



# **Medición de la calidad de la marcha mediante las mediciones de movilidad del iPhone**

Mayo de 2021

# Índice

<b>Descripción</b> .....	<b>3</b>
Introducción .....	3
<b>Desarrollo</b> .....	<b>4</b>
Diseño del estudio .....	4
Población .....	6
<b>Resultados</b> .....	<b>8</b>
Recuento de pasos .....	8
Velocidad de la marcha .....	9
Longitud del paso .....	10
Periodo de doble apoyo .....	11
Asimetría de la marcha .....	12
<b>Debate</b> .....	<b>12</b>
<b>Conclusiones</b> .....	<b>14</b>
<b>Apéndice</b> .....	<b>14</b>
Saneamiento de datos .....	14
Métodos estadísticos .....	15
Definición de asimetría .....	15
<b>Bibliografía</b> .....	<b>16</b>

# Descripción

Gracias a los sensores de movimiento integrados en el iPhone 8 y versiones posteriores, iOS 14 ofrece unas mediciones de la movilidad importantes para su salud. Son estimaciones de la velocidad de la marcha, longitud del paso, periodo de doble apoyo y asimetría de la marcha<sup>1,2</sup> las cuales pueden utilizarse para caracterizar su marcha y su movilidad. Este documento ofrece información detallada sobre el modo en que se calculan estas mediciones de movilidad en el iPhone, incluidas la realización de las pruebas y la validación.

## Introducción

La marcha es un indicador clave de las lesiones,<sup>3</sup> la discapacidad<sup>4</sup> y la salud a corto y a largo plazo de una persona.<sup>5,6</sup> La movilidad al caminar puede representar la capacidad de envejecer con independencia,<sup>7</sup> ya que puede verse afectada por una gran variedad de afecciones, como la degeneración muscular<sup>8</sup> y las enfermedades neurológicas,<sup>9,10</sup> así como por la capacidad pulmonar.<sup>11</sup> Una manera sencilla en la que los profesionales sanitarios miden la movilidad individual es mediante la observación de la marcha.<sup>12,13</sup> La marcha requiere un conjunto de componentes complejos, coordinados en varios aparatos que se coordinan en varios sistemas fisiológicos, y un solo fallo en cualquier elemento puede indicar progresión de la enfermedad o un aumento del riesgo de lesión.

La medición del rendimiento de la marcha se utiliza con frecuencia para evaluar el estado de salud personal,<sup>14</sup> realizar un seguimiento de la recuperación de una lesión<sup>15</sup> o una intervención<sup>16</sup> o para controlar los cambios causados por el envejecimiento.<sup>17</sup> Algunas mediciones del rendimiento de la marcha empleadas a menudo son la velocidad de la marcha, la longitud del paso, el periodo de doble apoyo y la asimetría de la marcha.

- La velocidad de la marcha, y su cambio con el paso del tiempo, está estrechamente relacionada con algunos resultados de salud clínicamente significativos.<sup>4,18</sup> La medición de la velocidad de la marcha se utiliza a menudo para hacer un seguimiento de la recuperación de problemas de salud agudos, como una artroplastia<sup>3</sup> o un accidente cerebrovascular,<sup>19</sup> así como para supervisar los cambios a lo largo del tiempo, como la progresión de la enfermedad de Parkinson<sup>10,20</sup> y el envejecimiento.<sup>21</sup>
- La longitud del paso es un marcador de afectación de la movilidad en algunos tipos de enfermedades neurológicas y musculoesqueléticas<sup>14</sup> y un factor pronóstico de caídas o miedo a las caídas.<sup>22</sup> La longitud del paso disminuye a medida que se envejece, por lo que las personas de edad avanzada presentan una longitud del paso menor que la de las personas más jóvenes.<sup>23,24</sup> El acortamiento de la longitud del paso es un aspecto importante a medida que envejecemos<sup>25</sup> y las intervenciones tempranas con ejercicio pueden suponer una manera de mantener la independencia.<sup>26,27</sup>
- El periodo de doble apoyo es la proporción de tiempo que ambos pies están tocando el suelo durante la marcha. Aumenta tanto en tiempo absoluto como en porcentaje de cada ciclo de marcha con las lesiones<sup>16</sup> o la disfunción.<sup>28</sup> El aumento en el periodo de doble apoyo se ha relacionado con un aumento del miedo de una persona a caerse,<sup>22</sup> mientras que un periodo de doble apoyo más breve se ha relacionado con una mejora de la estabilidad de la marcha y un menor riesgo de caída.<sup>29</sup>
- La asimetría de la marcha aparece cuando surge una enfermedad o una lesión unilateral y la persona se apoya sobre la extremidad opuesta durante la marcha. El aumento en la asimetría de la marcha se produce después de una lesión<sup>30</sup> o debido a la neurodegeneración causada por el envejecimiento o la enfermedad.<sup>20,31</sup> Se ha demostrado que el deterioro de la coordinación bilateral entre las dos piernas está relacionado con un aumento del riesgo de caídas<sup>32,33</sup> y malos resultados quirúrgicos<sup>30</sup> y que son un factor pronóstico de una lesión articular posterior.<sup>34,35</sup>

