y de presiones plantares (Bloque 2) pasaron entre 60 y 72 horas tras la finalización del último entrenamiento.

Cada participante realizó cada una de sus evaluaciones (pre, intermedia, post) en la misma franja horaria, con una diferencia de ± 1 hora. Por ejemplo, aquel que realizó la evaluación inicial a las 10h, realizó la intermedia y la final entre las 9 y las 11h, evitando así posibles interferencias en los resultados.

2.4.5. Organización de las sesiones de entrenamiento

Las sesiones de cada uno de los grupos experimentales se distribuyeron con una separación de 48 horas entre ellas. Así pues, el grupo que desarrolló el programa de entrenamiento EFAM-UV[®]_{ER} realizó las sesiones martes y jueves, mientras que el grupo WALKING entrenó lunes, miércoles y viernes. Cabe comentar que cada grupo realizó sus sesiones manteniendo el mismo horario durante todo el programa.

2.5. Programas de entrenamiento

2.5.1. Programa EFAM-UV[®]_{ER}

El GE realizó el programa multicomponente EFAM-UV[®] (Blasco-Lafarga et al., 2016), en este caso adaptado para AMs aptos para participar en programas de entrenamiento grupal en espacios no deportivos, lo que se puede considerar una adaptación del programa básico para espacios reducidos (ER: EFAM-UV[®]_{ER}). Este programa ya ha sido aplicado en otras investigaciones, tanto en su versión para AMs sanos y espacios deportivos (Cordellat Marzal, 2019; Martínez Navarro, 2014; Roldán Aliaga, 2019) como adaptado para pacientes en fase aguda, con entrenamiento individuales tanto en el ámbito domiciliario como hospitalario (Blasco-Lafarga et al., 2019; Sanchis Soler, 2017).

Puesto que el presente estudio no busca ahondar en el desarrollo de este programa de entrenamiento, sino la comparación con otro programa distinto, aquí se aportará una breve pincelada sobre la metodología en la que se basa el programa EFAM-UV[®], remitiendo a las tesis doctorales citadas anteriormente para una mayor profundización en el mismo. Por tanto, tal y como señalan Blasco-Lafarga et al. (2016):

La metodología de entrenamiento neuromotor que sustenta el programa EFAM-UV[®] se construye sobre una taxonomía con 6 dominios que evolucionan desde la mejora del control postural y el patrón de la marcha (dominios básicos en la reeducación neuromotriz del adulto mayor, primer nivel) hacia dominios motrices más complejos con mayores requerimientos de control motor y función ejecutiva (destreza motriz y patrones rítmicos, ya en el segundo nivel). Esa evolución requiere necesariamente de la mejora de las habilidades manipulativas y mentales del adulto mayor, por lo que el nivel de coordinación primaria incluye tareas en 4 dominios (Figura 24). Junto a esta evolución en la complejidad de las tareas, basada en mejoras muy progresivas y la consecución de patrones estables en el primer nivel, el programa establece las pautas metodológicas para poder transitar en las tres orientaciones de la motricidad humana (bioenergética, neuromuscular y cognitiva). Hablamos así de tres direcciones u orientaciones del proceso de entrenamiento/re-aprendizaje que permiten periodizar adecuadamente el programa EFAM-UV[®]. (p.19)

NIVEL 1: COORDINACIÓN PRIMARIA → 4 Dominios básicos			
Control postural	Educación del Paso	Habilidades manipulativas	Habilidades mentales
NIVEL 2: COORDINACIÓN PRECISA CON DISPOSICIÓN VARIADA → 2 Dominios complejos:			
Ritmo		Destreza Motriz	
ORIENTACIONES DEL PROCESO DE ENTRENAMIENTO-APRENDIZAJE			
NEUROMUSCULAR	BIOENERGÉTICA	COGNITIVA	

Figura 24. Metodología del programa de entrenamiento neuromuscular EFAM-UV[®].

Es importante recalcar que en todos los casos, fiel a la propuesta original (Blasco-Lafarga et al., 2016), el programa se desarrolla mediante dos sesiones por semana de aproximadamente 60 minutos de duración cada una, pero en los espacios pequeños se ve obligado a modificar algunas de sus propuestas básicas, sobre todo aquellas centradas en la educación del paso. Las secuencias de desplazamiento largas, con cambios de dirección, cambios de pesos, uso de *fitballs*, etc., se orientan hacia secuencias con desplazamientos más cortos, con mayor exigencia sobre los ejercicios de equilibrio. En la propuesta presentada en esta tesis (EFAM-UV[®]_{ER}), los ejercicios de gomas y mancuernas inciden especialmente en su aportación sobre la “Educación del Paso”. Y el dominio complejo “Ritmo” asume el papel principal para aumentar la exigencia cardiovascular hacia el final de la intervención.



Figura 25. Grupo EFAM (Benimarfull) realizando una tarea de control postural y educación del paso con alta carga cognitiva y con trabajo de habilidades manipulativas.



Figura 26. Grupo EFAM (Muro de Alcoy) realizando un trabajo de fuerza y control postural, con especial incidencia sobre la educación del paso.

2.5.2. Programa PASEOS

El GW realizó el programa de entrenamiento interválico de marcha desarrollado por Malatesta, Simar, Saad, Préfaut, y Caillaud (2010) (Figura 27), llevando a cabo entre 2 y 3 sesiones por semana (dependiendo del bloque de trabajo), con una duración de 41.54 ± 3.17 minutos (excluyendo el calentamiento), durante 14 semanas.

El control de la intensidad se llevó a cabo empleando la escala de esfuerzo percibido OMNI-RES adaptada para AMs hispanohablantes (Da Silva-Grigoletto et al., 2013) (Figura 28). También se monitorizó la FC mediante pulsómetros Beurer PM 15, con objetivo de control (seguridad), no para regular la intensidad del ejercicio.

Debido a las características de los participantes (AMs con patologías, algunas de ellas cardíacas), se consideró realizar el cálculo la FC máxima (FC_{máx}) de manera indirecta, y no de forma directa mediante pruebas máximas o submáximas que pudieran poner en riesgo su salud. La FC en reposo (FC_{rep}), sin embargo, sí se extrajo de manera directa. Para ello los participantes permanecieron en decúbito supino (sobre una camilla) durante 10 minutos, en una sala a oscuras, solos y sin ningún tipo de distracción. El registro de la FC se realizó mediante pulsómetros Polar V800, y la FC media registrada durante los 5 minutos centrales (2'30''–7'30'') fue la considerada como FC_{rep}. Así pues,

una vez extraída de forma directa la FCrep, la FC de trabajo (FCtra) se calculó mediante las fórmulas que se muestran en la Tabla 3.

Block	Week	Session	Session description [Sets × Repetitions (Work + Recovery)]	Total session duration (min)
1	1	1	2 × 5 (2 min 50% HR _{SR} + 2 min 30% HR _{SR})	40
		2	1 × 10 (2 min 50% HR _{SR} + 2 min 30% HR _{SR})	40
		3	1 × 10 (2 min 50% HR _{SR} + 1.5 min 30% HR _{SR})	35
	2	4	1 × 5 (4 min 50% HR _{SR} + 4 min 30% HR _{SR})	40
		5	1 × 5 (4 min 50% HR _{SR} + 3 min 30% HR _{SR})	35
		6	1 × 7 (4 min 50% HR _{SR} + 2 min 30% HR _{SR})	42
2	3	7	2 × 5 (2 min 70% HR _{SR} + 2 min 40% HR _{SR})	40
		8	1 × 10 (2 min 70% HR _{SR} + 2 min 40% HR _{SR})	40
	4	9	1 × 5 (4 min 70% HR _{SR} + 4 min 40% HR _{SR})	40
		10	1 × 6 (4 min 70% HR _{SR} + 3 min 40% HR _{SR})	42
		11	1 × 8 (4 min 70% HR _{SR} + 2 min 40% HR _{SR})	48
3	5	12	1 × 10 (2 min 90% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	40
		13	1 × 10 (2 min 90% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	40
	6	14	1 × 5 (4 min 90% HR _{SR} + 4 min 50% HR _{SR})	40
		15	1 × 6 (4 min 90% HR _{SR} + 3 min 50% HR _{SR})	42
4	7	16	1 × 8 (4 min 90% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	48
		17	1 × 9 (2 min 100% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	36
		18	1 × 10 (2 min 100% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	40
		19	1 × 10 (2 min 100% HR _{SR} + 2 min 50% HR _{SR})	40

Figura 27. Programa interválico de marcha de Malatesta et al. (2010).
HR_{SR} = Frecuencia cardíaca submáxima de reserva.

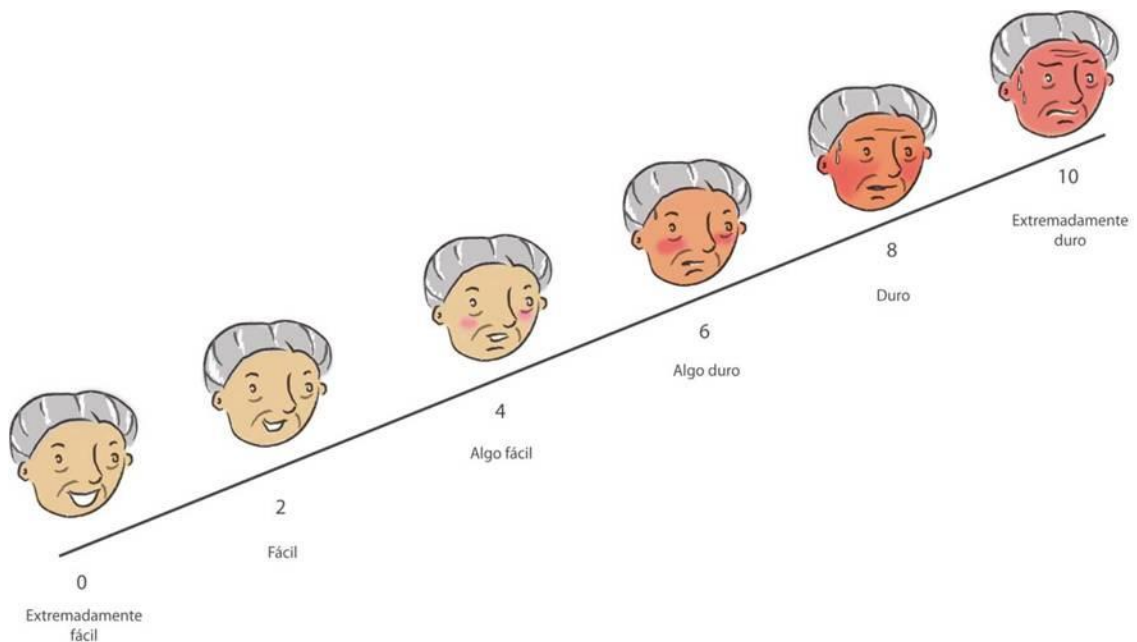


Figura 28. Escala OMNI-RES para Adultos Mayores hispanohablantes (Da Silva-Grigoletto et al., 2013)

Tabla 3. Fórmulas empleadas para el cálculo de la frecuencia cardíaca de trabajo.

Variable	Fórmula	Autores
FCmáx	$208 - (0.7 * \text{edad})$	Tanaka, Monahan, y Seals (2001)
FCuman	$\text{FCmáx} * 0.8$ <i>Considerando el umbral anaeróbico en torno al 80% de la FCmáx</i>	Mezzani et al. (2013)
FCsres	$\text{FCuman} - \text{FCrep}$	Malatesta et al. (2010)
FCtra	$(\text{FCsres} * \% \text{ de la intensidad de trabajo}) + \text{FCrep}$	Karvonen, Kentala, y Mustala (1957)

FCmáx: frecuencia cardíaca máxima; FCuman: frecuencia cardíaca en el umbral anaeróbico; FCsres: frecuencia cardíaca submáxima de reserva; FCrep: frecuencia cardíaca en reposo; FCtra: frecuencia cardíaca de trabajo.

Se realizó la equivalencia entre la FCtra y el esfuerzo percibido (EP) en una escala de 1 a 10 (Borg, 1998), y se instruyó a los participantes a caminar a un EP determinado, en lugar de guiar su intensidad de trabajo según su FC.

Cabe comentar que, aunque este programa tenía una duración inicial de 7 semanas, se alargó hasta las 14 semanas siguiendo los mismos criterios de progresión en volumen e intensidad del programa original. Así pues, el segundo bloque (semana 8 en adelante) se inició con EP mínimo de 4 y máximo de 6, aumentándose progresivamente a lo largo de las sesiones hasta alcanzar un EP mínimo de 5 y máximo de 7 (en la semana 14). De esta forma, por ejemplo, los participantes fueron capaces de realizar hasta siete series de 4 minutos con un EP de 7, intercaladas con tramos de 2 minutos con un EP de 5 en la sesión 36, una de las más exigentes. Se completaron así 42 minutos de intensidad de moderada a vigorosa.



Figura 29. Grupo WALKING realizando una sesión de entrenamiento.

2.6. Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional

2.6.1. Variables e instrumentos de evaluación

Para la valoración de la función físico-funcional se analizaron las variables expuestas en la Tabla 4 a través de su correspondiente instrumento/prueba.

Tabla 4. Variables físico-funcionales analizadas e instrumentos/pruebas de evaluación utilizados

Variable	Instrumento/prueba de evaluación	Abr.
Velocidad de la marcha	6-meter Gait Speed Test	6m-GST
Agilidad	Timed Up-and-Go Test	TUG
Fuerza del tren inferior	Five Repetitions Sit-to-Stand Test	5rep-StS
Peso	Tanita® BC-545N	Peso
Calidad de vida relacionada con la salud	Cuestionario de salud SF-12	SF-12

Abr. = Abreviatura.

2.6.1.1. Velocidad de la marcha: 6-meter Gait Speed Test (6m-GST)

La velocidad de la marcha es una de las variables más analizadas entre los AM (Peel, Kuys, y Klein, 2012), ya que se trata de una medida fiable de la capacidad funcional fácil y rápida de evaluar (Cesari et al., 2005), y que se ha definido como predictora de fragilidad (M.-J. Kim et al., 2010), mortalidad (Studenski et al., 2011), discapacidad (Vermeulen, Neyens, van Rossum, Spreeuwenberg, y de Witte, 2011), caídas (Shimada et al., 2011) y hospitalización (Bouillon et al., 2013). Además, se trata de una medida fiable de capacidad funcional con una alta fiabilidad test-retest e inter-evaluador (Studenski et al., 2003).

Las pruebas para evaluar la velocidad de la marcha varían según el ritmo (velocidad normal o máxima), el tipo de inicio (estático o en movimiento), la distancia recorrida (desde los 4 hasta los 500 m.), y las características del grupo de estudio (Graham, Ostir, Kuo, Fisher, y Ottenbacher, 2008). Sin embargo, en la revisión llevada a cabo por Peel et al. (2012) se encontró que el ritmo más utilizado era el usual o autoseleccionado, utilizando para referirse a la velocidad a la que debían caminar los participantes términos como *cómoda*, *habitual*, *normal* o *preferida*. Estos mismos autores explican que la mayor parte de los estudios analizados en su revisión utilizaron distancias iguales o inferiores a 10 m., confirmándose en un estudio posterior (H.-J. Kim, Park, Lee, y Lee, 2016) que las más utilizadas son 4, 6 y 10 m.

Así pues, en este estudio se optó por utilizar la prueba de 6 metros propuesta por Cesari et al. (2005), registrando la velocidad de la marcha mediante un sistema de fotocélulas (Chronojump Boscosystem[®]). Los participantes iniciaban el test de pie, justo detrás de una línea horizontal de inicio marcada en el suelo con cinta adhesiva (coincidiendo con la primera fotocélula; 0 m) (Figura 30). Se instruyó a los participantes para que caminaran a su *ritmo normal* a lo largo de un pasillo recto de 6 metros, delimitado por conos, hasta la línea final (correspondiente a la segunda fotocélula; 6 m) sin detenerse hasta pasados 2 metros desde dicha línea (indicado con un cono grande). Se realizaron 2 intentos por participante, considerándose para el análisis el más rápido.

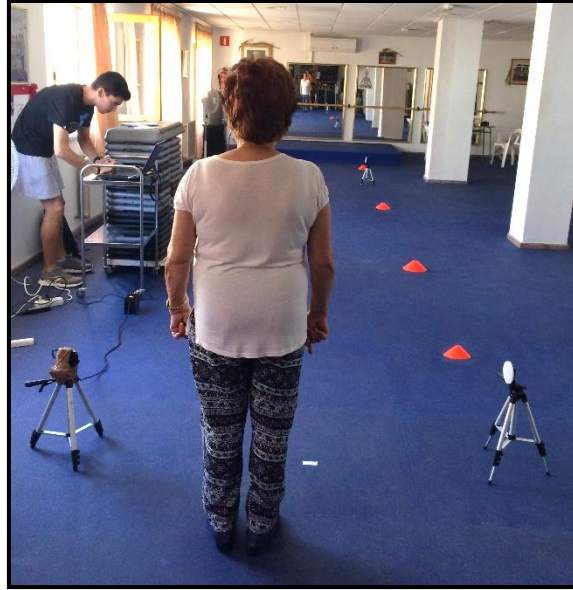


Figura 30. Participante lista para iniciar el 6m-GST.

2.6.1.2. Agilidad: *Timed Up-and-Go Test (TUG)*

La agilidad se midió a través del TUG. El *Up-and-Go Test* original fue desarrollado por Mathias, Nayak, e Isaacs (1986), y posteriormente Podsiadlo y Richardson (1991) validaron una versión cronometrada conocida como *Timed Up-and-Go (TUG)*. Este test se empleó para medir el equilibrio dinámico general (agilidad). Requiere que el participante, desde la posición de sentado (con la espalda apoyada en el respaldo y los brazos en los reposabrazos), a la señal de “Ya” (momento en el que se activa el cronómetro), se levante, camine 3 metros lo más rápido y seguro que pueda hasta una línea marcada en el suelo, dé media vuelta y regrese para sentarse de nuevo en la silla en el menor tiempo posible. El participante debe realizar el recorrido previamente al inicio de la prueba para familiarizarse. La altura aproximada del asiento de la silla ha de ser de 46 cm, y esta deberá tener reposabrazos. El participante debe llevar su calzado habitual, y no se le podrá ofrecer ningún tipo de asistencia física.

Posteriormente, Rikli y Jones (1999) redujeron la distancia total hasta 8 pies (2,44 m), cambiaron la línea del suelo por un cono (aunque no es estrictamente necesario), y sustituyeron la silla con reposabrazos por una silla sin reposabrazos (plegable). Esta última versión forma parte de la batería Senior Fitness Test Rikli y Jones (2013).

En estas 2 versiones anteriores, el usuario evaluado debía realizar el test 2 veces, quedándose con la mejor de las 2. Sin embargo, recientemente Bloch, Jonsson, y

Kristensen (2016) han introducido un tercer intento ya que han comprobado que se consiguen mejores tiempos que haciéndolo solamente 2 veces, y se cuenta el intento más rápido. Además, dejan la posibilidad de descansar hasta 1 minuto (si el usuario lo necesita) entre cada intento. No obstante, no hay ningún intento de prueba previo al inicio del test. Se instruye al participante a caminar “lo más rápido y seguro que pueda” y no se les puede dar ningún tipo de estímulo verbal de ánimo. Cabe resaltar que estos autores vuelven a utilizar una silla con reposabrazos.

Para el presente estudio, se ha elaborado un nuevo protocolo (Figura 31), a partir de diferentes aspectos de cada una de las versiones citadas anteriormente. Así pues, se utilizó una distancia de 3 m (Podsiadlo y Richardson, 1991), y se añadió un cono en lugar de una línea en el suelo (Rikli y Jones, 1999). Respecto a la silla, si bien se mantuvo la altura aproximada de 46 cm (Podsiadlo y Richardson, 1991), se optó por utilizar una sin reposabrazos (Rikli y Jones, 1999). En cuanto al calzado, cada participante utilizó el suyo habitual (Podsiadlo y Richardson, 1991). Finalmente, el protocolo utilizado fue el propuesto por Bloch et al. (2016): no se dejó ningún intento de prueba previo al inicio del test (aunque sí se solucionaron todas las dudas que surgieron durante la explicación); se realizaron 3 intentos, dejando la opción de descansar hasta 1 minuto entre cada uno; se instruyó a los participantes a caminar “lo más rápido y seguro que pueda”; no se dio ningún estímulo verbal durante la realización de la prueba; se contó como válido el intento más rápido.



Figura 31. Participante realizando el TUG.

2.6.1.3. Fuerza del tren inferior: Five Repetitions Sit-to-Stand Test (5rep-StS)

Csuka y McCarty (1985) fueron los primeros en utilizar el tiempo empleado en levantarse y sentarse en una silla para evaluar la fuerza del tren inferior. En esta primera versión, desde la posición de sentado, se alentaba a los sujetos a levantarse y volverse a sentar 10 veces lo más rápido posible (el test finalizaba cuando se ponía de pie por décima vez), se realizaba una repetición previa de aprendizaje, y se llevaba a cabo descalzos o con calzado de tacón bajo. Además, no estaba permitido el uso de las extremidades superiores.

Más tarde, Guralnik et al. (1994) redujeron a 5 el número de repeticiones (parándose el tiempo al ponerse de pie por quinta vez), y añadieron que los participantes debían tener los brazos cruzados sobre el pecho. También indicaron que, por seguridad, el respaldo de la silla debía estar junto a una pared.

Debido a la variabilidad encontrada en las diferentes investigaciones respecto a la altura de la silla utilizada, Bohannon (1995) propone que, dada la influencia de este factor en el rendimiento en la prueba, la silla empleada debe tener una altura entre 40 y 46 cm. Además, sea la que sea la que se escoja, debe ser siempre la misma para todas las evaluaciones.

Posteriormente, Whitney et al. (2005) introducen un aspecto novedoso al test: el tiempo se detiene cuando el participante se vuelve a sentar después de levantarse por quinta vez. De este modo se realiza el movimiento de levantarse y sentarse por completo 5 veces. Además, resulta importante comentar que estos autores aportan en su artículo instrucciones literales para la realización del test, hecho especialmente relevante para conseguir una estandarización del protocolo.

Hasta el momento, el participante podía realizar una repetición de prueba previa al inicio del test, el cual se realizaba una sola vez. Sin embargo, Bohannon, Bubela, Magasi, Wang, y Gershon (2010) proponen permitir dos repeticiones de práctica y, además, ejecutan la prueba 2 veces, considerando para el análisis la más rápida.