Las mediciones de movilidad estimadas con el iPhone 8 y versiones posteriores ofrecen un método pasivo y no intrusivo de medición de la calidad de la marcha desde la juventud hasta la edad avanzada. En la app Salud de iOS 14 y versiones posteriores, estas mediciones estimadas de la movilidad pueden verse en Movilidad (figura 1). En este documento se describe el desarrollo y la validación de las mediciones de movilidad en iPhone (la velocidad de la marcha, la longitud del paso, el periodo de doble apoyo y la asimetría de la marcha) y se proporcionan recomendaciones de uso.

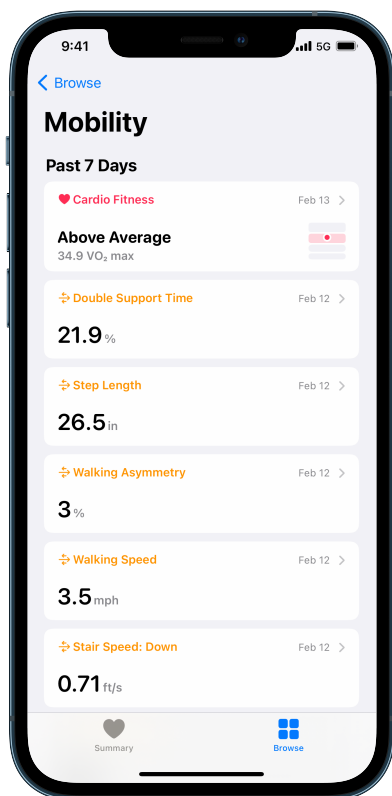


Figura 1: Mediciones de la movilidad en la app Salud de iOS 14

## Desarrollo

### Diseño del estudio

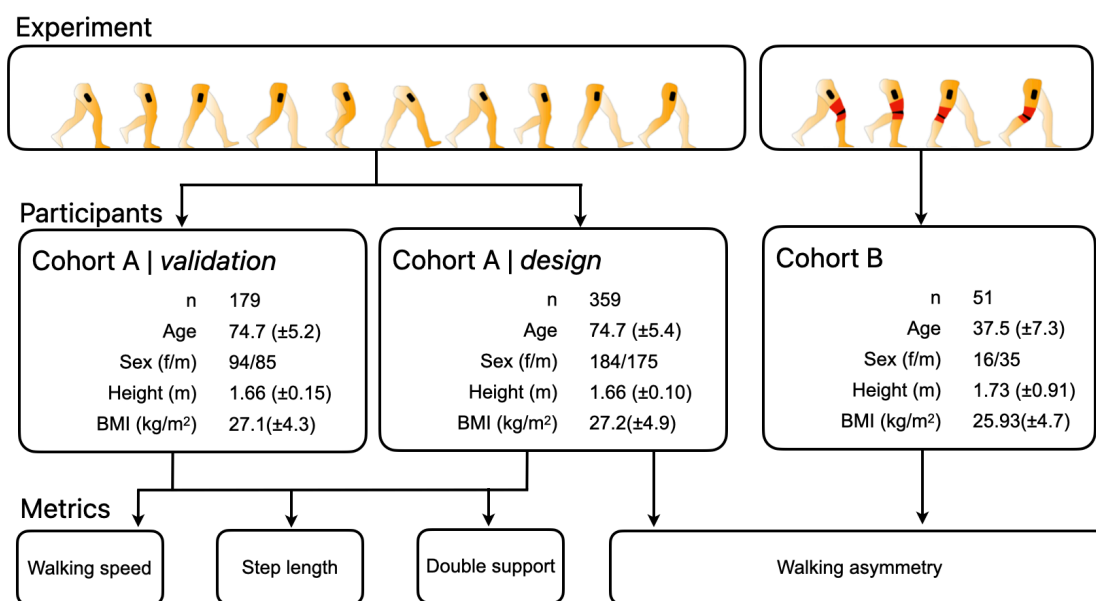
Los datos para el diseño y la validación de las mediciones de movilidad se obtuvieron de varios estudios autorizados por un comité de ética. Todos los participantes acudieron a las visitas en un laboratorio (hasta dos visitas (como mínimo con 8 semanas de diferencia) durante un año) y realizaron un conjunto de tareas relacionadas con la marcha en cada visita.

Todos los pacientes completaron las tareas de la marcha por una superficie en una alfombra de presión instrumentalizada (sistema de análisis de la marcha ProtoKinetics Zeno™ Walkway) mientras llevaban dos dispositivos iPhone (uno a cada lado del cuerpo) en diferentes ubicaciones: en la cadera (en un enganche en la cadera), en la parte delantera o en el bolsillo posterior, o en una riñonera. Se pidió a los participantes que eligieran dónde colocar un dispositivo de manera que reprodujera de la mejor manera posible la conducta habitual del usuario (en el lado derecho o izquierdo del cuerpo) y los supervisores colocaron un segundo dispositivo en una ubicación contralateral.



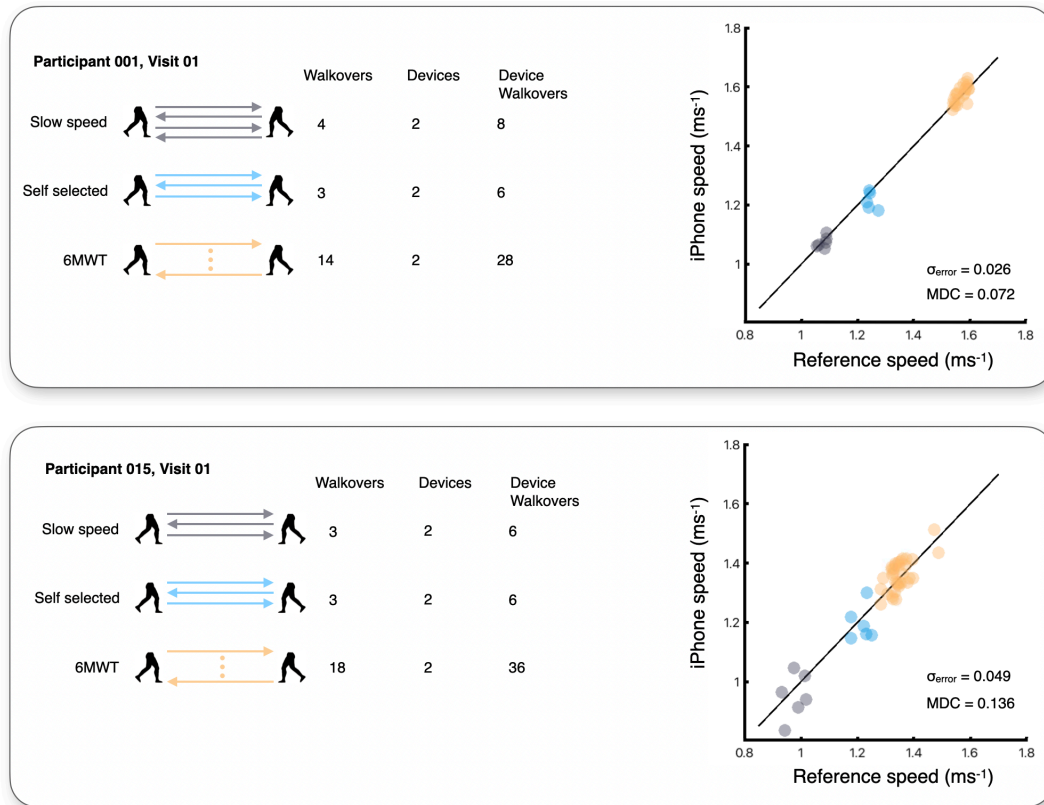
Cada marcha se llevó a cabo a lo largo de un recorrido en línea recta de 12 metros, con una alfombra de presión de 8 metros colocada en la parte central. Se utilizó la alfombra de presión, un dispositivo instrumentalizado que indica de manera muy precisa la ubicación y el momento del golpe del talón y el despegue de la puntera, para generar valores de referencia del recuento de pasos, la velocidad de la marcha, la longitud del paso, el periodo de doble apoyo y la asimetría de la marcha de los participantes. Para obtener más información sobre la configuración del experimento, consulte el apartado «Saneamiento de datos» del Apéndice.