En esta investigación se ha realizado el protocolo propuesto por Whitney et al. (2005), añadiendo también las 2 repeticiones de prueba previas al inicio del test y los 2 intentos (cogiendo como válido el más rápido) planteado por Bohannon et al. (2010) (Figura 32).



Figura 32. Participante realizando el 5rep-StS.

2.6.1.4. Peso: Tanita[®]

Para medir el peso corporal se utilizó un monitor Tanita[®] BC-545N. Aunque este dispositivo es capaz de medir varios componentes de composición corporal, se optó por registrar únicamente el peso puesto que algunos de los participantes eran portadores de marcapasos o *stent* (endoprótesis vascular). Así pues, como medida de seguridad, se decidió no utilizar la corriente de medición del sistema tetrapolar (Sanchis Soler, 2017). Además, el peso corporal ha resultado ser un buen indicador de posibles limitaciones funcionales (An y Shi, 2015), por lo que el registro de esta variable se consideró suficiente para el objetivo que persigue el Bloque 0, esto es, conocer el estado físico-funcional desde el que parten los participantes.

2.6.1.5. Calidad de vida relacionada con la salud: Cuestionario de Salud SF-12

La autopercepción de la calidad de vida relacionada con la salud (CVRS) se evaluó mediante el Cuestionario de Salud SF-12 (v1) (Ware, Kosinski, Turner-Bowker, y Gandek, 2002), el cual ha mostrado una buena validez y fiabilidad entre los AMs (Jakobsson, 2007). Se trata de una versión reducida de 12 preguntas del Cuestionario de Salud SF-36 (compuesto por 36 cuestiones). El *SF-12* fue diseñado con el objetivo de

reducir el tiempo empleado para su administración, pero manteniendo los dos dominios básicos de este cuestionario: el físico y el mental (Vilagut et al., 2008). Según Vilagut et al. (2008), los ítems de esta versión reducida, seleccionados mediante regresión múltiple, explican el 91% de la varianza de los componentes sumarios de la versión de 36 preguntas, tanto en la versión en inglés (Ware Jr, Kosinski, y Keller, 1996) como en la traducción al español (Vilagut et al., 2008).

El cuestionario *SF-12* está formado por 4 preguntas dicotómicas con respuesta sí/no, y por 8 cuestiones con respuesta de escala Likert de entre 3 y 6 niveles, en función del ítem. Además, en este estudio se optó por la autoadministración del cuestionario (Figura 33), resolviendo aquellas dudas que los participantes pudieran tener durante su cumplimentación en caso de que fuera necesario.



Figura 33. Participante completando el Cuestionario de Salud SF-12.

Mediante una hoja de cálculo del software Microsoft Excel, diseñada previamente (Martínez Navarro, 2014) utilizando la misma codificación y criterios de corrección que en la versión original (Vilagut et al., 2005), se calcularon las puntuaciones correspondientes a los 2 dominios básicos (físico y mental). Así, se obtuvieron puntuaciones con un rango desde 0 (peor estado de salud) hasta 100 (mejor estado de

salud), tanto para la valoración global (*SF-12-t*) (promedio de todas las subescalas), como para los dominios físico (*SF-12-f*) y mental (*SF-12-m*).

2.6.2. Tratamiento de los datos

Los datos obtenidos en cada una de las pruebas descritas anteriormente fueron registrados en una hoja de cálculo del software Microsoft Excel para Office 365 (versión 1812).

2.6.3. Análisis estadístico

Para el análisis estadístico de los datos se utilizó el software SPSS (SPSS, Chicago, IL, EE. UU.). La normalidad de las variables se comprobó con la prueba de Shapiro-Wilk (muestra menor de 30). Así pues, en aquellas con 2 momentos de testeo (*SF12-f*, *SF12-m*, *SF12-t*) se aplicó la prueba-t para muestras relacionadas, mientras que en aquellas variables analizadas en 3 momentos diferentes (*6m-GST*, *TUG*, *5rep-StS*, *Peso*) se utilizó una ANOVA de medidas repetidas con el ajuste de Bonferroni para la comparación por pares. El nivel de significación se estableció en $p < 0.05$.

También se calculó el tamaño del efecto mediante la d de Cohen (Cohen, 1988; Cumming, 2012) tomando como umbrales: > 0.2 (pequeño), > 0.5 (moderado), > 0.8 (grande) (Cohen, 1988).

2.7. Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración

2.7.1. Variables e instrumentos de evaluación

Los datos de aceleración fueron registrados mediante 3 acelerómetros triaxiales (AcelSystem, Blautic[®], España; tamaño: $40 \times 22 \times 12$ mm; peso: 2.5g; rango ± 16 G). Dos fueron ubicados en el extremo distal de ambas tibias (Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch, y Pérez-Soriano, 2017), estando el eje vertical del acelerómetro paralelo al eje vertical de la tibia. Un acelerómetro se colocó en la frente, con el eje vertical del acelerómetro perpendicular al suelo. Los datos de aceleración se registraron a una frecuencia de muestreo de 281 Hz.

El diseño de la prueba se utilizó tanto para el registro de las señales de acelerometría como de las presiones plantares (que se explicará en el apartado 2.8). De hecho, los participantes realizaron el test implementados con el sistema de acelerometría y el de presiones plantares paralelamente. Es por ello que, durante el diseño de esta prueba, se tuvieron en cuenta todos aquellos aspectos que pudieran afectar tanto al registro de los impactos como de las presiones plantares. Así pues, el área de registro, las instrucciones ofrecidas, el registro de la velocidad, y el número de pasos analizados fue el mismo.

Tal y como se explica en el punto 2.8.1, previamente al inicio de la prueba, cada AM caminó libremente por la sala durante 5 minutos para familiarizarse con las zapatillas que recibieron para llevar a cabo el test. Así pues, los participantes fueron instruidos para caminar a una velocidad “cómoda y segura” (Menz et al., 2003) a lo largo de un pasillo recto de 10 metros (Figura 34), realizando un total de 10 series por participante. El registro de los datos se realizó durante los 6 metros centrales, ya que se establecieron 2 metros al inicio y 2 al final como zonas de aceleración y deceleración (Kressig, Beauchet, y European GAITRite® Network Group, 2006), respectivamente, para evitar el efecto de las mismas (Burnfield et al., 2004). La velocidad de cada serie fue registrada mediante un sistema de fotocélulas (Chronojump Boscosystem[®]), pero no fue controlada para evitar modificar el patrón natural de la marcha (Burnfield et al., 2004). Posteriormente se calculó la velocidad media de todas las series de cada participante, descartando aquellas que no se encontraron dentro de un rango de $\pm 5\%$ de la velocidad media individual de cada participante, minimizando así el efecto de la velocidad de la marcha en el registro de las presiones plantares (Burnfield et al., 2004; Kang y Dingwell, 2008).

Tras el cribado, entre todos los participantes se obtuvieron un total de 205 series de la evaluación pre-entrenamiento y 203 de la post-entrenamiento, que permitieron analizar una media de 8 pasos (4 derecha y 4 izquierda) de cada serie. Este número de pasos es adecuado para lograr un alto coeficiente de fiabilidad (Hughes, Pratt, Linge, Clark, y Klenerman, 1991). Así pues, un total de 1.640 pasos en el pre-entrenamiento y 1.624 en el post-entrenamiento fueron analizados.

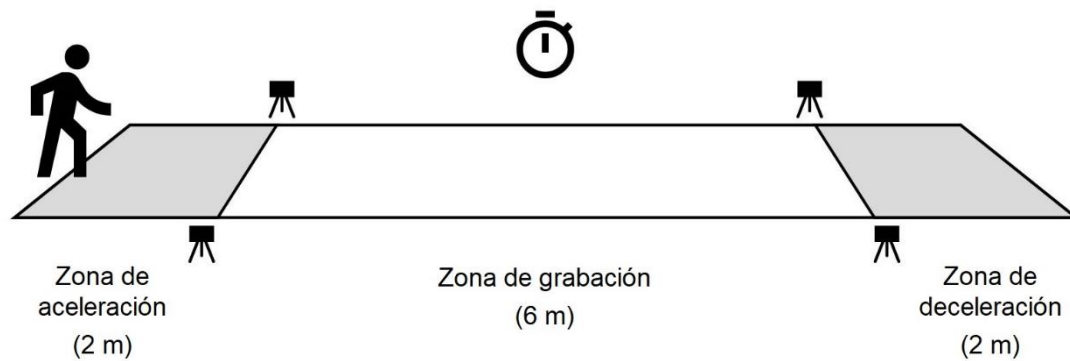


Figura 34. Pasillo de grabación, zona de análisis.

A partir de la señal de aceleración registrada en el eje vertical (Figura 35), se extrajeron las variables de aceleración (Pérez Soriano y Encarnación Martínez, 2018) (Tabla 5) y espacio-temporales (Aguado, 2015; Kaufman y Sutherland, 2006) (Tabla 6):

Tabla 5. Variables de aceleración extraídas de la señal de aceleración.

	Descripción
Aceleración máxima de cabeza (g)	Amplitud máxima de la señal de cabeza.
Aceleración máxima de tibia (g)	Amplitud máxima de la señal de cada tibia.
Ratio de aceleración 30-70 en tibia (g/s)	Pendiente del impacto, es decir, variación de aceleración desde el tiempo de contacto con el suelo hasta alcanzar el máximo. En este caso, no se considera el 30% del inicio y del final de la señal, considerando para el análisis únicamente el 40% central.
Atenuación (%)	Reducción de la aceleración de la tibia (dominante y no-dominante) a la cabeza.

Tabla 6. Variables espacio-temporales extraídas de la señal de aceleración.

	Descripción
Longitud de paso (m)	Distancia entre el mismo punto en cada pie (generalmente el talón) durante el momento de apoyo de ambas extremidades.
Frecuencia de zancada (Hz)	Número de zancadas por segundo, (zancada: conjunto de dos pasos consecutivos). Para calcularla en la señal de aceleración, se detecta el golpe del talón (“ <i>heel strike</i> ”), y se contabilizan el número total de zancadas, dividiendo posteriormente el número de zancadas entre el tiempo total transcurrido entre ellas.

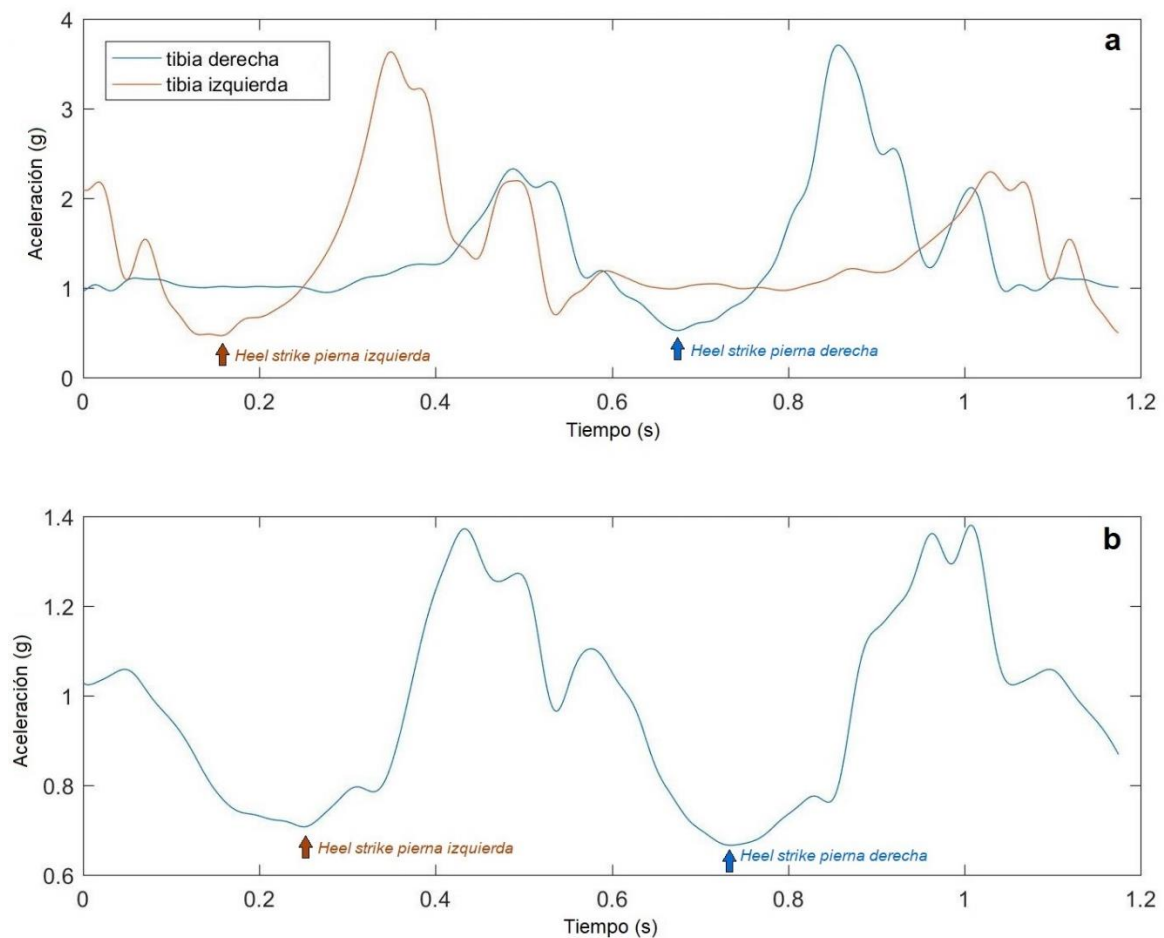


Figura 35. Señal de aceleración en ambas tibias (a) y cabeza (b).

Además, puesto que tanto para el análisis de los impactos de aceleración como de las presiones plantares se diferenció entre pierna dominante y no-dominante, la dominancia lateral se determinó mediante la siguiente cuestión: “si tuvieras que chutar una pelota para golpear un objetivo, ¿qué pierna usarías para chutar la pelota?” (van Melick, Meddeler, Hoogeboom, Nijhuis-van der Sanden, y van Cingel, 2017).

2.7.2. Tratamiento de los datos

Los datos fueron analizados utilizando el programa Matlab (MathWorks, MA, USA). La señal proporcionada por cada acelerómetro se corrigió utilizando un fichero de calibración por cada acelerómetro. La aceleración en cada uno de los ejes proporcionada por los acelerómetros se analizó empleando un filtro paso bajo (Chebyshev tipo II de orden 8 bidireccional, con frecuencia de corte de 20Hz). A continuación, se segmentó la señal dividiéndola en cada uno de sus pasos mediante el cálculo del periodo de las señales utilizando la autocorrelación y se localizaron los puntos de interés de cada paso (máximos, mínimos, etc.).

2.7.3. Análisis estadístico

Los datos fueron analizados empleando el software SPSS (SPSS, Chicago, IL, USA). Se realizó un test de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la normalidad de las variables, así como una prueba-t para muestras relacionadas, que permitió comparar los parámetros de aceleración intrasujeto dentro de cada grupo de entrenamiento (GE-pre vs GE-post; GW-pre vs GW-post). El nivel de significación se estableció en $p < 0.05$.

Además, el tamaño del efecto (d de Cohen) también fue calculado (Cohen, 1988; Cumming, 2012), tomando como umbrales: > 0.2 (pequeño), > 0.5 (moderado), > 0.8 (grande) (Cohen, 1988).

2.8. Bloque 2: Análisis de las presiones plantares

2.8.1. Variables e instrumentos de evaluación

Para el análisis de las presiones plantares se utilizó el sistema móvil de plantillas Pedar-X (Novel gmbh, Munich, Germany). Las plantillas Pedar-X, flexibles y de 1,99 mm de grosor, están fabricadas con 99 sensores capacitivos distribuidos homogéneamente en el área de la plantilla. Estudios anteriores han demostrado que se trata de un sistema válido y fiable para medir la presión plantar en el calzado (Murphy, Beynnon, Michelson, y Vacek, 2005; Putti, Arnold, Cochrane, y Abboud, 2007; Ramanathan, Kiran, Arnold, Wang, y Abboud, 2010). Las plantillas Pedar-X se calibraron antes de medir a cada participante, de acuerdo con las instrucciones del fabricante, y el registro de las presiones plantares se realizó a una frecuencia de 100 Hz.

Con el fin de homogeneizar y evitar diferencias individuales atribuidas al calzado, todos los participantes realizaron los test con zapatillas deportivas estándar (Hessert et al., 2005) (Reebok Classic NPC RAD). Antes de llevar a cabo la prueba, cada participante caminó libremente por la sala durante 5 minutos para familiarizarse con las zapatillas (Melvin, Preece, Nester, y Howard, 2014). Además, debido a que las plantillas Pedar-X pueden verse afectadas por el calor y la humedad (Melvin et al., 2014), se colocaron dentro de las zapatillas durante la fase de familiarización para permitir la aclimatación de los sensores.

Como se ha comentado en la descripción del Bloque 1 (Página 61), la prueba empleada para el registro de las presiones plantares fue la misma que para la acelerometría.

Las variables de presión plantar (Burnfield et al., 2004) (Tabla 7) y espacio-temporales (Hollman, McDade, y Petersen, 2011) (Tabla 8) se extrajeron para cada pie con el software propio del sistema Pedar-X.

Cabe comentar que, si bien las variables de presión fueron extraídas para cada una de las 9 zonas en las que se dividió el área plantar (Figura 36; explicado en el siguiente punto), las variables espacio-temporales se calcularon considerando cada pie como un todo.

Tabla 7. Variables de presión plantar extraídas del registro de presiones plantares.

	Descripción
Presión Máxima (kPa) (PM)	Presión más alta registrada para cada área plantar.
Presión Máxima Media (kPa) (PMM)	Promedio de todas las presiones máximas registradas para cada región.
Integral Presión-Tiempo (kPa*s) (IPT)	Producto de la presión media y el tiempo durante el cual se aplicó.

Tabla 8. Variables espacio-temporales extraídas del registro de presiones plantares.

	Descripción
Tiempo de Zancada (s) (TZan)	Tiempo transcurrido entre los contactos iniciales de dos pasos consecutivos del mismo pie.
Tiempo de Apoyo (s) (TApo)	Tiempo transcurrido entre el contacto inicial y el último contacto de un solo paso.

Además, tal y como se ha explicado en las variables del Bloque 1 (Punto 2.7.1), la dominancia lateral de las piernas también fue determinada con el objetivo de poder realizar el análisis de las presiones plantares diferenciando entre pierna dominante y no-dominante.

2.8.2. Tratamiento de los datos

Tanto los parámetros de presión plantar como los de zancada fueron analizados mediante el software propio del sistema Pedar-X, de acuerdo con las instrucciones del fabricante. El área plantar fue dividida en 9 áreas (Figura 36), de manera similar a estudios previos (Hessert et al., 2005; Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Encarnación-Martínez, Martínez-Nova, y G., 2011): Talón Medial (TM), Talón Lateral (TL), Arco Medial

(ArM), Arco Lateral (ArL), Metatarso Medial (MM; 1er metatarso), Metatarso Central (MC; 2º y 3er metatarsos), Metatarso Lateral (ML; 4º y 5º metatarsos), Hallux (HX), y Resto de Dedos (RD). Los bordes de cada área se definieron de manera congruente con la anatomía plantar debido a la importancia dada en hallazgos anteriores (Pataky, Caravaggi, Savage, y Crompton, 2008).

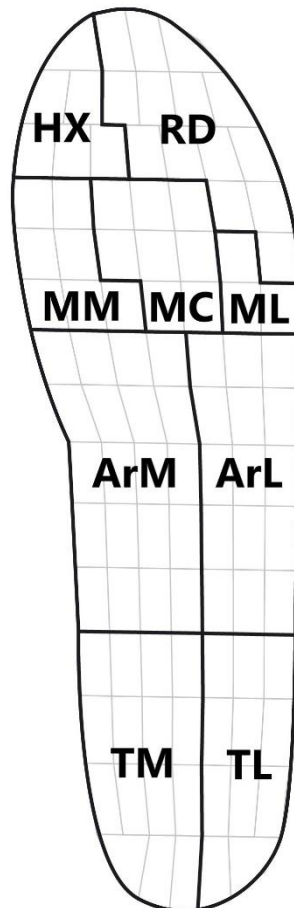


Figura 36. Zonas en las que se dividió el área plantar.

TM =talón medial; TL = talón lateral; ArM = arco medial; ArL = arco lateral; MM = metatarso medial; MC = metatarso central; ML = metatarso lateral; HX = hallux; RD = resto de dedos.

2.8.3. Análisis estadístico

Los datos se analizaron con el software estadístico SPSS (SPSS, Chicago, IL, EE. UU.). Tras verificar la normalidad de las variables (Kolmogorov-Smirnov), se aplicó la prueba-t para muestras relacionadas en las variables normales (TZan, TApo) para comparar las diferencias intra-sujeto antes y después del entrenamiento en cada grupo (GE-pre vs GE-post; GW-pre vs GW-post). En aquellas variables no homogéneas (PM,

PMM, e IPT) se utilizó la prueba de Wilcoxon. Además, también se calculó el tamaño del efecto: d de Cohen (Cohen, 1988; Cumming, 2012) para la prueba paramétrica (prueba- t), y r de Rosenthal (Field, 2013; Rosenthal, 1991) para la no paramétrica (Wilcoxon). Así pues, la significación se definió como $p < 0.05$ y un tamaño del efecto de moderado a alto ($d \geq 0.5$; $r \geq 0.3$).

RESULTADOS

3. RESULTADOS

3.1. Caracterización de la muestra

En la Tabla 9 se presentan las características sociodemográficas basales de todos los participantes que iniciaron el estudio, sin diferencias entre grupos.

Tabla 9. Características sociodemográficas y clínicas basales de la muestra.

	Total participantes (n=24)
Edad, años (media \pm desviación típica)	70,46 \pm 4,16
Peso, kg (media \pm desviación típica)	78,67 \pm 13,65
Sexo (n)	
<i>Masculino</i>	10 (41,67%)
<i>Femenino</i>	14 (58,33%)
Patología (n)	
<i>Cardiovascular</i>	20 (%)
<i>Endocrina y/o Metabólica</i>	19 (%)
<i>Musculoesquelética</i>	7 (%)
<i>Respiratoria</i>	3 (%)
<i>Otra</i>	4 (%)
Velocidad de la marcha (n)	
0,8 – 1,2 m/s	6 (25%)
1,21 – 1,40 m/s	12 (50%)
$\geq 1,41$ m/s	6 (25%)

Con el objetivo de comprobar la homogeneidad de los dos grupos experimentales -ausencia de diferencias significativas en la situación de partida, previo a la intervención-, se comprobó la distribución final de la muestra en ambos grupos de entrenamiento, siendo homogénea tanto en el Bloque 0 (Tabla 10) como en los Bloques 1 y 2 (Tabla 11), atendiendo a los siguientes criterios: edad, género, peso, altura, velocidad de la marcha en 6 metros (Cesari et al., 2005), fuerza del tren inferior (*Five Repetitions Sit-to-Stand Test*: Bohannon, Bubela, Magasi, Wang, y Gershon, 2010; Whitney et al., 2005), y agilidad (*Timed Up-and-Go Test*: Bloch, Jonsson, y Kristensen, 2016; Podsiadlo y Richardson, 1991).

Como se ha comentado en el apartado 2.4.3, el número de participantes considerados para el análisis de las variables del Bloque 0 no fue el mismo que para los Bloques 1 y 2, por lo que los resultados del análisis de la homogeneidad de los grupos se

presentan en dos tablas diferentes: Tabla 10 para las variables físico-funcionales (n = 24; Bloque 0), y Tabla 11 para las variables biomecánicas (n = 23; Bloques 1 y 2)

Tabla 10. Comprobación de la distribución homogénea de la muestra, Bloque 0.

	GE (n = 13)	GW (n = 11)	p
Edad (años)	71.15 (4.63)	69.64 (3.56)	0.39 ^a
Género (masc./fem.)	5/8	5/6	0.73 ^b
Peso (kg)	77.20 (17.42)	80.40 (7.62)	0.58 ^a
Altura (cm)	157.35 (8.35)	163.04 (8.65)	0.12 ^a
6-m Gait Speed (m/s)	1.32 (0.19)	1.37 (0.22)	0.55 ^a
5rep-StS (s)	13.01 (2.70)	12.98 (2.29)	0.98 ^a
TUG (s)	8.57 (1.63)	7.89 (1.14)	0.25 ^a

Media (DE); ^a p-valor de la prueba-t para muestras independientes; ^b p-valor de la prueba de Chi-Cuadrado; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; 5rep-StS = Five-repetition Sit-to-Stand test; TUG = Timed Up-and-Go test.

Tabla 11. Comprobación de la distribución homogénea de la muestra, Bloque 1 y Bloque 2.

	GE (n = 12)	GW (n = 11)	p
Edad (años)	71.58 (4.56)	69.64 (3.56)	0.27 ^a
Género (masc./fem.)	5/7	5/6	0.86 ^b
Peso (kg)	79.03 (16.84)	80.40 (7.62)	0.81 ^a
Altura (cm)	157.38 (8.72)	163.04 (8.65)	0.13 ^a
6-m Gait Speed (m/s)	1.31 (0.19)	1.37 (0.22)	0.51 ^a
5rep-StS (s)	13.18 (2.74)	12.98 (2.29)	0.85 ^a
TUG (s)	8.62 (1.69)	7.89 (1.14)	0.24 ^a

Media (DE); ^a p-valor de la prueba-t para muestras independientes; ^b p-valor de la prueba de Chi-Cuadrado; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; 5rep-StS = Five-repetition Sit-to-Stand test; TUG = Timed Up-and-Go test.

Finalmente, respecto a la dominancia lateral en las piernas, todos los participantes respondieron a la pregunta “si tuvieras que chutar una pelota para golpear un objetivo, ¿qué pierna usarías para chutar la pelota?” (van Melick et al., 2017) con la misma respuesta: la pierna derecha.

3.2. Resultados del Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional

3.2.1. Velocidad de la marcha

En la Figura 37 se muestran los valores de velocidad de la marcha (*6m-GST*) para ambos grupos de entrenamiento en los 3 momentos de evaluación: antes del entrenamiento (pre), en la mitad del entrenamiento (inter), y después del entrenamiento (post). Así pues, tras el análisis por pares de cada una de las evaluaciones, se encontraron diferencias significativas en el GW al comparar pre vs inter (1.39 ± 0.24 vs 1.52 ± 0.18 m/s, $p=0.03$, $d=0.59$), pero no en inter vs post (1.52 ± 0.18 vs 1.44 ± 0.24 m/s, $p=0.95$, $d=0.35$), ni en pre vs post (1.39 ± 0.24 vs 1.44 ± 0.24 m/s, $p=1.00$, $d=0.21$). En el GE no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ningún momento (pre vs inter: 1.35 ± 0.20 vs 1.36 ± 0.23 m/s, $p=1.00$, $d=0.04$; inter vs post: 1.36 ± 0.23 vs 1.28 ± 0.28 m/s, $p=0.80$, $d=0.30$; pre vs post: 1.35 ± 0.20 vs 1.28 ± 0.28 m/s, $p=1.00$, $d=0.28$).

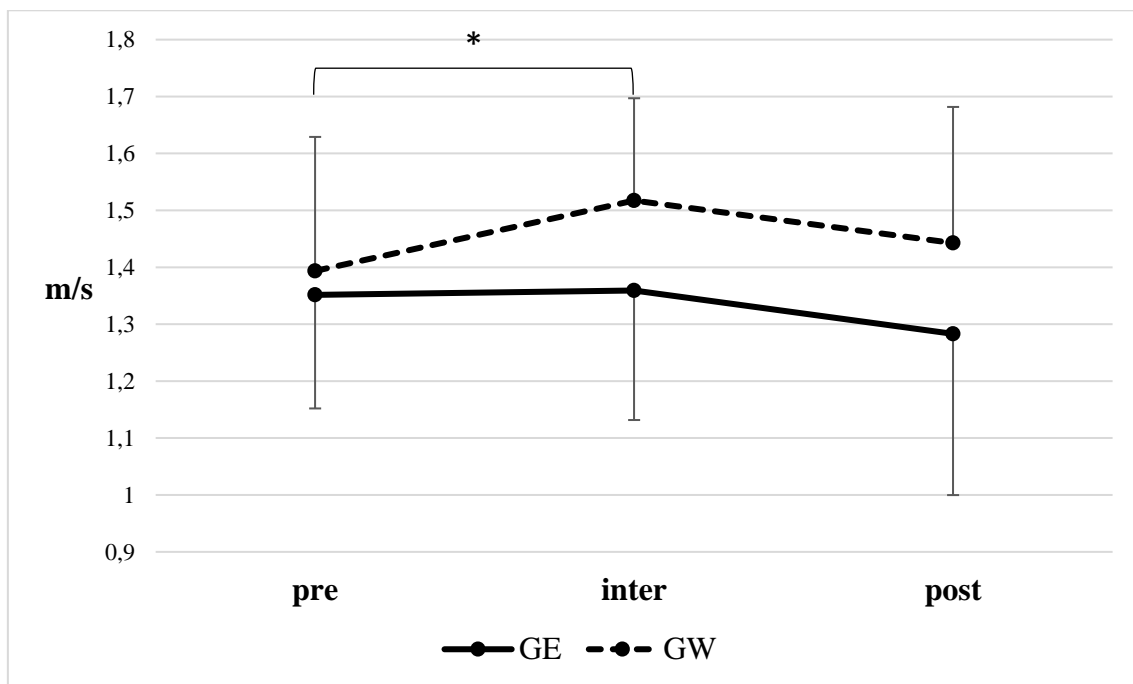


Figura 37. Velocidad de la marcha (Media y DE), pre vs inter vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.2.2. Agilidad

En cuanto a la agilidad (*TUG*), en la Figura 38 se puede observar su evolución a lo largo del programa, comparando ambos grupos de entrenamiento y los 3 momentos de evaluación (pre, inter, post) entre sí. Resulta conveniente recordar que esta variable está expresada en segundos, por lo que una reducción del tiempo en la ejecución de la prueba significa una mejora en la agilidad. En el GE se encontraron diferencias significativas en pre vs inter (8.57 ± 1.63 vs 7.80 ± 1.68 s, $p=0.01$, $d=0.47$) y en pre vs post (8.57 ± 1.63 vs 7.83 ± 1.75 s, $p=0.03$, $d=0.44$), pero no en inter vs post (7.80 ± 1.68 vs 7.83 ± 1.75 s, $p=1.00$, $d=0.02$). Por otro lado, en el GW se hallaron diferencias significativas sólo en pre vs post (7.89 ± 1.14 vs 7.05 ± 0.66 s, $p=0.02$, $d=0.90$), pero no en pre vs inter (7.89 ± 1.14 vs 7.34 ± 1.04 s, $p=0.10$, $d=0.50$) ni en inter vs post (7.34 ± 1.04 vs 7.05 ± 0.66 s, $p=0.43$, $d=0.33$).

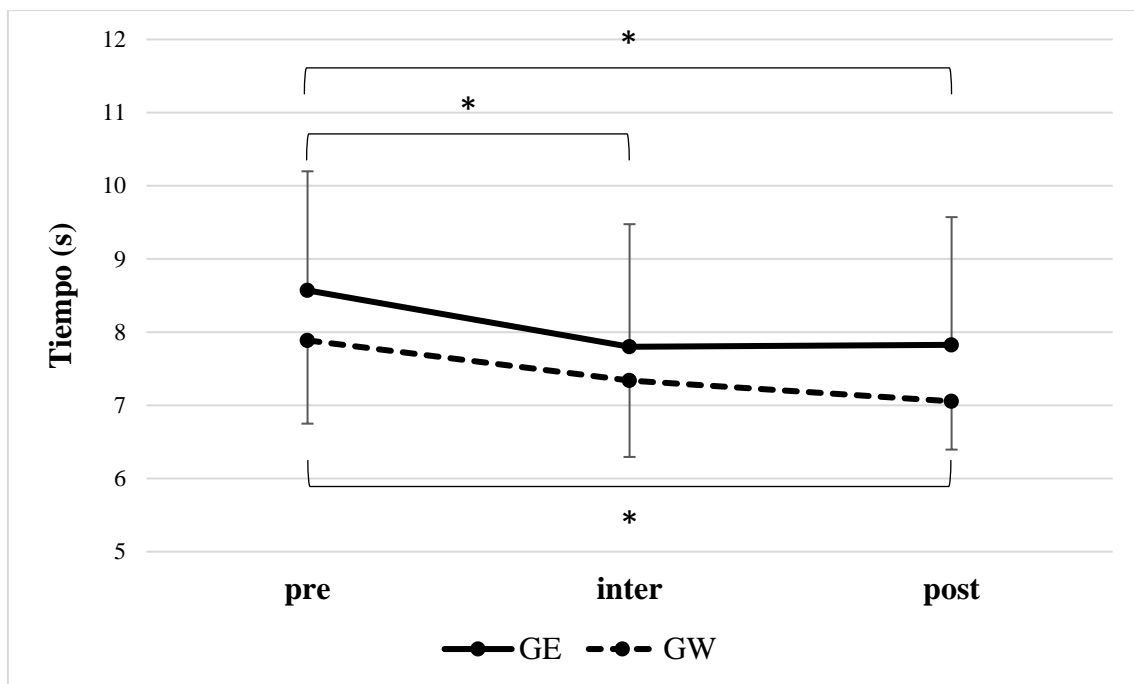


Figura 38. Agilidad (Media y DE), pre vs inter vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.2.3. Fuerza del tren inferior

Respecto a la fuerza del tren inferior (*5rep-StS*), en la Figura 39 se muestran los tiempos empleado para realizar la prueba en cada uno de los grupos de entrenamiento y en cada uno de los momentos de evaluación (pre, inter, post). Del mismo modo que en la agilidad, una reducción del tiempo de ejecución del test está relacionado con una mejora en la fuerza del tren inferior. Así pues, en el GE se encontraron diferencias estadísticamente significativas en pre vs post (13.01 ± 2.70 vs 11.51 ± 2.24 s, $p=0.03$, $d=0.60$), pero no en pre vs inter (13.01 ± 2.70 vs 12.56 ± 2.93 s, $p=1.00$, $d=0.16$) ni en inter vs post (12.56 ± 2.93 vs 11.51 ± 2.24 s, $p=0.20$, $d=0.41$). Y en el GW se hallaron también mejoras significativas en pre vs post (12.98 ± 2.29 vs 11.20 ± 1.83 s, $p=0.02$, $d=0.86$), pero no en pre vs inter (12.98 ± 2.29 vs 12.19 ± 2.63 s, $p=0.67$, $d=0.32$) ni tampoco en inter vs post (12.19 ± 2.63 vs 11.20 ± 1.83 s, $p=0.33$, $d=0.44$).

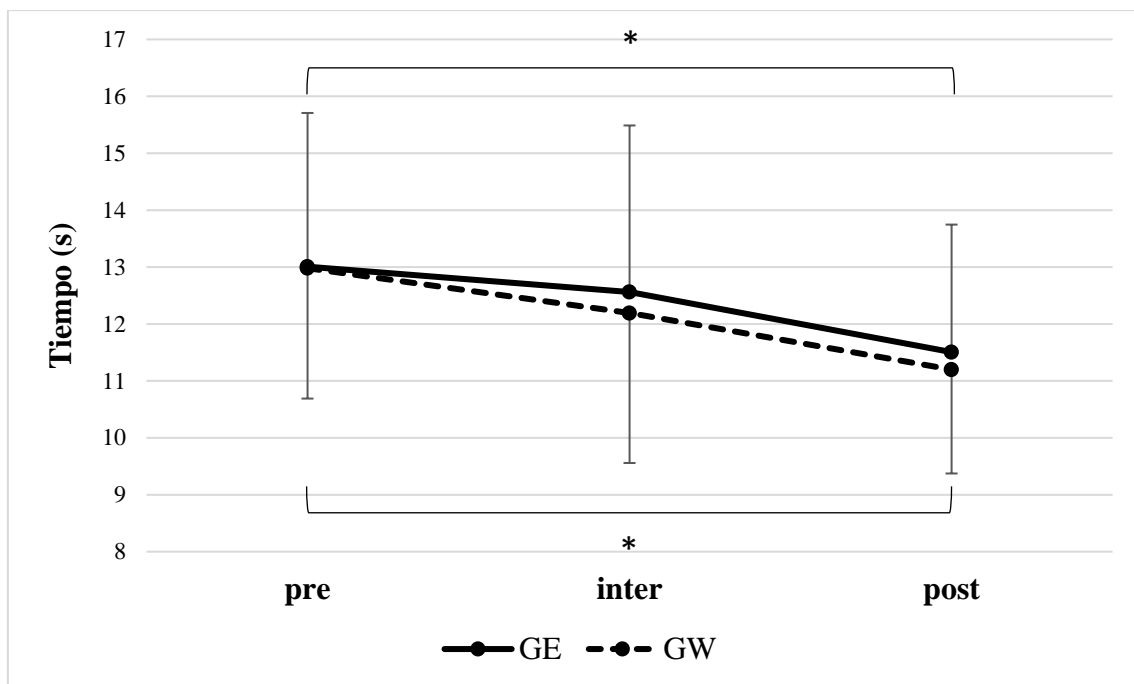


Figura 39. Fuerza del tren inferior (Media y DE), pre vs inter vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.2.4. Peso

En la Tabla 12 se muestran los resultados del análisis estadístico del peso, comparando por pares cada uno de los momentos de evaluación, es decir, antes del inicio del programa (pre), en la mitad (inter), y al finalizarlo (post). De este modo, surgen 3 comparaciones: pre vs inter (1-2), inter vs post (2-3), pre vs post (1-3).

Tabla 12. Peso (Kg) en ambos grupos y en los tres momentos de evaluación.

	pre (1)	inter (2)	post (3)	par	<i>p</i>	<i>d</i>
GE (n = 13)	77.20 (17.42)	76.21 (18.04)	76.47 (18.30)	1-2	0.03	0.06
				2-3	1.00	0.01
				1-3	0.24	0.04
GW (n = 11)	80.40 (7.62)	80.02 (6.95)	79.50 (7.63)	1-2	0.95	0.05
				2-3	0.62	0.07
				1-3	0.15	0.12

Media (DE); *p* = p-valor, prueba de ANOVA medidas repetidas; *d* = tamaño del efecto, *d* de Cohen; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.2.5. Calidad de vida relacionada con la salud

Por último, en la Tabla 13 se pueden observar los valores del cuestionario *SF-12*, para ambos grupos, antes (pre) y después (post) de la realización de los respectivos programas de entrenamiento.

Tabla 13. Resultados Cuestionario de Salud SF-12, antes (pre) y después del entrenamiento (post).

	GE (n = 13)				GW (n = 11)			
	pre	post	<i>p</i>	<i>d</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>d</i>
SF-12-f (pts)	64.69 (26.03)	76.31 (18.77)	0.01	0.51	64.09 (22.07)	77.82 (16.31)	0.01	0.71
SF-12-m (pts)	78.15 (14.55)	83.00 (11.71)	0.04	0.37	75.55 (15.39)	83.09 (13.41)	0.07	0.52
SF-12-t (pts)	74.77 (18.53)	82.62 (13.05)	0.01	0.49	71.73 (16.52)	82.91 (13.87)	0.01	0.73

Media (DE); *p* = p-valor, prueba-t para muestras relacionadas; *d* = tamaño del efecto, *d* de Cohen; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; SF-12-f: puntuación del dominio físico; SF-12-m: puntuación del dominio mental; SF-12-t: puntuación global.

3.3. Resultados del Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración

3.3.1. Aceleración máxima en cabeza y tibia

Tras el análisis de los valores de aceleración máxima en la cabeza (Figura 40), se encontró un aumento significativo tras el entrenamiento en ambos grupos, tanto en la pierna dominante (GE: 1.91 ± 0.20 vs 2.19 ± 0.43 g, $p=0.01$, $d=0.84$; GW: 2.05 ± 0.29 vs 2.34 ± 0.49 g, $p=0.01$, $d=0.73$) como en pierna no-dominante (EG: 1.98 ± 0.32 vs 2.28 ± 0.54 g, $p=0.02$, $d=0.68$; WG: 2.03 ± 0.32 vs 2.22 ± 0.46 g, $p=0.02$, $d=0.48$).

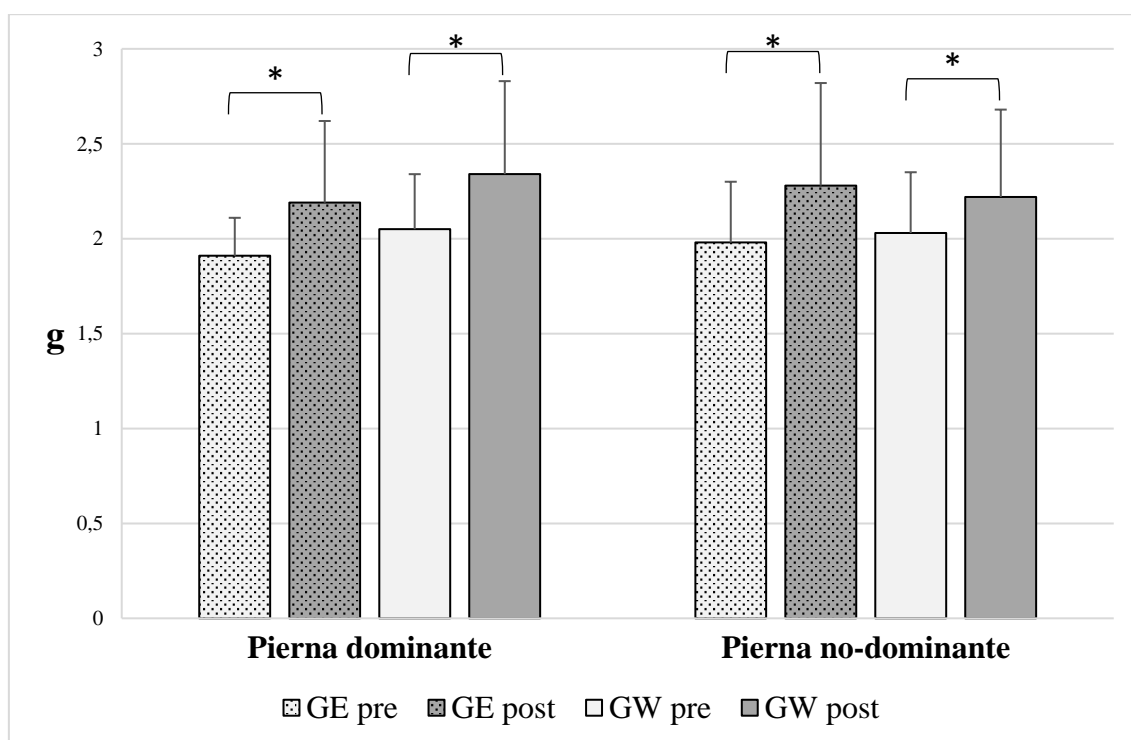


Figura 40. Aceleración máxima en cabeza (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

En cuanto a los valores de aceleración máxima en tibia (Figura 41), no reportó en ninguno de los dos grupos diferencias significativas en la pierna dominante (GE: 7.82 ± 2.90 vs 10.51 ± 4.36 g, $p=0.06$, $d=0.73$; GW: 11.19 ± 3.14 vs 12.04 ± 5.34 g, $p=0.55$, $d=0.19$). No obstante, sí se encontró un aumento significativo en la pierna no-dominante en el GE (6.75 ± 2.19 vs 9.58 ± 4.54 g, $p=0.02$, $d=0.80$), pero no en el GW (8.20 ± 2.69 vs 9.68 ± 3.16 g, $p=0.10$, $d=0.50$).