En el caso de los participantes de la cohorte A, las tareas fueron cuatro caminatas (definidas como una caminata simple a lo largo de la alfombra de presión) a una velocidad libre, cuatro caminatas a una velocidad lenta y un número variable de caminatas durante una prueba de marcha de seis minutos (PM6M) a ritmo rápido en la que los participantes iban y volvían por la alfombra de presión tantas veces como podían durante un periodo de seis minutos.<sup>12</sup> En el caso de la cohorte B, se pidió a los participantes que completaran varias caminatas a la velocidad que decidieran, a una velocidad lenta y a una velocidad muy lenta («como si se estuvieran recuperando de una lesión»). Los participantes de esta cohorte se seleccionaron para simular una asimetría de la marcha mediante el uso de una rodillera comercial;<sup>36</sup> la rodillera estaba bloqueada para limitar el movimiento hasta los 30° de flexión y los 10° de extensión. En la figura 2 se muestran las descripciones y los grupos de las cohortes.



**Figura 2: Diseño del estudio y agregación de los datos.** Se separó a los participantes de la cohorte A en un grupo de diseño y otro de validación para las mediciones de velocidad de la marcha, longitud del paso, periodo de doble apoyo y asimetría de la marcha; se validaron los pasos del podómetro en todos los participantes de la cohorte A. La cohorte B contribuyó al diseño de la medición de la asimetría de la marcha llevando una rodillera en una pierna para simular la marcha asimétrica.

El rendimiento de las mediciones de movilidad se evaluó mediante la comparación directa de los valores extraídos de la alfombra de presión y del iPhone. Cada iPhone del estudio se consideró un observador independiente debido a las diferentes ubicaciones del dispositivo durante las marchas. Una medición de un iPhone durante una caminata en la visita de un participante se denomina visita con dispositivo; un participante que lleve dos dispositivos durante una visita, por ejemplo, aportaría dos visitas con dispositivo. El número de rectas recorridas en la alfombra de presión, multiplicado por las visitas con dispositivo, se tradujo en el número de caminatas (consulte la figura 3). Los métodos estadísticos para evaluar el rendimiento de las mediciones se describen de manera detallada en el anexo.



**Figura 3: Ejemplo de recogida y análisis de los datos.** Arriba se presentan dos ejemplos de recogidas de datos correspondientes a la cohorte A. Se indicó a los participantes que llevaran dos dispositivos mientras realizaban cuatro caminatas en la alfombra de presión a una velocidad lenta, cuatro a la velocidad que ellos quisieran y tantas caminatas como fuera posible durante la PM6M. Los conjuntos de datos de cada enfermedad se incluyeron en el análisis solo si contenían como mínimo 3 caminatas válidas a cada una de las velocidades indicadas y al menos 10 caminatas válidas durante la PM6M. Los datos de todas las afecciones y dispositivos se agruparon para calcular el rendimiento de las mediciones mediante estimaciones como la desviación estándar del error absoluto ( $\text{error}_a$ ) y el cambio mínimo detectable.

## Población

Apple recogió los datos para el diseño y la validación de las mediciones de movilidad en varios estudios en los que participaron dos cohortes de participantes; un comité de ética autorizó los estudios y todos los participantes dieron su consentimiento para la recogida y el uso de sus datos con este fin. La cohorte A era un gran grupo de ancianos que vivían de forma autónoma en su propia casa o en comunidades de vida independiente para ancianos (véase la tabla 1). La cohorte B era un grupo de adultos más jóvenes y sin impedimentos físicos a los que se pidió que llevaran una rodillera para simular la asimetría (véase la tabla 2).