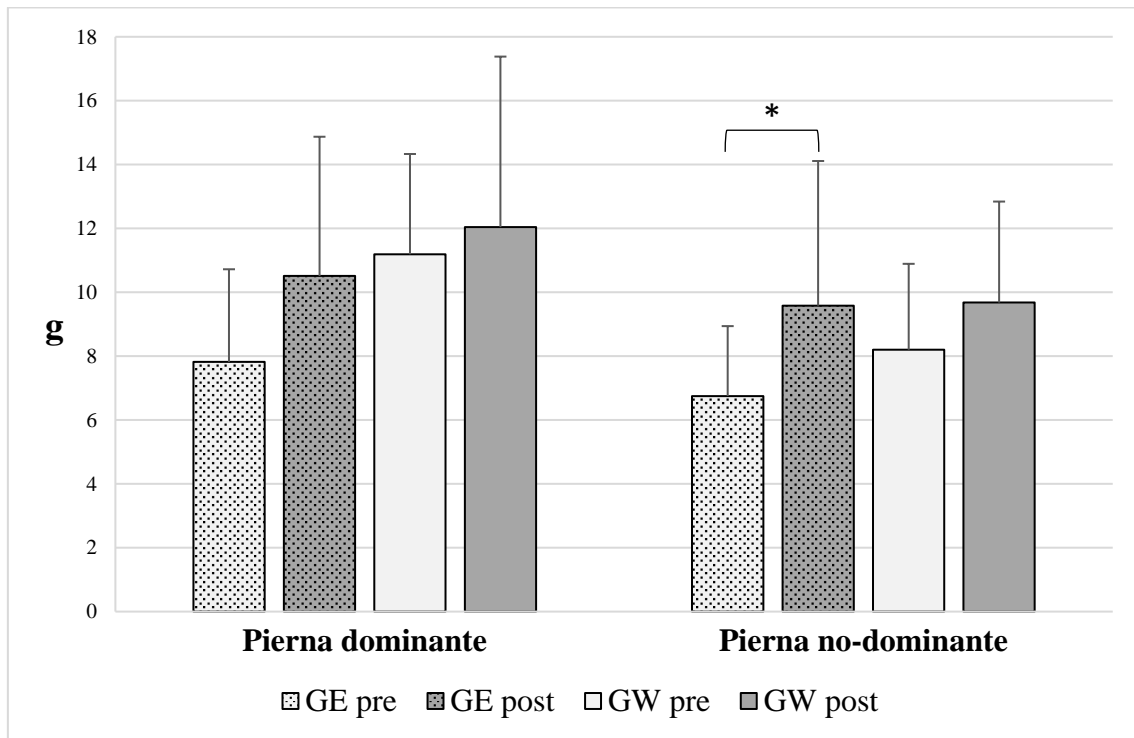


Figura 41. Aceleración máxima en tibia (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.3.2. Ratio de aceleración (30-70%) en tibias

Los valores de la ratio (30-70%) en las tibias (Figura 42), tras el entrenamiento se encontraron aumentos significativos en la pierna dominante en el GE (62.82 ± 33.40 vs 79.23 ± 29.96 g/s, $p=0.03$, $d=0.52$), pero no en el GW (112.62 ± 62.13 vs 160.67 ± 122.64 g/s, $p=0.11$, $d=0.49$). Sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la pierna no-dominante en ninguno de los dos grupos (GE: 63.14 ± 32.91 vs 78.73 ± 35.06 g/s, $p=0.15$, $d=0.46$; GW: 103.03 ± 64.04 vs 125.85 ± 45.33 g/s, $p=0.08$, $d=0.41$).

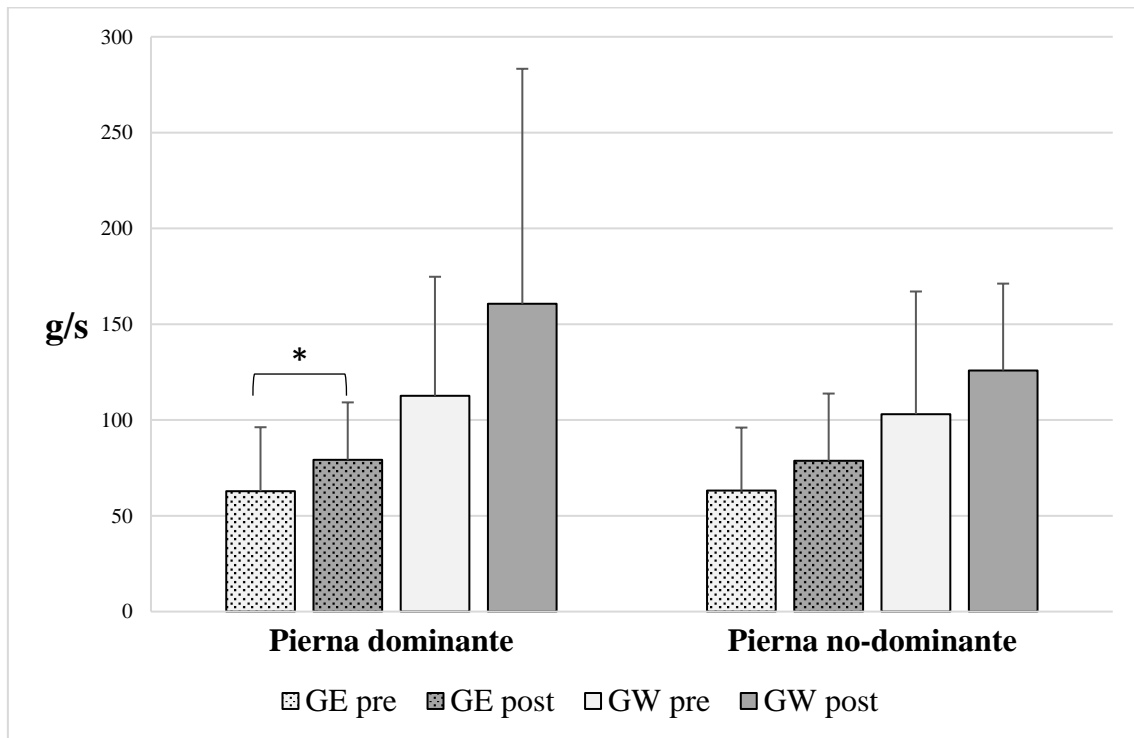


Figura 42. Ratio 30-70 (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.3.3. Atenuación

Comparando los valores de atenuación pre-entrenamiento y post-entrenamiento (Figura 43), no se encontraron diferencias significativas en la pierna dominante en ninguno de los dos grupos (GE: 73.19 ± 7.54 vs 77.05 ± 6.10 g, $p=0.13$, $d=0.56$; GW: 80.23 ± 5.38 vs 78.90 ± 4.77 g, $p=0.48$, $d=0.26$). Sin embargo, se encontró un aumento significativo en la pierna no-dominante en el GE (68.63 ± 6.57 vs 73.37 ± 7.15 %, $p=0.00$, $d=0.69$), pero no en el GW (73.22 ± 7.79 vs 75.74 ± 6.78 %, $p=0.29$, $d=0.34$).

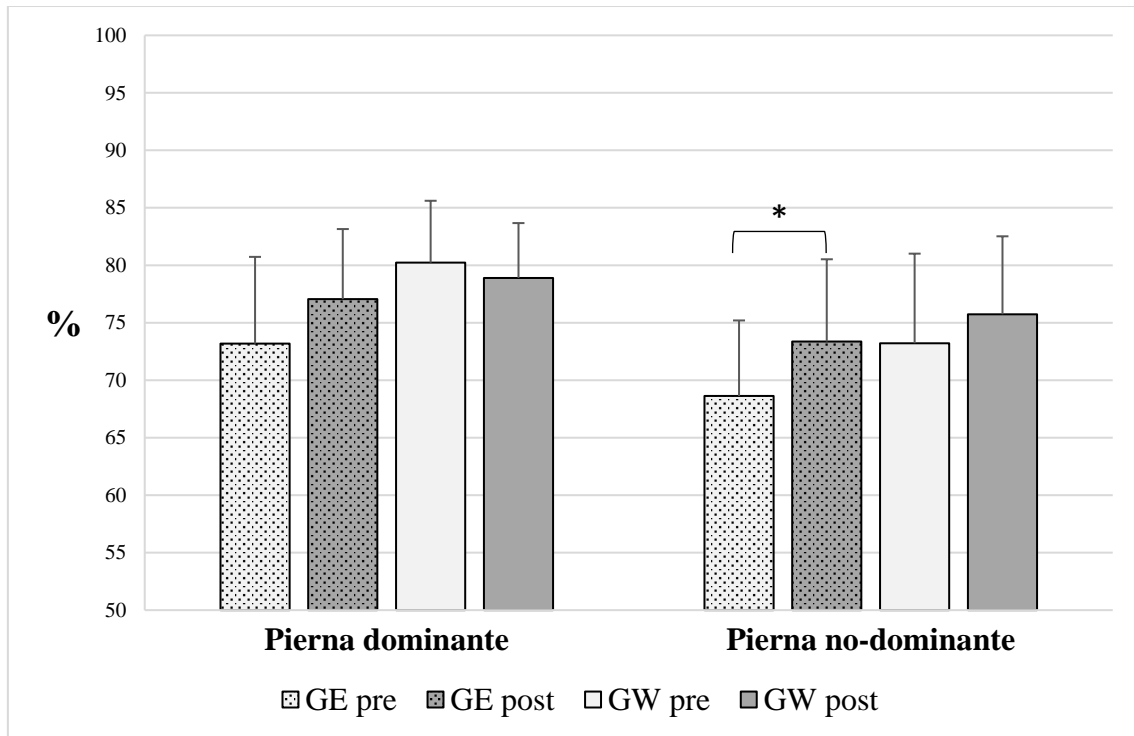


Figura 43. Atenuación (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

3.3.4. Longitud de paso y frecuencia de zancada

La Tabla 14 muestra las diferencias pre vs post en cada uno de los grupos de entrenamiento en las variables longitud de paso en pierna dominante/no-dominante, y frecuencia de zancada. Se encontró un aumento significativo ($p < 0.01$, $d = 1.05$) de la frecuencia de zancada en el GW. También se encontró una reducción estadísticamente significativa ($p < 0.05$, $d = 0.68$) de la longitud de paso en la pierna no-dominante en el GE.

Tabla 14. Variables espacio-temporales analizadas en ambas piernas, pre y post-entrenamiento.

	GE (n = 12)				GW (n = 11)			
	pre	post	<i>p</i>	<i>d</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>d</i>
Long. paso. D (m)	0.66 (0.09)	0.60 (0.12)	0.07	0.60	0.69 (0.10)	0.69 (0.10)	0.99	0.01
Long. paso. ND (m)	0.69 (0.08)	0.63 (0.11)	0.02	0.68	0.69 (0.09)	0.72 (0.12)	0.45	0.29
Frec. zanc. (Hz)	0.95 (0.09)	0.99 (0.09)	0.07	0.44	0.95 (0.05)	1.01 (0.05)	0.01	1.05

Media (DE); *p* = p-valor, prueba-t para muestras relacionadas; *d* = tamaño del efecto, d de Cohen; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; D: pierna dominante; ND: pierna no-dominante.

3.4. Resultados del Bloque 2: Análisis de las presiones plantares

3.4.1. Presión máxima y presión máxima media

En la Tabla 15 se muestran las diferencias en la presión máxima en ambos grupos de entrenamiento, antes y después de la realización de sus respectivos programas, tanto para la pierna dominante como para la no-dominante, así como también según las 9 regiones plantares. Igualmente, la

Tabla 16 muestra los valores obtenidos tras el análisis de los datos de presión máxima media en los dos grupos, previamente y tras el entrenamiento, en ambas piernas (dominante y no-dominante), y en las 9 regiones plantares definidas en este estudio.

3.4.1. Integral presión-tiempo

En cuanto a la integral presión-tiempo, en la

Tabla 17 se exponen los valores de esta variable y su respectivo análisis en los dos grupos de entrenamiento, antes y después de la intervención, tanto en la pierna dominante como en la no-dominante, diferenciando también en las 9 regiones en las que se ha dividido la superficie plantar en esta investigación.

3.4.1. Tiempo de zancada y tiempo de apoyo

La Figura 44 muestra la comparación de los valores de tiempo de zancada antes y después del entrenamiento, en cada grupo de sujetos, así como también en ambas piernas (dominante y en no-dominante). Tras el análisis, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$ y $d > 0.5$) en el GW tras el entrenamiento, tanto en la pierna dominante (1.048 ± 0.058 vs 0.992 ± 0.058 s, $p=0.01$, $d=0.96$) como en la no-dominante (1.048 ± 0.059 vs 0.992 ± 0.057 s, $p=0.01$, $d=0.97$). Sin embargo, no se hallaron diferencias en el GE, ni en pierna dominante (1.051 ± 0.088 vs 1.012 ± 0.095 s, $p=0.10$, $d=0.43$) ni en no-dominante (1.051 ± 0.087 vs 1.010 ± 0.094 s, $p=0.10$, $d=0.45$).

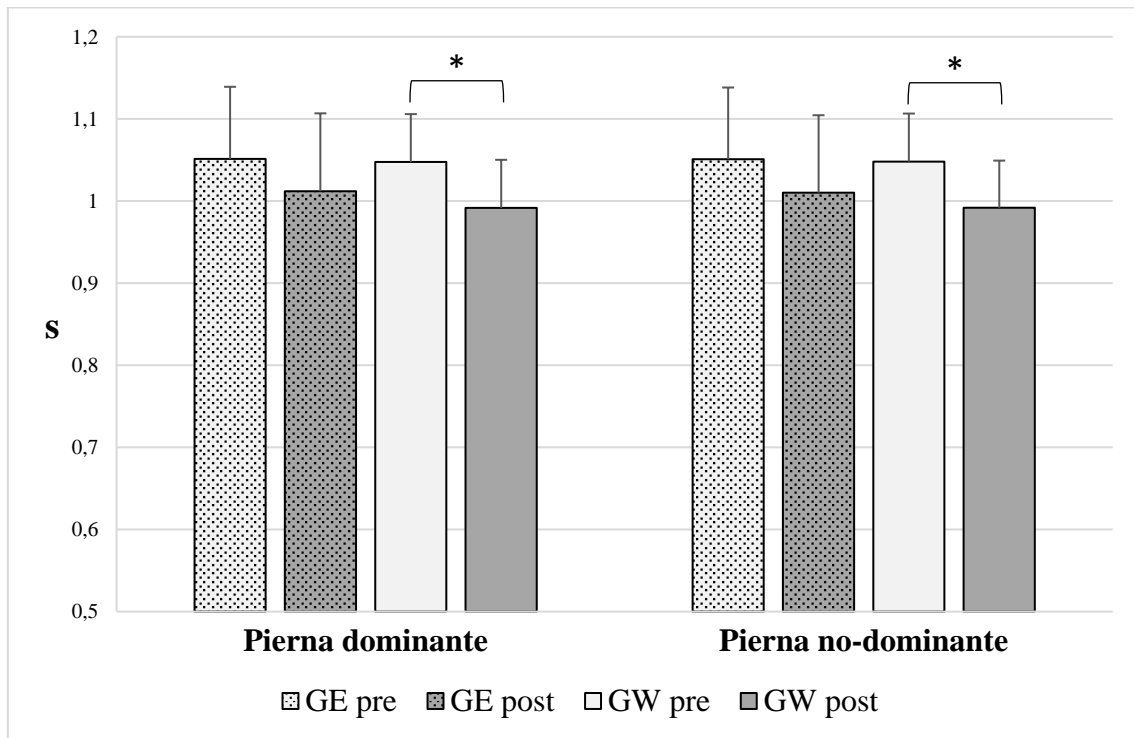


Figura 44. Tiempo de zancada (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05 + d > 0.5$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

En cuanto al tiempo de apoyo, en la Figura 45 se pueden observar las diferencias pre y post entrenamiento en cada grupo, en pierna dominante y en no-dominante. Tras el desarrollo de los programas, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$ y $d > 0.5$) en el GW en la pierna dominante (0.652 ± 0.042 vs 0.607 ± 0.041 s, $p=0.00$, $d=1.07$), y también en la no-dominante (0.654 ± 0.044 vs 0.607 ± 0.047 s, $p=0.00$, $d=1.03$). No obstante, en el GE no se encontraron diferencias, ni en la pierna dominante (0.656 ± 0.071 vs 0.623 ± 0.076 s, $p=0.05$, $d=0.46$) ni tampoco en la no-dominante (0.660 ± 0.066 vs 0.625 ± 0.075 s, $p=0.07$, $d=0.50$).

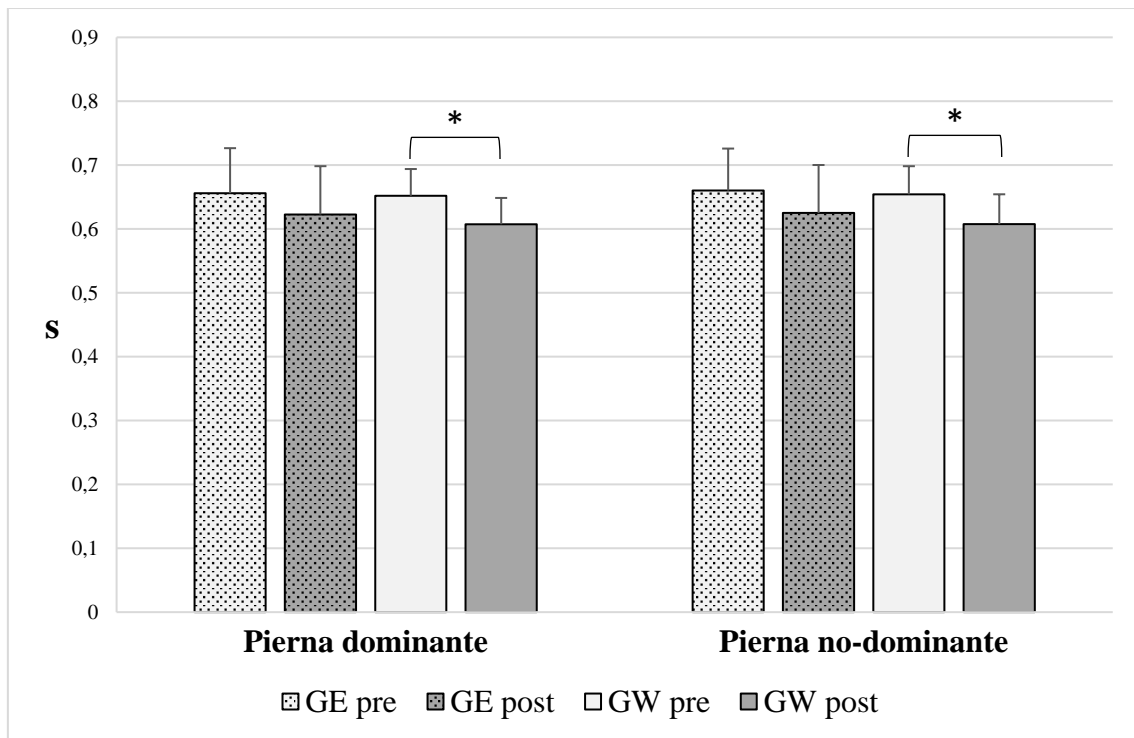


Figura 45. Tiempo de apoyo (Media y DE), pre vs post-entrenamiento.

* = $p < 0.05 + d > 0.5$; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING.

Tabla 15. Presión Máxima (kPa) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento.

	GE (n = 12)								GW (n = 11)							
	Pierna dominante				Pierna no-dominante				Pierna dominante				Pierna no-dominante			
	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>
TM	216.04 (37.65)	228.96 (58.86)	0.33	0.20	244.38 (47.95)	257.08 (64.43)	0.58	0.11	225.00 (42.41)	232.95 (37.66)	0.30	0.22	239.09 (46.28)	245.91 (48.16)	0.68	0.09
TL	221.46 (49.99)	237.08 (72.88)	0.17	0.28	235.83 (53.24)	239.58 (60.17)	0.97	0.01	216.82 (44.10)	224.77 (37.16)	0.14	0.31	228.86 (35.92)	243.18 (43.79)	0.03	0.47
ArM	112.50 (32.82)	108.96 (30.33)	0.64	0.10	118.75 (42.37)	113.75 (38.81)	0.66	0.09	123.18 (43.55)	116.82 (42.22)	0.07	0.38	125.23 (56.13)	129.55 (47.72)	0.53	0.13
ArL	158.96 (48.11)	153.96 (41.80)	0.88	0.03	158.33 (48.36)	155.63 (57.48)	0.64	0.10	152.50 (27.06)	143.41 (46.26)	0.57	0.12	140.45 (27.56)	137.95 (34.49)	0.86	0.04
MM	245.00 (74.71)	223.75 (54.85)	0.01	0.50	241.25 (50.10)	241.46 (53.60)	1.00	0.00	337.27 (108.71)	315.68 (82.87)	0.13	0.32	357.50 (153.41)	320.00 (103.53)	0.10	0.35
MC	225.42 (53.22)	214.38 (46.52)	0.04	0.42	234.17 (60.28)	225.83 (49.60)	0.35	0.19	272.50 (77.73)	268.86 (83.27)	0.69	0.09	269.09 (47.42)	265.68 (57.59)	0.51	0.14
ML	185.83 (44.21)	181.46 (38.01)	0.42	0.16	172.71 (34.88)	175.21 (33.17)	0.54	0.13	197.27 (65.00)	185.23 (55.27)	0.56	0.12	191.14 (37.39)	192.73 (64.14)	0.57	0.12
HX	268.13 (111.65)	257.92 (95.73)	0.29	0.22	247.29 (77.54)	250.83 (79.64)	0.76	0.06	250.68 (61.86)	252.05 (70.58)	1.00	0.00	257.05 (80.29)	236.59 (92.17)	0.06	0.40
RD	183.13 (85.64)	176.88 (82.14)	0.33	0.20	156.67 (52.80)	160.00 (64.73)	0.72	0.07	203.18 (102.12)	197.05 (107.06)	0.51	0.14	177.27 (60.11)	178.41 (61.98)	0.88	0.03

Media (DE); *p* = p-valor, prueba de Wilcoxon; *r* = tamaño del efecto, *r* de Rosenthal; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; TM = talón medial; TL = talón lateral; ArM = arco medial; ArL = arco lateral; MM = metatarso medial; MC = metatarso central; ML = metatarso lateral; HX = hallux; RD = resto de dedos.

Tabla 16. Presión Máxima Media (kPa) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento.

	GE (n = 12)								GW (n = 11)							
	Pierna dominante				Pierna no-dominante				Pierna dominante				Pierna no-dominante			
	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>
TM	189.70 (34.34)	200.85 (48.60)	0.16	0.29	216.40 (43.81)	224.49 (53.79)	0.69	0.08	203.83 (36.91)	213.40 (34.82)	0.02	0.49	213.52 (38.74)	221.53 (42.31)	0.37	0.19
TL	192.12 (43.49)	204.06 (61.17)	0.12	0.32	205.84 (48.21)	208.51 (52.18)	0.88	0.03	194.03 (38.79)	202.03 (32.25)	0.08	0.38	203.31 (30.24)	214.73 (36.84)	0.03	0.45
ArM	91.89 (26.43)	93.06 (28.17)	0.21	0.26	96.77 (32.71)	90.98 (30.32)	0.81	0.05	100.19 (34.87)	97.13 (29.33)	0.53	0.13	99.49 (38.61)	99.72 (37.28)	0.66	0.09
ArL	120.57 (31.54)	119.65 (32.02)	0.88	0.03	118.96 (34.33)	113.28 (39.15)	0.31	0.21	113.46 (19.04)	107.19 (22.87)	0.37	0.19	95.27 (15.49)	98.84 (16.19)	0.29	0.23
MM	176.74 (42.56)	173.85 (40.82)	0.53	0.13	180.14 (34.48)	180.41 (34.23)	1.00	0.00	251.27 (73.74)	248.40 (63.43)	0.79	0.06	255.56 (88.44)	235.88 (54.90)	0.18	0.28
MC	198.59 (46.91)	191.15 (44.13)	0.12	0.32	209.24 (59.34)	201.05 (50.64)	0.24	0.24	234.73 (57.09)	234.84 (60.12)	0.86	0.04	233.65 (44.27)	236.71 (50.73)	0.48	0.15
ML	150.23 (36.19)	147.90 (35.34)	0.94	0.02	142.25 (29.21)	141.02 (32.69)	0.88	0.03	150.80 (50.38)	147.21 (46.35)	0.66	0.09	140.62 (28.06)	149.56 (41.17)	0.18	0.28
HX	196.09 (51.00)	207.23 (85.18)	0.81	0.05	196.73 (72.85)	208.30 (74.73)	0.14	0.30	201.73 (56.34)	213.49 (61.97)	0.37	0.19	204.61 (71.66)	196.75 (78.00)	0.05	0.42
RD	140.14 (40.44)	149.93 (74.96)	0.94	0.02	132.20 (45.03)	136.68 (57.98)	0.58	0.11	165.97 (91.11)	170.93 (87.33)	0.86	0.04	150.83 (60.00)	152.99 (56.66)	0.59	0.11

Media (DE); *p* = p-valor, prueba de Wilcoxon; *r* = tamaño del efecto, *r* de Rosenthal; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; TM = talón medial; TL = talón lateral; ArM = arco medial; ArL = arco lateral; MM = metatarso medial; MC = metatarso central; ML = metatarso lateral; HX = hallux; RD = resto de dedos.

Tabla 17. Integral Presión-Tiempo (kPa*s) de las 9 zonas, en ambos grupos y piernas, pre y post-entrenamiento.

	GE (n = 12)								GW (n = 11)							
	Pierna dominante				Pierna no-dominante				Pierna dominante				Pierna no-dominante			
	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>	pre	post	<i>p</i>	<i>r</i>
TM	44.26 (9.75)	41.44 (8.32)	0.06	0.38	53.17 (9.68)	47.83 (8.13)	0.02	0.48	49.99 (8.65)	46.25 (8.97)	0.01	0.55	52.94 (10.31)	48.78 (10.50)	0.02	0.51
TL	44.19 (9.67)	41.56 (7.95)	0.07	0.37	52.50 (10.64)	45.94 (8.12)	0.01	0.54	47.30 (7.60)	43.55 (8.09)	0.00	0.63	50.43 (8.05)	46.53 (8.43)	0.03	0.45
ArM	34.98 (12.09)	31.52 (9.73)	0.18	0.27	35.58 (12.78)	31.66 (11.34)	0.14	0.30	33.13 (13.79)	30.75 (10.68)	0.25	0.25	32.71 (13.73)	31.65 (11.87)	0.37	0.19
ArL	49.30 (13.62)	43.82 (10.66)	0.02	0.48	48.36 (14.96)	42.07 (12.98)	0.01	0.54	43.24 (6.65)	38.47 (8.55)	0.01	0.55	38.16 (6.37)	36.79 (6.81)	0.53	0.13
MM	52.25 (15.30)	46.86 (13.55)	0.02	0.48	49.62 (11.28)	46.56 (11.68)	0.16	0.29	68.61 (23.67)	63.10 (21.67)	0.06	0.40	70.25 (23.27)	60.59 (15.80)	0.00	0.63
MC	53.71 (12.53)	49.11 (11.84)	0.00	0.58	53.60 (12.88)	49.81 (12.09)	0.03	0.43	64.89 (19.52)	61.44 (18.62)	0.05	0.42	65.60 (16.23)	60.93 (14.94)	0.00	0.63
ML	44.44 (10.97)	41.51 (10.85)	0.05	0.40	40.13 (8.63)	37.38 (9.00)	0.02	0.46	45.15 (18.93)	42.60 (17.89)	0.04	0.44	44.96 (13.55)	44.32 (16.60)	0.66	0.09
HX	40.25 (12.63)	38.00 (13.96)	0.39	0.18	40.38 (14.99)	38.51 (12.62)	0.53	0.13	38.16 (14.29)	36.89 (13.54)	0.53	0.13	42.01 (16.75)	36.69 (16.14)	0.01	0.53
RD	183.13 (85.64)	176.88 (82.14)	0.33	0.20	156.67 (52.80)	160.00 (64.73)	0.72	0.07	203.18 (102.12)	197.05 (107.06)	0.51	0.14	177.27 (60.11)	178.41 (61.98)	0.88	0.03

Media (DE); *p* = p-valor, prueba de Wilcoxon; *r* = tamaño del efecto, *r* de Rosenthal; GE = Grupo EFAM; GW = Grupo WALKING; TM = talón medial; TL = talón lateral; ArM = arco medial; ArL = arco lateral; MM = metatarso medial; MC = metatarso central; ML = metatarso lateral; HX = hallux; RD = resto de dedos.

DISCUSIÓN

4. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio ha sido analizar los efectos sobre los impactos de aceleración y las presiones plantares, así como también sobre la función físico-funcional, de dos tipos de entrenamiento en AMs: multicomponente (programa EFAM-UV[®]_{ER}) e interválico de marcha. Así pues, y tras conocer los resultados expuestos anteriormente, se concluye que:

- Se confirmaron las siguientes hipótesis: H-1b, H-1c, H-2b, H-2c, H-2d, H-3a, H-4c.
- Se rechazaron las siguientes hipótesis: H-1a, H-1d, H-1e, H-2a, H-3b, H-3c, H-3d, H-4a, H-4b.

Para facilitar la comprensión de la discusión, se ha seguido con la misma estructura con la que se ha organizado el presente documento hasta el momento, es decir, en tres bloques: Bloque 0, función físico-funcional; Bloque 1, impactos de aceleración; Bloque 2, presiones plantares.

4.1. Bloque 0: Análisis de la función físico-funcional

En este punto se discutirán los resultados obtenidos en las variables físico-funcionales. Como se ha comentado en la metodología (punto 2.1), este bloque se ha introducido con el objetivo de conocer cómo se traducen las mejoras de la función físico-funcional en los impactos de aceleración y la presión plantar. Así pues, estas variables se discutirán brevemente, ya que se comentarán con mayor profundidad posteriormente, relacionándolas con las variables propias de los bloques 1 y 2.

Tras el entrenamiento ambos grupos mejoraron tanto agilidad como fuerza del tren inferior, mientras que la velocidad de la marcha sólo aumentó en el GW tras las primeras 7 semanas; el GE redujo el peso tras el entrenamiento; y ambos grupos reportaron mejor calidad de vida relacionada con la salud al finalizar sus respectivos programas, aunque el GW no mejoró en la dimensión cognitiva.

Levantarse de una silla es un movimiento muy común y una de las tareas funcionales más exigentes para los AMs realizadas en la vida diaria (Rutherford, Hurley,

y Hubley-Kozey, 2016), por lo que la prueba *5rep-StS*, además de tratarse de un buen indicador de la **fuerza de las extremidades inferiores** (Bohannon, 1995; Bohannon et al., 2010; Guralnik et al., 1994; Whitney et al., 2005), proporciona una medida cuantitativa de una actividad funcional importante (Riley, Schenkman, Mann, y Hodge, 1991), que se verá afectada por la inactividad, la dependencia y las limitaciones funcionales (Roldán-Jiménez, Bennett, y Cuesta-Vargas, 2015). En este sentido, este test ha demostrado ser una medida válida y fiable de deterioro funcional (Staartjes y Schröder, 2018). De hecho, recientemente Staartjes y Schröder (2018) han establecido una clasificación en función del tiempo empleado en esta prueba para determinar el grado de deterioro funcional (sin deterioro: $\leq 10,4$ s; leve: 10.5 a 15.2 s; moderado: 15.3 a 22.0 s; y grave: >22.0 s). Siguiendo a estos autores, las mejoras en ambos grupos de entrenamiento han acercado los valores de nuestros participantes hacia el límite inferior del deterioro leve (GE: 11.51 s; GW: 11.20 s), demostrándose así, que ambos tipos de entrenamiento resultan efectivos para revertir el nivel de deterioro funcional de los AMs. Cabría preguntarse si una intervención de mayor duración conseguiría mayores mejoras, pudiendo alcanzar un nivel libre de deterioro funcional.

Resulta conveniente recordar que el rendimiento en el test *5rep-StS* se ve influenciado por la edad, de manera que sujetos jóvenes reportan menores tiempos de ejecución que los mayores (Bohannon, 2006a; Bohannon et al., 2010; Bohannon, Shove, Barreca, Masters, y Sigouin, 2007; Whitney et al., 2005). Tras el entrenamiento ambos grupos consiguieron reducir sus valores hasta tiempos propios de sujetos de entre 2 y 12 años más jóvenes (Bohannon, 2006a). Estos resultados refuerzan de nuevo la idea de que 14 semanas de entrenamiento físico, independientemente del tipo (multicomponente o interválico de marcha), es suficiente para mejorar la fuerza del tren inferior en AMs.

Respecto a la **agilidad**, la prueba *TUG* es ampliamente utilizada por su validez para evaluar el equilibrio dinámico general y la movilidad funcional en AMs de una manera rápida y sencilla (Bloch et al., 2016; Bohannon, 2006b; Mathias et al., 1986; Podsiadlo y Richardson, 1991). Del mismo modo que sucede con el *5rep-StS*, el tiempo empleado para realizar esta prueba también aumenta junto con la edad (Bohannon, 2006b; Ibrahim, Singh, y Shahar, 2017; Steffen, Hacker, y Mollinger, 2002). Tras el entrenamiento se consiguió reducir en ambos grupos el tiempo de ejecución del test hasta alcanzar valores que serían más propios de sujetos entorno a los 60 años (Bohannon, 2006b; Steffen et al., 2002), es decir, 10 años más jóvenes que la edad media de nuestros

participantes. Así pues, sabiendo que la mejora de la movilidad y la agilidad adquirida gracias a un programa de entrenamiento físico supone una reducción del riesgo de sufrir caídas (Asmidawati, Hamid, Hussain, y Hill, 2014), estos resultados otorgan una gran importancia a ambos tipos de entrenamiento. No obstante, conviene recordar que el GE, a diferencia del GW, también consiguió mejoras significativas tras las 7 primeras semanas de programa, por lo que parece ser que el enfoque multicomponente resulta ser más efectivo a corto plazo que el programa interválico de marcha, posiblemente debido al trabajo de equilibrio y educación del paso propio del programa EFAM-UV[®]_{ER}.

El sobrepeso y la obesidad están fuertemente asociados a problemas de movilidad en AMs (Rejeski, Ambrosius, Burdette, Walkup, y Marsh, 2017; Vincent, Vincent, y Lamb, 2010). De hecho, el **peso corporal** ha resultado ser un buen indicador de posibles limitaciones funcionales (An y Shi, 2015). Si a este factor de riesgo se le suma una pérdida de fuerza en las extremidades inferiores, la movilidad se verá fuertemente reducida (Rejeski et al., 2017). Así pues, la reducción de peso conseguida en el GE sumada al aumento de la fuerza del tren inferior ayudará a prevenir problemas de movilidad y limitaciones físico-funcionales. Estos resultados están en la línea de los obtenidos por Villareal et al. (2017), quienes recomiendan la combinación de ejercicio aeróbico y de fuerza para la pérdida de peso en AMs, ya que resulta igual de efectivo que el trabajo de uno u otro tipo de entrenamiento por separado, pero se consiguen mayores mejoras de la función física. En nuestro caso, si bien las mejoras físico-funcionales en ambos grupos fueron semejantes, sólo el GE consiguió reducir de manera significativa el peso corporal.

Tal y como se indicó en la metodología, una característica de EFAM-UV[®]_{ER} es el uso de secuencias de ritmo, más que desplazamientos largos, para crear dinámicas de trabajo con orientación cardiovascular. Una característica importante de los programas EFAM-UV[®] es el predominio de la orientación neuromuscular en los primeros mesociclos de programa, seguida de mesociclos de orientación más bioenergética en la parte final. Nuevas intervenciones y otras muestras deben confirmar esta idoneidad de las propuestas rítmicas de EFAM-UV[®]_{ER} para la reducción del peso, lo que le daría un valor añadido en estas poblaciones, en la etapa de transición entre el ámbito sanitario y la participación en otras modalidades de actividad física grupal. De hecho, el programa ya ha mostrado este efecto beneficioso en entornos hospitalarios (EFAM-UV[®]_H) (Blasco-Lafarga et al., 2019).

Sabiendo que ambos grupos, tras 14 semanas de entrenamiento, mejoraron tanto la fuerza del tren inferior como la agilidad, pero que sólo el GE consiguió en las primeras 7 semanas mejorar la agilidad y reducir el peso, este matiz nos lleva a pensar en la conveniencia de introducir programas multicomponentes como EFAM-UV[®]_{ER} previamente al inicio de programas de marcha, una vez educada la capacidad de marcha del AM.

En cuanto a la **velocidad**, el GW incrementó significativamente la velocidad de la marcha (*6m-GST*) tras las siete primeras semanas (+0.12 m/s) y, pese a que dicho aumento no se mantuvo durante las siguientes semanas, resulta adecuado comentarlo debido a la relación de esta variable con el riesgo de mortalidad por todas las causas en población anciana (Liu et al., 2016). La literatura científica muestra que la velocidad de la marcha se reduce con la edad (Menz et al., 2003; Studenski et al., 2011). Además, se ha demostrado que un aumento de 0.10 m/s en la velocidad de la marcha en AMs reduce en un 11% el riesgo de mortalidad prematura (Brown, Harhay, y Harhay, 2014). Según Studenski et al. (2011), este pequeño incremento supondría un aumento en la esperanza de vida de entre 1 y 2 años aproximadamente (en hombres y mujeres, respectivamente).

Sin embargo, dado que se han producido mejoras en la fuerza del tren inferior y la agilidad en ambos grupos, parece que la velocidad de la marcha en 6 m, cuando se realiza a la velocidad preferida, podría no tener la sensibilidad necesaria para registrar cambios producidos como respuesta al entrenamiento. De esta forma, parecería como una variable importante o útil en el cribado de la población mayor, como indicador de su estado funcional a nivel general, pero quizá perdería cierto valor a partir de tener unos valores funcionales adecuados.

Por otro lado, este incremento en la velocidad, unido al aumento significativo de la frecuencia de zancada (variable del Bloque 1) conseguido tras el entrenamiento en el GW, refuerzan la idea de Jerome et al. (2015), quienes concluyeron que una cadencia más rápida se relaciona con una menor probabilidad de declive de la velocidad de la marcha.

La adherencia a programas de ejercicio físico es un importante predictor del estado de salud y bienestar en AMs, (Rivera-Torres, Fahey, y Rivera, 2019). Factores como un mejor estado de salud, mejor capacidad física y cognitiva, y menos síntomas depresivos han sido asociados con una mayor adherencia, la cual es generalmente mayor en programas supervisados (Rivera-Torres et al., 2019). Así pues, las mejoras obtenidas en ambos grupos en la **calidad de vida relacionada con la salud** (cuestionario *SF-12*),

sumadas a las mejoras físico-funcionales comentadas anteriormente, refuerzan esta idea, ya que solamente un participante (GE) fue descartado por baja asistencia (< 80%) en toda la intervención.

Además, debemos prestar atención al incremento conseguido en el GE en dominio mental (*SF-12-m*), que no se produjo en el GW. A pesar de que este cuestionario no se desarrolló como una herramienta de detección, el *SF-12-m* resulta ser un buen indicador de trastornos depresivos, con una precisión semejante a otras medidas diseñadas específicamente para detectar este tipo de trastornos (Vilagut et al., 2013; Yu, Yan, y Chow, 2015), de manera que individuos con depresión tienen menores puntuaciones en el *SF-12-m* que aquellos que no padecen este trastorno (Ho et al., 2014; Sivertsen, Bjørkløf, Engedal, Selbæk, y Helvik, 2015; Vilagut et al., 2013; Yu et al., 2015). Por tanto, y sabiendo que este factor, la depresión, está asociado también con la adherencia, debemos considerarlo a la hora de planificar programas de ejercicio físico en AMs. De nuevo, estos resultados soportan la idea de que, posiblemente, la introducción de un programa multicomponente previo al inicio de programas de marcha sea adecuado para conseguir fidelizar a este tipo de población.

4.2. Bloque 1: Análisis de los impactos de aceleración

Los resultados han mostrado cómo tras el entrenamiento el GE aumentó los valores de aceleración máxima, tanto en cabeza (pierna dominante y no-dominante) como en tibia no-dominante, acompañados por una mejora de la atenuación en esta misma pierna, aunque también se incrementó la ratio de aceleración en tibia dominante; el GW aumentó los valores de aceleración máxima en cabeza (ambas piernas) e incrementó la frecuencia de paso.

Tal y como explicaron Menz et al. (2003), las aceleraciones en la cabeza y pelvis durante la marcha son menores en AMs en comparación con adultos de menor edad. En este sentido, los aumentos en las **aceleraciones de la cabeza**, tanto durante el apoyo de la pierna dominante como el de la no-dominante, conseguidos en ambos grupos de entrenamiento sugieren que el ejercicio físico, cuando está adecuadamente planificado y supervisado, con independencia de la orientación del mismo, puede resultar adecuado para aumentar las aceleraciones en la cabeza y aproximarlas a magnitudes propias de

adultos de menor edad. A modo de ejemplo, Lucas-Cuevas et al. (2013) en una muestra compuesta por hombres y mujeres de 24.66 ± 3.67 años, caminando a una velocidad semejante a la de nuestro estudio (1.3 m/s), registraron unas aceleraciones en la cabeza de 2.62 ± 0.43 g en hombres y 2.83 ± 0.47 g en mujeres. En nuestra investigación, tras el entrenamiento ambos grupos registraron aceleraciones en cabeza de 2.24 g el GE y los 2.28 g el GW (GE: +14.91%; GW: +11,75%).

La dominancia de las extremidades inferiores desempeña un rol importante en la estabilidad de la marcha (S. Kim y Lockhart, 2012). Además, la dominancia aumenta con la edad, y es uno de los factores causantes del aumento de la asimetría de fuerza, que se estima en un 15-20% en los AMs (LaRoche, Cook, y Mackala, 2012). Esta diferencia de fuerza entre una extremidad y su contralateral es una de las causas del incremento de la asimetría en la marcha, propia de esta población, y que además es más alta entre los AMs con mayor probabilidad de caídas (LaRoche et al., 2012). Sin embargo, la dominancia puede ser minimizada a través del ejercicio físico, especialmente con el entrenamiento de fuerza y equilibrio (S. Kim y Lockhart, 2012), los cuales vienen asociados en el programa EFAM-UV^{ER}. Así pues, el incremento de las **aceleraciones máximas en la tibia** de la pierna no-dominante en el GE tras el entrenamiento (incremento del 41.93%) refuerza esta idea, ya que se consiguió una cierta simetría entre las magnitudes de aceleración de la pierna no-dominante y de la dominante (9.98 & 10.51 g, respectivamente).

Por otro lado, durante la marcha se producen de forma repetitiva una serie de impactos que pueden llevar a lesiones degenerativas por sobreuso, las cuales son más comunes en edades avanzadas (Cress et al., 2006). La capacidad del cuerpo de atenuar dichos impactos resulta determinante en la aparición de este tipo de lesiones (Coventry et al., 2006), pero dicha atenuación también se ve reducida con el aumento de la edad (Prince et al., 1997). Así pues, la mejora conseguida en la **atenuación** durante el apoyo de la pierna no-dominante (+6.91%, $p=0.00$) en el GE resulta especialmente importante para la prevención de futuras lesiones degenerativas en AMs. Si bien es cierto que, tras el entrenamiento, aumentaron las aceleraciones en cabeza (GE y GW) y en tibia no-dominante (GE), la mejora conseguida en la atenuación en el GE sugiere que dichos aumentos no incrementarán la probabilidad de lesión en este grupo de entrenamiento, no ocurriendo lo mismo en el GW (pierna dominante -1.66%, $p=0.48$; pierna no-dominante +3.44%, $p=0.29$). Parece ser pues, que el entrenamiento multicomponente del programa EFAM-UV^{ER} resulta más adecuado para atenuar el impacto de deceleración producido

durante la marcha en este tipo de población, lo que lo hace especialmente interesante en el inicio de la programación del entrenamiento en los AMs. Hasta la fecha, este es el primer estudio que analiza los efectos del entrenamiento físico sobre la atenuación en AMs, debiendo considerarse estos resultados a la hora de diseñar entrenamientos destinados a participantes con una alta probabilidad de sufrir lesiones degenerativas por sobreuso, como por ejemplo con osteoporosis o artritis.

Sabiendo que la **ratio de aceleración** es la relación entre la aceleración máxima y el tiempo transcurrido entre el contacto del pie con el suelo hasta alcanzar dicha aceleración (aceleración máxima/tiempo), un cambio en cualquiera de estas dos variables influirá en el valor final de la tasa de aceleración. Así pues, en el GE, el aumento de la aceleración máxima de la tibia dominante unido a la reducción del tiempo de apoyo (variable del Bloque 2), aunque no fueron estadísticamente significativos, sí mostraron una tendencia a ello ($p=0.06$ y $p=0.05$, respectivamente), por lo que dichos cambios habrían sido suficientes para producir un incremento significativo en la ratio de aceleración. El hecho de que este resultado se haya producido en el grupo que llevó a cabo el programa EFAM-UV^{ER} podría deberse a la modificación de la flexo-extensión de rodilla en el momento de apoyo del pie, derivado del entrenamiento específico de educación del paso en este programa. Potthast, Brüggemann, Lundberg, y Arndt (2010) encontraron en su investigación que cuanto mayor es la flexión de rodilla mayores son los valores de aceleración en tibia. Y los mismos resultados se han obtenido en otros estudios llevados a cabo en carrera (Derrick, 2004; Derrick, Dereu, y Mclean, 2002). De este modo, el aumento de la frecuencia de zancada (tendencia a la significación; $p=0.07$) unido a una disminución generalizada de la longitud del paso en este grupo (significativo en pierna no-dominante, $p=0.02$; tendencia a la significación en pierna dominante, $p=0.07$), y sin cambios en la velocidad, induce a pensar que la flexión de rodilla, efectivamente, fue mayor tras el entrenamiento. No obstante, estas hipótesis deberían ser confirmadas en futuras investigaciones en las que se analizaran los efectos de ambos tipos de entrenamiento sobre estas variables cinemáticas de la marcha en AMs.

Junto a una disminución en la velocidad, con la edad, se produce también una reducción de **la frecuencia y la longitud del paso** (Menz et al., 2003), pero se ha demostrado que estas variables pueden modificarse mediante el entrenamiento basado en programas de actividad física (Wang et al., 2015). Respecto a la longitud del paso, en nuestro estudio ninguno de los dos grupos de entrenamiento consiguió mejoras, ni en

pierna dominante ni en no-dominante. Incluso se encontró una reducción en dicha longitud para el GE, que fue significativa en la pierna no-dominante. Se ha demostrado que en los AMs se produce un aumento de la coactivación muscular (Hortobágyi et al., 2009; Lo et al., 2017; Peterson y Martin, 2010), la cual se ha relacionado con una reducción de la fuerza en edades avanzadas (Hortobágyi y DeVita, 2000). En este contexto, si bien es cierto que ambos grupos de entrenamiento mejoraron la fuerza del tren inferior, puede ser que dichas mejoras no fueran suficientes en el GE como para reducir la coactivación muscular y, por tanto, permitir un aumento de la longitud del paso (o al menos atenuar su declive). Aunque es más probable que el trabajo de educación del paso en el programa EFAM-UV^{ER}, más centrado en mejorar las habilidades de parada y arranque, cambio de peso y cambio de dirección, etc., pueda haber producido adaptaciones o mejora de la marcha en aspectos diferentes a los paseos, confirmando la especificidad del entrenamiento también en la población mayor. Futuros estudios con este tipo de programas, pero de mayor duración, serán necesarios para comprobar si un mayor tiempo de intervención conlleva mayores mejoras en la fuerza del tren inferior acompañadas de reducción de la coactivación muscular y ampliación de la longitud de paso, o si los cambios observados en esta tendencia se deben efectivamente a la especificidad de cada tipo de programa.

Además de la reducción de la velocidad y la longitud de zancada, la disminución de la frecuencia es también uno de los factores espacio-temporales de la marcha más común entre los AMs con más probabilidad de sufrir caídas (Howcroft, Kofman, y Lemaire, 2013; Huijben, van Schooten, van Dieën, y Pijnappels, 2018; Lockhart y Liu, 2008; van Schooten et al., 2015), las cuales pueden resultar en consecuencias indeseadas como lesiones, discapacidades a largo plazo, reducción de la movilidad y del nivel de actividad, o institucionalización por largos periodos (Howcroft et al., 2013). Se ha demostrado que un aumento en la velocidad de la marcha supone una mayor frecuencia de zancada en este tipo de población (Huijben et al., 2018). Así pues, el incremento en la frecuencia producida tras el entrenamiento en el GW apoya esta idea, ya que se produjo también un aumento en la velocidad de la marcha. De este modo, y conociendo la relación de estas variables con la probabilidad de caídas entre AMs, la introducción de este tipo de programas de marcha surge como una buena opción para prevenir este tipo de accidentes. De nuevo observamos cambios diferentes en función del tipo de programa,

reforzando la idea de que la especificidad del entrenamiento podría ser un factor a tener en cuenta entre la población anciana.

4.3. Bloque 2: Análisis de las presiones plantares

En cuanto a las presiones plantares analizadas, se observa cómo, tras el entrenamiento, el GE redujo los valores de PM en las zonas del MM y MC de la pierna dominante, mientras que el GW los aumentó en la zona del TL de la no-dominante. Además, el GW incrementó los valores de PPM en el TM de la pierna dominante y en el TL de la no-dominante. Se produjo también una reducción generalizada de los valores de iPT en ambos grupos de entrenamiento. Y respecto al tiempo de apoyo y de zancada, se redujeron en ambas piernas en el GW, pero no en el GE.

Las elevadas presiones plantares producidas durante la marcha en AMs han sido estudiadas debido a su relación con el riesgo de lesión tisular, ulceración y dolor (Burnfield et al., 2004). En este sentido, estudios previos han mostrado que en AMs se registran valores de **PM** más altos en comparación con adultos de menor edad (611.06 vs 800.42 kPa, considerando todo el pie), especialmente en la zona del antepié (548.14 vs 690.31 kPa) (Bosch et al., 2009). Además, se ha demostrado que los problemas en los pies, y el dolor en particular, reducen el nivel y el patrón de actividad física (relacionados con la fragilidad en esta población), y que también afecta al equilibrio y la función del pie, duplicando el riesgo de caída (Muchna et al., 2018). En este estudio, las reducciones de la PM en las zonas del MM y MC de la pierna dominante conseguidas tras el entrenamiento en el GE muestran que los ejercicios de control postural y equilibrio llevados a cabo por este grupo son adecuados para redistribuir las presiones plantares. Otros estudios diferentes con participantes con unas características similares a los de nuestra investigación y con intervenciones basadas en equilibrio también encontraron reducciones similares (Kanchanasamut y Pensri, 2017; Ramalho et al., 2018). Por tanto, parece ser que este tipo de programas de ejercicio son apropiados para evitar problemas en los pies en AMs.

En relación con los incrementos de la **PMM** en la zona del TM de la pierna dominante y del TL de la no-dominante en el GW, deben ser tomados con cautela, ya que ha sido demostrado que la presión plantar en el talón aumenta linealmente conforme se

incrementa la velocidad de la marcha (Segal et al., 2004). Si bien es cierto que el aumento de la velocidad en este grupo no fue significativo si comparamos los momentos pre y post-entrenamiento, este pequeño incremento (+0.05 m/s) podría haber afectado los valores de presión plantar en estas áreas. Y de manera similar podría haber pasado con el aumento de la PM en el TL de la pierna no-dominante. Así pues, sabiendo que entre un 4 y un 17% de los AMs reportan dolor en el área del talón (Bosch et al., 2009), este tipo de programas de ejercicio, en el que se alcanzan momentos de moderada-alta velocidad (1.50 – 2.00 m/s), no serían recomendables para mayores susceptibles de sufrir dolor y ulceración en esta zona del pie, como por ejemplo población diabética con neuropatía periférica o vascular (Segal et al., 2004).

La mejora conseguida en la fuerza del tren inferior tras el entrenamiento en ambos grupos podría estar relacionada con la reducción generalizada de los valores de la **iPT**, ya que habría aumentado también la capacidad de absorción de impactos del cuerpo. Durante el envejecimiento se produce una debilidad muscular y ósea progresiva, así como también una atrofia y pérdida de elasticidad del tejido graso plantar, resultando en una reducción de la capacidad de absorción del cuerpo que puede llevar a mayores fuerzas de impacto (Bus, 2003). Sin embargo, el entrenamiento de fuerza, como el incluido en el programa EFAM-UV[®]_{ER}, puede revertir este proceso gracias al aumento de la capacidad de hipertrofia del músculo y de la función neuromuscular (Aagaard, Suetta, Caserotti, Magnusson, y Kjær, 2010). Y de manera semejante sucede con el entrenamiento de marcha, cuya eficacia para aumentar la fuerza de las extremidades inferiores también ha sido demostrada (Abe et al., 2010).

Con el aumento de la edad se produce también un aumento del **tiempo de zancada y de apoyo** (Bosch et al., 2009; Herzsens et al., 2018; McKay et al., 2017) como consecuencia de la adaptación del patrón de marcha hacia uno más cauteloso en el que se ve reducida también la velocidad (Herzsens et al., 2018). Estos cambios pueden ser tanto una consecuencia del deterioro físico como del deterioro cognitivo, pues numerosos trabajos en los últimos años han demostrado la alta implicación cognitiva de la marcha humana (Blasco-Lafarga, 2017). De hecho, las personas mayores con deterioro cognitivo (Verghese, Wang, Lipton, Holtzer, y Xue, 2007) o enfermedad de Parkinson (Del Din et al., 2019) presentan mayores tiempos de apoyo en comparación con AMs sanos.

En este contexto, la reducción significativa conseguida tras el entrenamiento en el GW en ambas variables (TZan: ambas piernas -5.34%; TApo: pierna dominante -6.90%,

pierna no-dominante -7.19%) puede venir tanto de mejoras en el ámbito físico-funcional como del mantenimiento o mejora de las conexiones neurales y cognitivas durante la marcha, que se ha venido repitiendo de forma continua durante las sesiones, con cambios de ritmo y en espacios abiertos -mayor presencia de estímulos-. De hecho, hay consenso en la idea de que programas de ejercicio basados en marcha pueden ser útiles para evitar, o al menos retrasar, la presencia de este tipo de enfermedades mentales (Ahlskog, 2011).

No obstante, aunque el tiempo de apoyo se redujo significativamente en el GW, debemos prestar especial atención a los valores de aquellas áreas plantares en particular en las que la PM y la PMM se incrementaron (TM en pierna dominante: 0.459 ± 0.056 vs 0.412 ± 0.074 s, $p=0.06$, $d=0.73$; TL en pierna no-dominante: 0.513 ± 0.102 vs 0.444 ± 0.089 s, $p=0.01$, $d=0.72$), ya que la iPT se ve influenciada por cambios en estas dos variables (presión y tiempo de apoyo). Así pues, en dichas áreas se estará aplicando una mayor presión en un periodo de tiempo más corto, y esto debe considerarse detenidamente cuando se sugieran este tipo de programas de ejercicio a poblaciones especiales (Burnfield et al., 2004).

En este bloque encontramos de nuevo distintos cambios en función de las características del programa de ejercicio llevado a cabo por los participantes, apoyando de nuevo la idea planteada en el bloque anterior, esto es, que la especificidad del entrenamiento en AMs puede ser un factor a tener en cuenta a la hora de diseñar y periodizar programas de entrenamiento para este tipo de población, cuya finalidad esté centrada en la reducción o redistribución de parámetros relacionados con la presión plantar, según poblaciones.

CONCLUSIONES
CONCLUSIONS

5. CONCLUSIONES

A continuación, se exponen las conclusiones generales de la presente investigación, organizadas en los tres bloques de análisis principales de los que se compone este estudio.

5.1. Análisis de la función físico-funcional

Las conclusiones obtenidas del Bloque 0, en el que se analizó el efecto de dos programas de entrenamiento diferentes llevados a cabo durante 14 semanas sobre la función físico-funcional de los AMs participantes, son:

- El entrenamiento multicomponente EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Mejora la agilidad.
 - Aumenta la fuerza del tren inferior.
 - Reduce el peso (tras 7 semanas).
 - Mejora la calidad de vida relacionada con la salud, tanto en el dominio físico como en el mental, así como también en la puntuación total.
- El entrenamiento interválico de marcha:
 - Incrementa la velocidad de la marcha (tras 7 semanas).
 - Mejora la agilidad.
 - Aumenta la fuerza del tren inferior.
 - Mejora la calidad de vida relacionada con la salud en el dominio físico y en la puntuación total.

5.2. Análisis de los impactos de aceleración

Del análisis de los impactos de aceleración tras la aplicación de dos programas diferentes de entrenamiento durante 14 semanas, se concluye que:

- El entrenamiento multicomponente EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Aumenta las aceleraciones máximas en cabeza, tanto durante el apoyo de la pierna dominante como de la no-dominante.
 - Incrementa la aceleración máxima en tibia de la pierna no-dominante.
 - Mejora la atenuación durante el apoyo de la pierna no-dominante.

- Aumenta la ratio de aceleración en tibia dominante.
- Reduce la longitud del paso de la pierna no-dominante.
- El entrenamiento interválico de marcha:
 - Aumenta las aceleraciones máximas en cabeza, tanto durante el apoyo de la pierna dominante como de la no-dominante.
 - Incrementa la frecuencia de zancada.

5.3. Análisis de las presiones plantares

Finalmente, las conclusiones derivadas del Bloque 2, en el que se analizó los efectos dos programas de entrenamiento distintos de 14 semanas de duración sobre las presiones plantares, son:

- El entrenamiento multicomponente EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Reduce los valores de presión máxima en las zonas metatarso medial y metatarso central de la pierna dominante.
 - Reduce de forma generalizada los valores de la integral presión-tiempo, tanto en pierna dominante como en no-dominante.
- El entrenamiento interválico de marcha:
 - Aumenta la presión máxima en la zona del talón lateral de la pierna no-dominante.
 - Aumenta la presión máxima media en el talón medial de la pierna dominante y en el talón lateral de la no-dominante.
 - Reduce de forma generalizada los valores de la integral presión-tiempo, tanto en pierna dominante como en no-dominante.
 - Reduce el tiempo de zancada y de apoyo en ambas piernas.

5.4. Aplicación práctica

Analizadas las fortalezas y debilidades de cada uno de los dos tipos de entrenamiento aplicados en este estudio, y habiendo comprobado que la especificidad del entrenamiento también es un factor a tener en cuenta en la población mayor, parece ser que la introducción de un programa multicomponente como EFAM-UV[®]_{ER} previamente al inicio de programas de marcha sería una periodización adecuada para el entrenamiento

de los AMs. La duración de cada uno de los programas dependerá de las características individuales de los participantes.

En este sentido, iniciar el entrenamiento con un programa multicomponente permitiría al AM mejorar su agilidad y fuerza del tren inferior, así como también aumentar su capacidad de atenuación de impactos de aceleración, al mismo tiempo que reduciría los valores de presión máxima en zonas susceptibles de ulceración. Además, el aumento de la calidad de vida percibida por los participantes favorecería su adherencia al entrenamiento. Y posteriormente, una vez que el AM ha mejorado la calidad de su marcha, la aplicación de un programa interválico (basado, como en este caso, en la marcha) permitiría incrementar su velocidad y su frecuencia de zancada, así como también reducir el tiempo de apoyo, manteniendo las mejoras físico-funcionales adquiridas con el programa anterior.

5.5. Limitaciones del estudio

En este apartado se presentan las principales limitaciones detectadas tras la realización de este estudio, con el objetivo de evitar este tipo de cuestiones en futuras investigaciones.

En primer lugar, aunque el número de pasos analizados (bloques 1 y 2) en cada participante fue elevado, tanto en la evaluación pre como en la post-entrenamiento, sería recomendable aumentar también el número de participantes ya que esto nos permitiría obtener resultados más generalizables.

Otra posible limitación podría ser la duración de la intervención (14 semanas), la cual se encuentra entre los programas de entrenamiento clasificados como cortos (10-12 semanas) y largos (21-24) según las recomendaciones de la *American College of Sport Medicine* (Chodzko-Zajko et al., 2009). Sin embargo, es posible que no sea suficiente para observar efectos mayores sobre las variables de interés de este estudio. Por tanto, podría ser recomendable aumentar la duración de los programas de entrenamiento en futuras investigaciones.

Para el análisis de las presiones plantares no se consideró el tipo de arco longitudinal-medial de cada sujeto, así como la tipología y/o clasificación del pie (pronador/supinador, cavo/plano, etc.). El principal motivo por el cual no se consideraron

estos factores es porque, en caso de haberse considerado, el número de participantes necesarios para llevar a cabo el estudio habría sido considerablemente mayor. Por tanto, y puesto que ya se emplearon 3 meses para la captación de AMs en esta investigación, se optó por descartar este factor, sabiendo que podría ser una limitación.

Por último, y pese a que los acelerómetros utilizados fueron triaxiales, en este estudio sólo se analizó la señal obtenida en el eje vertical. Por tanto, algunos procesos que suceden durante la marcha en los ejes antero-posterior y medio-lateral no se analizaron, pudiendo suponer una limitación para la comprensión completa de los fenómenos que ocurren durante la marcha.

5.6. Futuras líneas de investigación

Para finalizar con la presente tesis doctoral, resulta conveniente proponer futuros trabajos relacionados con el presente estudio y cuyos resultados serían de interés para aumentar el conocimiento en el ámbito del análisis biomecánico de la marcha de los AMs y los efectos del entrenamiento sobre esta:

- Estudios de mayor duración (al menos por encima de las 20 semanas) en los que se compare de nuevo los efectos de dos o más programas de entrenamiento diferentes sobre los impactos de aceleración y las presiones plantares en AMs durante la marcha.
- Siguiendo con la misma línea que la propuesta anterior, se podría llevar a cabo la misma investigación pero teniendo como muestra únicamente a población diabética sin neuropatía periférica y/o vascular, debido a la probabilidad de padecer problemas podológicos a largo plazo.
- Por otro lado, resultaría interesante conocer los efectos del desentrenamiento sobre las variables citadas en el punto anterior. Conociendo la capacidad de mejora de los AMs en estos aspectos, sería de interés conocer el posible nivel de regresión (o mantenimiento) de dichas mejoras una vez finalizado el entrenamiento.
- Se sugiere también la realización de investigaciones en los que se analicen los efectos del entrenamiento sobre la morfología del pie y las adaptaciones agudas/crónicas del arco plantar, entre otros factores, en población mayor.

- En los últimos años está aumentando el interés por el estudio del *harmonic ratio* y la simetría/asimetría de la marcha entre la población mayor. Así pues, se propone, por último, llevar a cabo estudios en los que se analice cómo diferentes tipos de entrenamiento físico modifican estas variables en los AMs.

5. CONCLUSIONS (*English*)

General conclusions of this research are set out hereunder, organised into the three main blocks of analysis of which this study is composed.

5.1. Physical-functional function analysis

The conclusions obtained from Block 0, which analysed the effect of two different training programs carried out during 14 weeks on the physical-functional function of the OAs participating, are:

- Multicomponent training EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Improves agility.
 - Increases lower limbs strength.
 - Reduces weight (after 7 weeks).
 - Improves health-related quality of life, both in the physical and mental domain, as well as in the total score.
- Interval-walking training:
 - Increases gait speed (after 7 weeks).
 - Improves agility.
 - Increases lower limbs strength.
 - Improves health-related quality of life in the physical domain and in the total score.

5.2. Acceleration impacts analysis

From the acceleration impacts analysis after the application of two different training programs for 14 weeks, it is concluded that:

- Multicomponent training EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Increases maximum accelerations in the head, both during the support of the dominant and non-dominant leg.
 - Increases maximum tibial acceleration of the non-dominant leg.
 - Improves attenuation during the support of the non-dominant leg.
 - Increases acceleration ratio in the dominant tibia.
 - Reduces step length of the non-dominant leg.

- Interval-walking training:
 - Increases maximum accelerations in the head, both during the support of the dominant and the non-dominant leg.
 - Increases stride frequency.

5.3. Plantar pressures analysis

Finally, the conclusions derived from Block 2, which analysed the effects of two different training programs of 14-week duration on plantar pressures, are:

- Multicomponent training EFAM-UV[®]_{ER}:
 - Reduces maximum pressure values in the medial and central metatarsal zones of the dominant leg.
 - Reduces, in a generalized way, the values of pressure-time integral, both in dominant and in non-dominant leg.
- Interval-walking training:
 - Increases maximum pressure in the lateral heel area of the non-dominant leg.
 - Increases maximum mean pressure in the medial heel of the dominant leg and in the lateral heel of the non-dominant leg.
 - Reduces, in a generalized way, the values of pressure-time integral, both in dominant and non-dominant leg.
 - Reduces stride and stance time in both legs.

BIBLIOGRAFÍA

6. BIBLIOGRAFÍA

- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S. P., y Kjær, M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(1), 49-64. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01084.x>
- Abe, T., Sakamaki, M., Fujita, S., Ozaki, H., Sugaya, M., Sato, Y., y Nakajima, T. (2010). Effects of Low-Intensity Walk Training With Restricted Leg Blood Flow on Muscle Strength and Aerobic Capacity in Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 33(1), 34-40. <https://doi.org/10.1097/JPT.0b013e3181d07a73>
- Abrahamova, D., y Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57, 957-964.
- Aguado, X. (2015). Unidades de medida. En P. Pérez-Soriano y S. Llana Belloch (Eds.), *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 41-66). Barcelona, España: Paidotribo.
- Ahlskog, J. E. (2011). Does vigorous exercise have a neuroprotective effect in Parkinson disease? *Neurology*, 77(3), 288 LP-294. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e318225ab66>
- Almonacid, M. (2013). *Estrategias de intervención multimodal en las personas mayores* (Trabajo final de grado). Universitat de València, Valencia, España.
- Almonacid, M., y Blasco-Lafarga, C. (2016). Estrategias de intervención multimodal en las personas mayores. En C. Blasco-Lafarga, A. Cordellat, A. Roldán, y P. Monteagudo (Eds.), *Book of Abstracts of the International Congress on Successful Aging & Exercise Training* (pp. 57-58). Valencia, España.
- Ambrose, A. F., Paul, G., y Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51-61. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.02.009>
- Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., y Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350(3), 137-140. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(03\)00878-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(03)00878-4)
- An, R., y Shi, Y. (2015). Body weight status and onset of functional limitations in U.S.

- middle-aged and older adults. *Disability and Health Journal*, 8(3), 336-344.
<https://doi.org/10.1016/j.dhjo.2015.02.003>
- Asmidawati, A., Hamid, T. A., Hussain, R. M., y Hill, K. D. (2014). Home based exercise to improve turning and mobility performance among community dwelling older adults: protocol for a randomized controlled trial. *BMC Geriatrics*, 14(1), 100.
<https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-100>
- Baker, M. K., Atlantis, E., y Fiatarone Singh, M. A. (2007). Multi-modal exercise programs for older adults. *Age and Ageing*, 36(4), 375-381.
<https://doi.org/10.1093/ageing/afm054>
- Baker, R., y Hart, H. M. (2013). *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. London, UK: Mac Keith Press.
- Balady, G. J., Williams, M. A., Ades, P. A., Bittner, V., Comoss, P., Foody, J. M., ... Southard, D. (2007). Core Components of Cardiac Rehabilitation/Secondary Prevention Programs: 2007 Update. *Circulation*, 115(20), 2675-2682.
<https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180945>
- Blasco-Lafarga, C. (2017). Ejercicio físico en el medio natural: la terapia que se anda. En *Paisaje, turismo & salud* (pp. 48-65). Valencia: Tirant lo Blanch.
- Blasco-Lafarga, C., Martínez-Navarro, I., Cordellat, A., Roldán, A., Monteagudo-Chiner, P., Sanchis-Soler, G., y Sanchis-Sanchis, R. (2016). Autores/as de los derechos de Propiedad Intelectual del “Método de entrenamiento funcional cognitivo neuromotor EFAM-UV”, bajo la titularidad de la Universitat de València, con N° Registro: 156069, y Fecha de Registro: 24/10/2016.
- Blasco-Lafarga, C., Sanchis-Sanchis, R., Sanchis-Soler, G., San Inocencio-Cuenca, D., y Llorens, P. (2019). Entrenamiento Neuromotor en pacientes ancianos pluripatológicos en las Unidades de Hospitalización a Domicilio: estudio piloto. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 19(1), 95-105.
- Blasco Lafarga, C., Monteagudo Chiner, P., Blasco Lafarga, N., Cordellat Marzal, A., y Roldán Aliaga, A. (2016). Función ejecutiva, capacidad cardiovascular y calidad de vida en mayores del entorno rural: impacto de un programa multidisciplinar. *Comunidad*, 2(18), 1-6.
- Bloch, M. L., Jonsson, L. R., y Kristensen, M. T. (2016). Introducing a Third Timed Up

- & Go Test Trial Improves Performances of Hospitalized and Community-Dwelling Older Individuals. *J Geriatr Phys Ther*, 40(3), 121–126. <https://doi.org/10.1519/jpt.0000000000000080>
- Bohannon, R. W. (1995). Sit-to-Stand Test for Measuring Performance of Lower Extremity Muscles. *Perceptual and Motor Skills*, 80(1), 163-166. <https://doi.org/10.2466/pms.1995.80.1.163>
- Bohannon, R. W. (2006a). Reference Values for the Five-Repetition Sit-to-Stand Test: A Descriptive Meta-Analysis of Data from Elders. *Perceptual and Motor Skills*, 103(1), 215-222. <https://doi.org/10.2466/pms.103.1.215-222>
- Bohannon, R. W. (2006b). Reference Values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 29(2), 64-68.
- Bohannon, R. W. (2008). Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 31(1), 3-10.
- Bohannon, R. W., Bubela, D. J., Magasi, S. R., Wang, Y.-C., y Gershon, R. C. (2010). Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span. *Isokinetics and Exercise Science*, 18(4), 235-240. <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0389>
- Bohannon, R. W., Shove, M. E., Barreca, S. R., Masters, L. M., y Sigouin, C. S. (2007). Five-repetition sit-to-stand test performance by community-dwelling adults: a preliminary investigation of times, determinants, and relationship with self-reported physical performance. *Isokinetics and Exercise Science*, 15(2), 77-81. <https://doi.org/10.3233/IES-2007-0253>
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bosch, K., Nagel, A., Weigend, L., y Rosenbaum, D. (2009). From “first” to “last” steps in life – Pressure patterns of three generations. *Clinical Biomechanics*, 24(8), 676-681. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.06.001>
- Bouillon, K., Sabia, S., Jokela, M., Gale, C. R., Singh-Manoux, A., Shipley, M. J., ... Batty, G. D. (2013). Validating a widely used measure of frailty: are all sub-components necessary? Evidence from the Whitehall II cohort study. *AGE*, 35(4), 1457-1465. <https://doi.org/10.1007/s11357-012-9446-2>
- Brown, J. C., Harhay, M. O., y Harhay, M. N. (2014). Walking cadence and mortality

- among community-dwelling older adults. *Journal of General Internal Medicine*, 29(9), 1263-1269. <https://doi.org/10.1007/s11606-014-2926-6>
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohamed, O. S., y Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007>
- Bus, S. A. (2003). Ground Reaction Forces and Kinematics in Distance Running in Older-Aged Men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(7), 1167–1175. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074441.55707.D1>
- Cadore, E. L., e Izquierdo, M. (2013). How to simultaneously optimize muscle strength, power, functional capacity, and cardiovascular gains in the elderly: an update. *AGE*, 35(6), 2329-2344. <https://doi.org/10.1007/s11357-012-9503-x>
- Cadore, E. L., Izquierdo, M., Alberton, C. L., Pinto, R. S., Conceição, M., Cunha, G., ... Krueel, L. F. M. (2012). Strength prior to endurance intra-session exercise sequence optimizes neuromuscular and cardiovascular gains in elderly men. *Experimental Gerontology*, 47(2), 164-169. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2011.11.013>
- Carbonell Baeza, A., Aparicio García-Molina, V. A., y Delgado Fernández, M. (2009). Efectos del envejecimiento en las capacidades físicas: implicaciones en las recomendaciones de ejercicio físico en personas mayores. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 5(17), 1-18. <https://doi.org/10.5232/ricyde2009.01701>
- Casas Herrero, A., Cadore, E. L., Martínez Velilla, N., e Izquierdo Redin, M. (2015). El ejercicio físico en el anciano frágil: una actualización. *Revista Española de Geriátría y Gerontología*, 50(2), 74-81. <https://doi.org/10.1016/j.regg.2014.07.003>
- Casas Herrero, A., e Izquierdo, M. (2012). Ejercicio físico como intervención eficaz en el anciano frágil. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra; Vol. 35, Núm. 1 (2012)*, 35(1), 69-85. <https://doi.org/10.4321/S1137-66272012000100007>
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Penninx, Brenda W. H. J. Nicklas, B. J., Simonsick, E. M., Newman, A. B., Tyllavsky, F. A., ... Pahor, M. (2005). Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people - Results from the health, aging and body composition study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(10), 1675-1680. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x>
- Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Fiatarone Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C.

- R., Salem, G. J., y Skinner, J. S. (2009). ACSM Position Stand: Exercise and physical activity for older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(7), 1510-1530. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c>
- Cobley, J. N., Bartlett, J. D., Kayani, A., Murray, S. W., Louhelainen, J., Donovan, T., ... Close, G. L. (2012). PGC-1 α transcriptional response and mitochondrial adaptation to acute exercise is maintained in skeletal muscle of sedentary elderly males. *Biogerontology*, 13(6), 621-631. <https://doi.org/10.1007/s10522-012-9408-1>
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioural sciences* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Cordellat, A., Blasco-Lafarga, C., Monteagudo, P., Roldán, A., y Velasco, Mc. (2016). Balance changes in trained and untrained elderly undergoing a five-months multicomponent training program. *Sport Mont*, 14(3), 25-29.
- Cordellat Marzal, A. (2019). *Entrenamiento y desentrenamiento en el adulto mayor: cambios en la función física y psíquica tras dos años de EFAM-UV* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., y Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*, 21(10), 1090-1097. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>
- Cress, M. E., Buchner, D. M., Prohaska, T., Rimmer, J., Brown, M., Macera, C., ... Chodzko-Zajko, W. (2006). Best practices for physical activity programs and behavior counseling in older adult populations. *European Review of Aging and Physical Activity*, 3, 34-42. <https://doi.org/10.1007/s11556-006-0003-9>
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., ... Zamboni, M. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. A. J. Cruz-Jentoft et al. *Age and Ageing*, 39(4), 412-423. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq034>
- Csuka, M., y McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *The American Journal of Medicine*, 78(1), 77-81. [https://doi.org/10.1016/0002-9343\(85\)90465-6](https://doi.org/10.1016/0002-9343(85)90465-6)

- Cumming, G. (2012). *Understanding the new statistics: Effect sizes, confidence intervals, and meta-analysis*. New York: Routledge.
- Da Silva-Grigoletto, M. E., Viana-Montaner, B. H., Heredia, J. R., Mata, F., Peña, G., Brito, C. J., ... García-Manso, J. M. (2013). Validación de la escala de valoración subjetiva del esfuerzo OMNI-GSE para el control de la intensidad global en sesiones de objetivos múltiples en personas mayores. *Kronos*, 12(1), 32-40.
- de Labra, C., Guimaraes-Pinheiro, C., Maseda, A., Lorenzo, T., y Millán-Calenti, J. C. (2015). Effects of physical exercise interventions in frail older adults: a systematic review of randomized controlled trials. *BMC Geriatrics*, 15(1), 154. <https://doi.org/10.1186/s12877-015-0155-4>
- De Vreede, P. L., Samson, M. M., Van Meeteren, N. L. U., Duursma, S. A., y Verhaar, H. J. J. (2005). Functional-Task Exercise Versus Resistance Strength Exercise to Improve Daily Function in Older Women: A Randomized, Controlled Trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(1), 2-10. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53003.x>
- Del Din, S., Galna, B., Godfrey, A., Bekkers, E. M. J., Pelosin, E., Nieuwhof, F., ... Rochester, L. (2019). Analysis of free-living gait in older adults with and without Parkinson's disease and with and without a history of falls: identifying generic and disease specific characteristics. *The Journals of Gerontology: Series A*, 74(4), 500-506. <https://doi.org/10.1093/gerona/glx254>
- Demura, S., Kitabayashi, T., y Aoki, H. (2008). Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriatrics & Gerontology International*, 8, 188-197. <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2008.00469.x>
- Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 832—837. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126779.65353.cb>
- Derrick, T. R., Dereu, D., y Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6), 998-1002. <https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>
- Encarnación Martínez, A. (2012). *Análisis biomecánico de la marcha nórdica: efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las*

- fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Escamilla, E., Gómez, B., Sánchez, R., y Martínez, A. (2015). Biomecánica y podología deportiva. En P. Pérez-Soriano y S. Llana Belloch (Eds.), *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 579-593). Barcelona, España: Paidotribo.
- Evans, E. M., Racette, S. B., Peterson, L. R., Villareal, D. T., Greiwe, J. S., y Holloszy, J. O. (2005). Aerobic power and insulin action improve in response to endurance exercise training in healthy 77–87 yr olds. *Journal of Applied Physiology*, *98*(1), 40-45. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00928.2004>
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics* (4th ed.). Thousand Oaks, CA: SAGE Publications Inc.
- Fleg, J. L., Morrell, C. H., Bos, A. G., Brant, L. J., Talbot, L. A., Wright, J. G., y Lakatta, E. G. (2005). Accelerated Longitudinal Decline of Aerobic Capacity in Healthy Older Adults. *Circulation*, *112*(5), 674-682. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.105.545459>
- Forrest, K. Y. Z., Zmuda, J. M., y Cauley, J. A. (2007). Patterns and Correlates of Muscle Strength Loss in Older Women. *Gerontology*, *53*, 140-147. <https://doi.org/10.1159/000097979>
- Gale, C. R., Martyn, C. N., Cooper, C., y Sayer, A. A. (2006). Grip strength, body composition, and mortality. *International Journal of Epidemiology*, *36*(1), 228-235. <https://doi.org/10.1093/ije/dyl224>
- Galloza, J., Castillo, B., y Micheo, W. (2017). Benefits of Exercise in the Older Population. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *28*(4), 659-669. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.001>
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., ... Swain, D. P. (2011). ACSM Position Stand: Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(7), 1334-1359. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213fefb>

- Gibala, M. J., Little, J. P., MacDonald, M. J., y Hawley, J. A. (2012). Physiological adaptations to low-volume, high-intensity interval training in health and disease. *The Journal of Physiology*, 590(5), 1077-1084. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.224725>
- Gil Calvo, M. (2018). *Análisis de la plantilla deportiva: prefabricadas vs personalizadas sobre parámetros biomecánicos en fatiga durante la carrera* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Goodpaster, B. H., Park, S. W., Harris, T. B., Kritchevsky, S. B., Nevitt, M., Schwartz, A. V, ... Newman, A. B. (2006). The Loss of Skeletal Muscle Strength, Mass, and Quality in Older Adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *The Journals of Gerontology: Series A*, 61(10), 1059-1064. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.10.1059>
- Graham, J. E., Ostir, G. V, Kuo, Y.-F., Fisher, S. R., y Ottenbacher, K. J. (2008). Relationship Between Test Methodology and Mean Velocity in Timed Walk Tests: A Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(5), 865-872. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.029>
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., ... Wallace, R. B. (1994). A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association With Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. *Journal of Gerontology*, 49(2), M85-M94. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M85>
- Hamed, A., Bohm, S., Mersmann, F., y Arampatzis, A. (2018). Follow-up efficacy of physical exercise interventions on fall incidence and fall risk in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine - Open*, 4(1), 56. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0170-z>
- Hawkins, S. A., y Wiswell, R. A. (2003). Rate and Mechanism of Maximal Oxygen Consumption Decline with Aging. *Sports Medicine*, 33(12), 877-888. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333120-00002>
- Heckman, G. A., y McKelvie, R. S. (2008). Cardiovascular aging and exercise in healthy older adults. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(6), 479-485. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181865f03>

- Herssens, N., Verbecque, E., Halleman, A., Vereeck, L., Rompaey, V. Van, y Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, *64*, 181-190. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.012>
- Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., y Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, *5*(1), 8. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-5-8>
- Ho, C. S. H., Feng, L., Fam, J., Mahendran, R., Kua, E. H., y Ng, T. P. (2014). Coexisting medical comorbidity and depression: Multiplicative effects on health outcomes in older adults. *International Psychogeriatrics*, *26*(7), 1221-1229. <https://doi.org/10.1017/S1041610214000611>
- Hollenberg, M., Yang, J., Haight, T. J., y Tager, I. B. (2006). Longitudinal Changes in Aerobic Capacity: Implications for Concepts of Aging. *The Journals of Gerontology: Series A*, *61*(8), 851-858. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.8.851>
- Hollman, J. H., McDade, E. M., y Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture*, *34*(1), 111-118. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.024>
- Hortobágyi, T., y DeVita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(2), 117-126. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(99\)00026-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(99)00026-7)
- Hortobágyi, T., Solnik, S., Gruber, A., Rider, P., Steinweg, K., Helseth, J., y DeVita, P. (2009). Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture*, *29*, 558-564. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.007>
- Howcroft, J., Kofman, J., y Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *10*, 91. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-91>
- Hughes, J., Pratt, L., Linge, K., Clark, P., y Klenerman, L. (1991). Reliability of pressure measurements: the EMED F system. *Clinical Biomechanics*, *6*(1), 14-18. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(91\)90036-P](https://doi.org/10.1016/0268-0033(91)90036-P)
- Huijben, B., van Schooten, K. S., van Dieën, J. H., y Pijnappels, M. (2018). The effect of

- walking speed on quality of gait in older adults. *Gait & Posture*, 65, 112-116. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.004>
- Ibrahim, A., Singh, D. K. A., y Shahar, S. (2017). 'Timed Up and Go' test: Age, gender and cognitive impairment stratified normative values of older adults. *PLOS ONE*, 12(10), 1-14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185641>
- Inman, V. T., Ralston, H. J., y Todd, F. (2005). Human Locomotion. En J. Rose y J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking (3rd ed.)* (pp. 1-18). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Jakobsson, U. (2007). Using the 12-item Short Form health survey (SF-12) to measure quality of life among older people. *Aging Clinical and Experimental Research*, 19(6), 457-464. <https://doi.org/10.1007/BF03324731>
- Jansen, C. W. S., Niebuhr, B. R., Coussirat, D. J., Hawthorne, D., Moreno, L., y Phillip, M. (2008). Hand Force of Men and Women Over 65 Years of Age as Measured by Maximum Pinch and Grip Force. *Journal of Aging and Physical Activity*, 16(1), 24-41. <https://doi.org/10.1123/japa.16.1.24>
- Jerome, G. J., Ko, S. uk, Kauffman, D., Studenski, S. A., Ferrucci, L., y Simonsick, E. M. (2015). Gait characteristics associated with walking speed decline in older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 60(2), 239-243. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.01.007>
- Kanchanasamut, W., y Pensri, P. (2017). Effects of weight-bearing exercise on a mini-trampoline on foot mobility, plantar pressure and sensation of diabetic neuropathic feet; a preliminary study. *Diabetic Foot & Ankle*, 8(1), 1287239. <https://doi.org/10.1080/2000625X.2017.1287239>
- Kang, H. G., y Dingwell, J. B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, 27(4), 572-577. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.009>
- Karvonen, M. J., Kentala, E., y Mustala, O. (1957). The effects of training on heart rate: a longitudinal study. *Annales Medicinae Experimentalis et Biologiae Fenniae*, 35(3), 307-315.
- Kaufman, K. R., y Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of Normal Human Walking. En J. Rose y J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking (3rd ed.)* (pp. 33-51). Philadelphia,

- PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., y Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture*, 20(3), 291-298. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.004>
- Kavanagh, J. J., y Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1-15. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kim, H.-J., Park, I., Lee, H. J., y Lee, O. (2016). The reliability and validity of gait speed with different walking pace and distances against general health, physical function, and chronic disease in aged adults. *Journal of Exercise Nutrition & Biochemistry*, 20(3), 46-50. <https://doi.org/10.20463/jenb.2016.09.20.3.7>
- Kim, M.-J., Yabushita, N., Kim, M.-K., Nemoto, M., Seino, S., y Tanaka, K. (2010). Mobility performance tests for discriminating high risk of frailty in community-dwelling older women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 51(2), 192-198. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.10.007>
- Kim, S., y Lockhart, T. (2012). Lower limb control and mobility following exercise training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(15), 1-8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-15>
- Kobsar, D., Olson, C., Paranjape, R., Hadjistavropoulos, T., y Barden, J. M. (2014). Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer. *Gait & Posture*, 39, 553-557. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.008>
- Kressig, R. W., Beauchet, O., y European GAITRite® Network Group. (2006). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 18(2), 174-176. <https://doi.org/10.1007/BF03327437>
- LaRoche, D. P., Cook, S. B., y Mackala, K. (2012). Strength Asymmetry Increases Gait Asymmetry and Variability in Older Women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2172-2181. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825e1d31>
- Lauretani, F., Russo, C. R., Bandinelli, S., Bartali, B., Cavazzini, C., Di Iorio, A., ... Ferrucci, L. (2003). Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on

- mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, 95(5), 1851-1860. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00246.2003>
- Lienhard, K., Schneider, D., y Maffioletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500-504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>
- Ling, C. H. Y., Taekema, D., de Craen, A. J. M., Gussekloo, J., Westendorp, R. G. J., y Maier, A. B. (2010). Handgrip strength and mortality in the oldest old population: the Leiden 85-plus study. *Canadian Medical Association Journal*, 182(5), 429-435. <https://doi.org/10.1503/cmaj.091278>
- Liu, B., Hu, X., Zhang, Q., Fan, Y., Li, J., Zou, R., ... Wang, J. (2016). Usual walking speed and all-cause mortality risk in older people: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 44, 172-177. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.008>
- Lo, J., Lo, O. Y., Olson, E. A., Habtemariam, D., Iloputaife, I., Gagnon, M. M., ... Lipsitz, L. A. (2017). Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait & Posture*, 53, 110-114. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.010>
- Lobo, A., Ezquerra, J., Gómez Bugada, F., Sala, J. M., y Seva Díaz, A. (1979). El Mini-Examen Cognoscitivo (un «test» sencillo, práctico, para detectar alteraciones intelectuales en pacientes médicos). *Actas Luso Españolas de Neurología, Psiquiatría y Ciencias Afines*, 7(3), 189-202.
- Lockhart, T. E., y Liu, J. (2008). Differentiating fall-prone and healthy adults using local dynamic stability. *Ergonomics*, 51(12), 1860-1872. <https://doi.org/10.1080/00140130802567079>
- Lucas-Cuevas, A. G., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., y Pérez-Soriano, P. (2017). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1734-1738. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1235792>
- Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Bush, M., Crossman, A., Llana, S., Cortell-Tormo, J. M., y Pérez-Turpin, J. A. (2013). Effects of Different Backpack Loads in

- Acceleration Transmission during Recreational Distance Walking. *Journal of Human Kinetics*, 37, 81-89. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0028>
- Lucas Cuevas, Á. G. (2016). *Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Mademli, L., y Morey, G. (2015). La marcha humana y la carrera. En P. Pérez-Soriano y S. Llana Belloch (Eds.), *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 401-423). Badalona, España: Paidotribo.
- Malatesta, D., Simar, D., Saad, H. Ben, Préfaut, C., y Caillaud, C. (2010). Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65- to 80-year-olds. *Experimental Gerontology*, 45(6), 427-434. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2010.03.009>
- Martínez Navarro, I. (2014). *Efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca, la función ejecutiva y la capacidad condicional en adultos mayores* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Marzetti, E., Calvani, R., Tosato, M., Cesari, M., Di Bari, M., Cherubini, A., ... on behalf of the SPRINTT Consortium. (2017). Physical activity and exercise as countermeasures to physical frailty and sarcopenia. *Aging Clinical and Experimental Research*, 29(1), 35-42. <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0705-4>
- Mathias, S., Nayak, U. S., e Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the «get-up and go» test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(6), 387-389.
- Mazzeo, R. S., Cavanagh, P., Evans, W. J., Fiatarone, M., Hagberg, J., McAuley, E., y Startzell, J. (1998). ACSM Position Stand: Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(6), 992-1008.
- McKay, M. J., Baldwin, J. N., Ferreira, P., Simic, M., Vanicek, N., Wojciechowski, E., ... Burns, J. (2017). Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. *Gait & Posture*, 58, 78-87. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.004>
- Melvin, J. M. A., Preece, S., Nester, C. J., y Howard, D. (2014). An investigation into plantar pressure measurement protocols for footwear research. *Gait & Posture*,

- 40(4), 682-687. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.026>
- Menz, H. B., Lord, S. R., y Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137-142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Mezzani, A., Hamm, L. F., Jones, A. M., McBride, P. E., Moholdt, T., Stone, J. A., ... Williams, M. A. (2013). Aerobic exercise intensity assessment and prescription in cardiac rehabilitation: a joint position statement of the European Association for Cardiovascular Prevention and Rehabilitation, the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilatat. *European Journal of Preventive Cardiology*, 20(3), 442-467. <https://doi.org/10.1177/2047487312460484>
- Mora, J. C., y Valencia, W. M. (2018). Exercise and Older Adults. *Clinics in Geriatric Medicine*, 34(1), 145-162. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2017.08.007>
- Muchna, A., Najafi, B., Wendel, C. S., Schwenk, M., Armstrong, D. G., y Mohler, J. (2018). Foot Problems in Older Adults. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 108(2), 126-139. <https://doi.org/10.7547/15-186>
- Murphy, D. F., Beynnon, B. D., Michelson, J. D., y Vacek, P. M. (2005). Efficacy of Plantar Loading Parameters During Gait in Terms of Reliability, Variability, Effect of Gender and Relationship Between Contact Area and Plantar Pressure. *Foot & Ankle International*, 26(2), 171-179. <https://doi.org/10.1177/107110070502600210>
- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., ... Castaneda-Sceppa, C. (2007). Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1435-1445. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616aa2>
- Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E. M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., ... Harris, T. B. (2006). Strength, But Not Muscle Mass, Is Associated With Mortality in the Health, Aging and Body Composition Study Cohort. *The Journals of Gerontology: Series A*, 61(1), 72-77. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.1.72>
- Nielsen, J. B. (2003). How we Walk: Central Control of Muscle Activity during Human Walking. *The Neuroscientist*, 9(3), 195-204. <https://doi.org/10.1177/1073858403009003012>

- Otzen, T., y Manterola, C. (2017). Técnicas de muestreo sobre una Población a Estudio. *International Journal of Morphology*, 35(1), 227-232. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022017000100037>
- Paquette, M., Le Blanc, O., Lucas, S. J. E., Thibault, G., Bailey, D. M., y Brassard, P. (2017). Effects of submaximal and supramaximal interval training on determinants of endurance performance in endurance athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(3), 318-326. <https://doi.org/10.1111/sms.12660>
- Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R., y Crompton, R. H. (2008). Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2772-2775. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.029>
- Paterson, D. H., Jones, G. R., y Rice, C. L. (2007). Ageing and physical activity: evidence to develop exercise recommendations for older adults This article is part of a supplement entitled Advancing physical activity measurement and guidelines in Canada: a scientific review and evidence-based foundation fo. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 32(S2E), S69-S108. <https://doi.org/10.1139/H07-111>
- Peel, N. M., Kuys, S. S., y Klein, K. (2012). Gait Speed as a Measure in Geriatric Assessment in Clinical Settings: A Systematic Review. *The Journals of Gerontology: Series A*, 68(1), 39-46. <https://doi.org/10.1093/gerona/gls174>
- Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Encarnación-Martínez, A., Martínez-Nova, A., y G., M.-K. (2011). Nordic Walking Practice Might Improve Plantar Pressure Distribution. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(4), 593-599. <https://doi.org/10.1080/02701367.2011.10599795>
- Pérez-Soriano, P., y Llana Belloch, S. (2015). *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. Barcelona: Paidotribo.
- Pérez-Soriano, P., y Llana, S. (2015). Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva. En *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte* (pp. 381-397). Barcelona, España: Paidotribo.
- Pérez Díaz, J. (2010). El envejecimiento de la población española. *Investigación y ciencia*, (410), 34-42.
- Pérez Soriano, P., y Encarnación Martínez, A. (2018). Análisis de impactos mediante técnicas de acelerometría. En P. Pérez Soriano (Ed.), *Metodología y aplicación*

- práctica de la biomecánica deportiva* (pp. 9-20). Barcelona, España: Paidotribo.
- Peterson, D. S., y Martin, P. E. (2010). Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait & Posture*, *31*, 355-359. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.12.005>
- Pirker, W., y Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener klinische Wochenschrift*, *129*(3), 81-95. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Podsiadlo, D., y Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, *39*(2), 142-148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Potthast, W., Brüggemann, G.-P., Lundberg, A., y Arndt, A. (2010). The Influences of Impact Interface, Muscle Activity, and Knee Angle on Impact Forces and Tibial and Femoral Accelerations Occurring after External Impacts. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(1), 1-9. <https://doi.org/10.1123/jab.26.1.1>
- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., y Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & Posture*, *5*, 128-135. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01118-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01118-1)
- Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L., y Abboud, R. J. (2007). The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*, *25*(3), 401-405. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.010>
- Raggi, A., Corso, B., Minicuci, N., Quintas, R., Sattin, D., De Torres, L., ... Leonardi, M. (2016). Determinants of Quality of Life in Ageing Populations: Results from a Cross-Sectional Study in Finland, Poland and Spain. *PLOS ONE*, *11*(7), e0159293. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0159293>
- Ramalho, F., Santos-Rocha, R., Branco, M., Moniz-Pereira, V., André, H.-I., Veloso, A. P., y Carnide, F. (2018). Effect of 6-month community-based exercise interventions on gait and functional fitness of an older population: a quasi-experimental study. *Clinical Interventions in Aging*, *13*, 595-606. <https://doi.org/10.2147/CIA.S157224>
- Ramanathan, A. K., Kiran, P., Arnold, G. P., Wang, W., y Abboud, R. J. (2010). Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*, *16*(2), 70-73. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2009.05.006>
- Razeghi, M., y Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, *15*(3), 282-291. <https://doi.org/10.1016/S0966->

6362(01)00151-5

- Rejeski, W. J., Ambrosius, W. T., Burdette, J. H., Walkup, M. P., y Marsh, A. P. (2017). Community Weight Loss to Combat Obesity and Disability in At-Risk Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 72(11), 1547-1553. <https://doi.org/10.1093/gerona/glw252>
- Rejeski, W. J., y Mihalko, S. L. (2001). Physical Activity and Quality of Life in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 56(Special Issue II), 23-35. https://doi.org/10.1093/gerona/56.suppl_2.23
- Rikli, R. E., y Jones, C. J. (1999). Development and Validation of a Functional Fitness Test for Community-Residing Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7(2), 129-161. <https://doi.org/10.1123/japa.7.2.129>
- Rikli, R. E., y Jones, C. J. (2013). *Senior fitness test manual* (2nd ed.). Champaign, IL: Human kinetics.
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., y Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77-85. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90328-K](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90328-K)
- Rivera-Torres, S., Fahey, T. D., y Rivera, M. A. (2019). Adherence to Exercise Programs in Older Adults: Informative Report. *Gerontology and Geriatric Medicine*, 5, 1-10. <https://doi.org/10.1177/2333721418823604>
- Roldán-Jiménez, C., Bennett, P., y Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests. *PLOS ONE*, 10(10), e0141675. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141675>
- Roldán Aliaga, A. (2019). *Entrenamiento respiratorio: cambios en la presión inspiratoria máxima y relación con la funcionalidad del adulto mayor sano* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Rosenthal, R. (1991). *Meta-analytic procedures for social research*. Newbury Park, CA: SAGE Publications Inc.
- Ruiz, J. R., Sui, X., Lobelo, F., Morrow, J. R., Jackson, A. W., Sjöström, M., y Blair, S. N. (2008). Association between muscular strength and mortality in men: prospective cohort study. *BMJ*, 337, a439. <https://doi.org/10.1136/bmj.a439>

- Rutherford, D. J., Hurley, S. T., y Hubley-Kozey, C. (2016). Sit-to-stand transfer mechanics in healthy older adults: a comprehensive investigation of a portable lifting-seat device. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11(2), 158-165. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.921843>
- Sanchis Soler, G. (2017). *Incidencia del programa de entrenamiento cognitivo EFAM-UV(C) en pacientes de la unidad de hospitalización a domicilio* (Tesis doctoral). Universitat de València, Valencia, España.
- Schlüssel, M. M., dos Anjos, L. A., de Vasconcellos, M. T. L., y Kac, G. (2008). Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: A population-based study. *Clinical Nutrition*, 27(4), 601-607. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2008.04.004>
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., y Sangeorzan, B. (2004). The Effect of Walking Speed on Peak Plantar Pressure. *Foot & Ankle International*, 25(12), 926-933. <https://doi.org/10.1177/107110070402501215>
- Shimada, H., Tiedemann, A., Lord, S. R., Suzukawa, M., Makizako, H., Kobayashi, K., y Suzuki, T. (2011). Physical factors underlying the association between lower walking performance and falls in older people: A structural equation model. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(2), 131-134. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.archger.2010.11.003>
- Sivertsen, H., Bjørkløf, G. H., Engedal, K., Selbæk, G., y Helvik, A.-S. (2015). Depression and Quality of Life in Older Persons: A Review. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders*, 40(5-6), 311-339. <https://doi.org/10.1159/000437299>
- Snijders, A. H., van de Warrenburg, B. P., Giladi, N., y Bloem, B. R. (2007). Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *The Lancet Neurology*, 6(1), 63-74. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(06\)70678-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(06)70678-0)
- Solberg, P. A., Kvamme, N. H., Raastad, T., Ommundsen, Y., Tomten, S. E., Halvari, H., ... Hallén, J. (2013). Effects of different types of exercise on muscle mass, strength, function and well-being in elderly. *European Journal of Sport Science*, 13(1), 112-125. <https://doi.org/10.1080/17461391.2011.617391>
- Staartjes, V. E., y Schröder, M. L. (2018). The five-repetition sit-to-stand test: evaluation of a simple and objective tool for the assessment of degenerative pathologies of the

- lumbar spine. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 29(4), 380-387. <https://doi.org/10.3171/2018.2.SPINE171416>
- Stathokostas, L., Jacob-Johnson, S., Petrella, R. J., y Paterson, D. H. (2004). Longitudinal changes in aerobic power in older men and women. *Journal of Applied Physiology*, 97(2), 781-789. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00447.2003>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., y Mollinger, L. (2002). Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy*, 82(2), 128-137. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128>
- Steib, S., Schoene, D., y Pfeifer, K. (2010). Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(5), 902—914. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181c34465>
- Studenski, S., Perera, M. P. H. S., Patel, P. K., Rosano, P. C., Faulkner, P. K., Inzitari, P. M., ... Guralnik, P. Jr. (2011). Gait Speed and Survival in Older Adults. *JAMA*, 305(1), 50-58. <https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923>
- Studenski, S., Perera, S., Wallace, D., Chandler, J. M., Duncan, P. W., Rooney, E., ... Guralnik, J. M. (2003). Physical Performance Measures in the Clinical Setting. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(3), 314-322. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51104.x>
- Sturnieks, D. L., George, R. S., y Lord, S. R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 467-478. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.001>
- Tanaka, H., Monahan, K. D., y Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(1), 153-156. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(00\)01054-8](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(00)01054-8)
- The WHOQOL Group. (1995). The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): Position paper from the World Health Organization. *Social Science & Medicine*, 41(10), 1403-1409. [https://doi.org/10.1016/0277-9536\(95\)00112-K](https://doi.org/10.1016/0277-9536(95)00112-K)
- United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division. (2017). *World Population Ageing 2017 (ST/ESA/SER.A/408)*.
- Urzúa M, A., y Caqueo-Úrizar, A. (2012). Calidad de vida: Una revisión teórica del

- concepto. *Terapia Psicológica*, 30(1), 61-71. <https://doi.org/10.4067/S0718-48082012000100006>
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., y van Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE*, 12(12), 1-9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Rispens, S. M., Elders, P. J. M., Lips, P., y van Dieën, J. H. (2015). Ambulatory Fall-Risk Assessment: Amount and Quality of Daily-Life Gait Predict Falls in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 70(5), 608-615. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu225>
- Verghese, J., Wang, C., Lipton, R. B., Holtzer, R., y Xue, X. (2007). Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 78, 929-935. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2006.106914>
- Vermeulen, J., Neyens, J. C. L., van Rossum, E., Spreeuwenberg, M. D., y de Witte, L. P. (2011). Predicting ADL disability in community-dwelling elderly people using physical frailty indicators: a systematic review. *BMC Geriatrics*, 11(33), 1-11. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-11-33>
- Vilagut, G., Ferrer, M., Rajmil, L., Rebollo, P., Permanyer-Miralda, G., Quintana, J. M., ... Alonso, J. (2005). El Cuestionario de Salud SF-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos. *Gaceta Sanitaria*, 19(2), 135-150. <https://doi.org/10.1590/S0213-91112005000200007>
- Vilagut, G., Forero, C. G., Pinto-Meza, A., Haro, J. M., de Graaf, R., Bruffaerts, R., ... Alonso, J. (2013). The Mental Component of the Short-Form 12 Health Survey (SF-12) as a Measure of Depressive Disorders in the General Population: Results with Three Alternative Scoring Methods. *Value in Health*, 16(4), 564-573. <https://doi.org/10.1016/j.jval.2013.01.006>
- Vilagut, G., Valderas, J. M., Ferrer, M., Garin, O., López-García, E., y Alonso, J. (2008). Interpretación de los cuestionarios de salud SF-36 y SF-12 en España: componentes físico y mental. *Medicina Clínica*, 130(19), 726-735. <https://doi.org/10.1157/13121076>
- Villareal, D. T., Aguirre, L., Gurney, A. B., Waters, D. L., Sinacore, D. R., Colombo, E.,

- ... Qualls, C. (2017). Aerobic or Resistance Exercise, or Both, in Dieting Obese Older Adults. *New England Journal of Medicine*, 376(20), 1943-1955. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1616338>
- Vincent, H. K., Vincent, K. R., y Lamb, K. M. (2010). Obesity and mobility disability in the older adult. *Obesity Reviews*, 11(8), 568-579. <https://doi.org/10.1111/j.1467-789X.2009.00703.x>
- Visser, M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., Newman, A. B., Nevitt, M., Rubin, S. M., ... Harris, T. B. (2005). Muscle Mass, Muscle Strength, and Muscle Fat Infiltration as Predictors of Incident Mobility Limitations in Well-Functioning Older Persons. *The Journals of Gerontology: Series A*, 60(3), 324-333. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.3.324>
- Wang, R.-Y., Wang, Y.-L., Cheng, F.-Y., Chao, Y.-H., Chen, C.-L., y Yang, Y.-R. (2015). Effects of combined exercise on gait variability in community-dwelling older adults. *AGE*, 37(3), 40. <https://doi.org/10.1007/s11357-015-9780-2>
- Ware, J. E., Kosinski, M., Turner-Bowker, D. M., y Gandek, B. (2002). *How to score version 2 of the SF-12 Health Survey (with a supplement documenting version 1)*. Lincoln, RI: Quality Metric Inc.
- Ware Jr, J. E., Kosinski, M., y Keller, S. D. (1996). A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Medical Care*, 34(3), 220-233. <https://doi.org/10.2307/3766749>
- Weiss, E. P., Spina, R. J., Holloszy, J. O., y Ehsani, A. A. (2006). Gender differences in the decline in aerobic capacity and its physiological determinants during the later decades of life. *Journal of Applied Physiology*, 101(3), 938-944. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01398.2005>
- Whitehurst, M. (2012). High-Intensity Interval Training: An Alternative for Older Adults. *American Journal of Lifestyle Medicine*, 6(5), 382-386. <https://doi.org/10.1177/1559827612450262>
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., y Furman, J. M. (2005). Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders: Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85(10), 1034-1045. <https://doi.org/10.1093/ptj/85.10.1034>

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Edinburgh, UK: Butterworth-Heinemann Elsevier.

Yu, D. S. F., Yan, E. C. W., y Chow, C. K. (2015). Interpreting SF-12 mental component score: an investigation of its convergent validity with CESD-10. *Quality of Life Research*, 24(9), 2209-2217. <https://doi.org/10.1007/s11136-015-0959-x>

ANEXOS

7. ANEXOS

Informe favorable del Comité Ético de Investigación en humanos.

VNIVERSITAT
 VALÈNCIA Vicerectorat
 d'Investigació i Política Científica

D. José María Montiel Company, Profesor Contratado Doctor Interino del departamento de Estomatología, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 12 de diciembre de 2016, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

“Variables cinemática de la marcha como predictoras de salud y estimación del coste sanitario en ancianos pluripatológicos sometidos a diferentes programas de entrenamiento”, número de procedimiento H1478084714217,

cuyo responsable es D. Roberto Sanchis Sanchis, dirigido por Dña. Cristina Blasco Lafarga y D. Pedro Pérez Soriano,

ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a catorce de diciembre de dos mil dieciséis.



* El título de la tesis se cambió con posterioridad a la realización de la intervención.

Documento de información al participante (página 1).



UNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)
Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional en el Adulto Mayor (GIEFAM)

HOJA DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE

RESPONSABLE PRINCIPAL DEL PROGRAMA: Dra. CRISTINA BLASCO LAFARGA
CENTRO: UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

INTRODUCCIÓN

Nos dirigimos a usted para informarle sobre un **Programa de Entrenamiento Físico** al alta domiciliaria, supervisado por personal médico del Centro de Salud "Plaça de Dins" de Alcoy, en el que se le invita a participar.

Nuestra intención es que usted reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar si quiere o no participar en el citado programa, desarrollado desde UIRFIDE (Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo de la FCAFE, Universitat de València). Para ello, lea esta hoja informativa con atención y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir después de la explicación. Además, puede consultar con las personas que considere oportuno.

PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA

Debe saber que su participación en este Programa es voluntaria, y que puede decidir no participar o cambiar su decisión y retirar el consentimiento en cualquier momento, sin que por ello se altere la relación con su médico ni se produzca perjuicio alguno en su tratamiento.

DESCRIPCIÓN GENERAL DEL PROGRAMA

En este programa usted realizará sesiones de Ejercicio Físico dirigidas por Licenciados/Graduados en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, con el objetivo de mantener y/o mejorar su estado funcional tras el alta domiciliaria. Estas sesiones se realizarán en instalaciones cercanas al Centro de Salud "Plaça de Dins" de Alcoy (grupo de entrenamiento funcional-cognitivo), al aire libre (grupo de paseos cardiosaludables), o en su propio domicilio (grupo de entrenamiento autónomo supervisado), según el grupo de entrenamiento al que sea asignado.

Los participantes serán seleccionados por los médicos del citado Centro de Salud, de acuerdo a unos criterios de inclusión determinados.

Al acceder al programa usted se compromete a realizar todos los test/cuestionarios necesarios para su correcto seguimiento (cuatro evaluaciones), así como a ser instrumentado con dispositivos de acelerometría triaxial y de presión plantar, todos ellos NO invasivos, en los test realizados durante la evaluación previa y posterior al programa (dos evaluaciones).

BENEFICIOS Y RIESGOS DERIVADOS DE SU PARTICIPACIÓN:

Los beneficios de la participación en este programa son la conservación y/o mejora de la funcionalidad, así como la mejora de sus conocimientos en relación a la adquisición de hábitos saludables y minimización del impacto del sedentarismo y el envejecimiento. Se desconocen riesgos asociados.

Documento de información al participante (página 2).

UNIVERSITAT
DE VALÈNCIADEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)
Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional en el Adulto Mayor (GIEFAM)**CONFIDENCIALIDAD**

El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal. De acuerdo a lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse a su médico de referencia en el programa.

Los datos recogidos durante el mismo estarán identificados mediante un código y solo su médico y colaboradores del Programa podrán relacionar dichos datos con usted y con su historia clínica. Su identidad no será revelada a persona alguna salvo excepciones en caso de urgencia médica o requerimiento legal.

El acceso a su información personal se restringe a los médicos implicados en el Programa, colaboradores, autoridades sanitarias (Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios), al Comité Ético de Investigación Clínica y personal autorizado por el promotor, cuando lo precisen para comprobar los datos y procedimientos del Programa, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente.

Sólo se transmitirán a terceros y a otros países los datos recogidos, que en ningún caso contendrán información que le pueda identificar directamente, como nombre y apellidos, iniciales, dirección, nº de la seguridad social, etc. En el caso de que se produzca esta cesión, será para los mismos fines del programa descrito y garantizando la confidencialidad como mínimo con el nivel de protección de la legislación vigente en nuestro país.

COMPENSACIÓN ECONÓMICA

Su participación en el programa no le supondrá ningún gasto. Igualmente, no percibirá ninguna ayuda económica extra.

OTRA INFORMACIÓN RELEVANTE

Cualquier nueva información referente a su participación en este programa y que pueda afectar a su disposición para participar en el mismo le será comunicada por su médico lo antes posible.

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en el programa, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos y puede exigir la destrucción de todas las muestras identificables previamente retenidas.

También debe saber que puede ser excluido de este programa de entrenamiento si sus promotores lo consideran oportuno, ya sea por motivos de seguridad, por cualquier acontecimiento adverso que se produzca durante el mismo o porque consideren que no está cumpliendo con los procedimientos establecidos. En cualquiera de los casos, usted recibirá una explicación adecuada del motivo que ha ocasionado su retirada del programa.

Al firmar la hoja de consentimiento adjunta, se compromete a cumplir con los procedimientos que aquí se le han expuesto.

Hoja de consentimiento informado.



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)
Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional en el Adulto Mayor (GIEFAM)

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo (nombre y apellidos): _____

y/o el familiar responsable (cuando se considere necesario): _____

- ✓ He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- ✓ He podido hacer preguntas sobre el Programa de Entrenamiento y su seguimiento.
- ✓ He recibido suficiente información sobre el programa.
- ✓ He hablado con: _____
- ✓ Después de esta información:
 - ~ Comprendo que mi participación es voluntaria
 - ~ Comprendo que puedo retirarme del programa:
 1. Cuando quiera
 2. Sin tener que dar explicaciones
 3. Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos
 - ~ Presto libremente mi conformidad para participar en el programa y doy mi consentimiento para el acceso y utilización de mis datos (numéricos, audio, imagen y vídeo), con fines científicos y/o didácticos, en las condiciones detalladas en la hoja de información.
 - ~ Accedo a ser instrumentado con dispositivos de acelerometría triaxial y de presión plantar, todos ellos NO invasivos, en los test realizados durante la evaluación previa y posterior al programa.

SÍ NO

Firma del PARTICIPANTE

Firma de la RESPONSABLE DEL
PROGRAMA

Nombre:

Nombre: Dra. Cristina Blasco Lafarga
(Universitat de València)

Fecha: ____ / ____ / 2017

Fecha: ____ / ____ / 2017

Documento de información sobre el protocolo de privacidad y protección de datos.



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)
Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional en el Adulto Mayor (GIEFAM)

PROTOCOLO DE PRIVACIDAD Y PROTECCIÓN DE DATOS

PROYECTO: VARIABLES CINEMÁTICAS DE LA MARCHA COMO PREDICTORAS DE SALUD Y ESTIMACIÓN DEL COSTE SANITARIO EN ANCIANOS PLURIPATOLÓGICOS SOMETIDOS A DIFERENTES PROGRAMAS DE ENTRENAMIENTO.

RESPONSABLE PRINCIPAL: CRISTINA BLASCO LAFARGA (Universitat de València).

DOCTORANDO: ROBERTO SANCHIS SANCHIS (Beca Predoctoral Generalitat Valenciana; Universitat de València).

El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustará a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal. De acuerdo a lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse a su médico de referencia en el programa.

Los datos recogidos durante el mismo estarán identificados mediante un código y solo su médico del Programa y colaboradores podrá relacionar dichos datos con usted y con su historia clínica.

El acceso a su información personal se restringe a los médicos implicados en el Programa, colaboradores, autoridades sanitarias (Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios), al Comité Ético de Investigación Clínica y personal autorizado por el promotor, cuando lo precisen para comprobar los datos y procedimientos del Programa, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente.

Igualmente, su identidad no será revelada, salvo excepciones en caso de urgencia médica o requerimiento legal. En el caso de que se produzca una cesión a terceros u otros países, los datos no contendrán información que le pueda identificar directamente, como nombre y apellidos, iniciales, dirección, nº de la seguridad social, etc., y será para los mismos fines del programa descrito, garantizando en todo momento la confidencialidad, como mínimo con el nivel de protección de la legislación vigente en nuestro país.

Cualquier fotografía o registro visual o sonoro tiene que tener la autorización expresa del sujeto, así como debe contar con la firma que autorice su uso posterior, aunque sea con fines científicos u otros relacionados con el estudio.

Finalmente, si usted decide retirar el consentimiento para participar en el programa, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos y, puede exigir la destrucción de todas las muestras identificables previamente retenidas.

EL EQUIPO INVESTIGADOR