**Tabla 1. Características de los participantes de la cohorte A**

Participantes únicos	Diseño (N = 359)	Validación (N = 179)
<b>Características demográficas y biométricas</b>		
Edad	74,7 (± 5,4) [64, 92]	74,7 (± 5,3) [65, 95]
Sexo (mujer/hombre)	184/175	93/86
Altura (metros)	1,66 (± 0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (± 0,95) [1,44, 1,88]
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	26,6 (± 4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (± 4,1) [17,9, 39,3]
Prevalencia de enfermedades musculoesqueléticas	292 (81 %)	142 (80 %)
Prevalencia de enfermedades cardiovasculares*	259 (72 %)	124 (69 %)
Prevalencia de enfermedades neurológicas	54 (15 %)	27 (15 %)
Dispositivos de ayuda	13 (5 %)	< 10 (< 5 %)
<b>Enfermedades musculoesqueléticas: número (%)</b>		
Amputación	< 10 (< 5 %)	< 10 (< 5 %)
Artritis	94 (26 %)	40 (22 %)
Trastorno del equilibrio	64 (18 %)	34 (19 %)
Discopatía degenerativa	27 (8 %)	11 (6 %)
Problemas de cabeza o cuello	41 (11 %)	20 (11 %)
Artrosis	177 (49 %)	88 (49 %)
Artritis reumatoide	< 10 (< 5 %)	< 10 (< 5 %)
Hernia discal	23 (6 %)	18 (10 %)
Artroplastia	58 (16 %)	29 (16 %)
Otro	157 (44 %)	75 (42 %)

\* Hipertensión, infarto de miocardio, insuficiencia cardíaca, arteriopatía coronaria, accidente cerebrovascular, hiperlipidemia, AP, arritmia.

**Tabla 2. Características de los participantes de la cohorte B**

<b>Diseño (N = 51)</b>	
<b>Características demográficas y biométricas</b>	
Edad	37,5 (± 7,3) [26, 55]
Sexo (mujer/hombre)	16/35
Altura (metros)	1,73 (± 0,91) [1,55, 1,89]
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,9 (± 4,7) [18,3, 42,7]

# Resultados

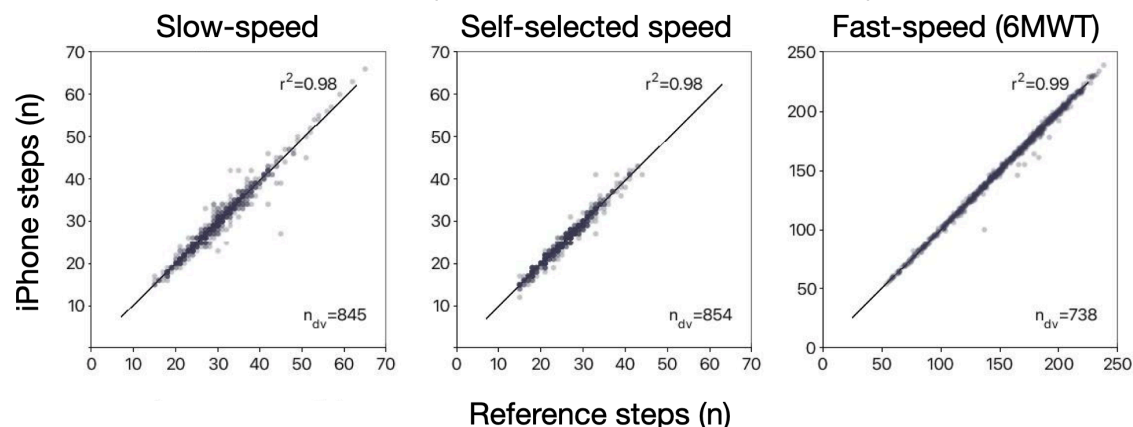
Los resultados agregados de los participantes de la cohorte A se muestran en la tabla 3; estos resultados se pliegan en los conjuntos de datos de diseño y de validación.

**Tabla 3. Intervalos, desviaciones estándar y medias de referencia de la alfombra de presión de la cohorte A**

	Velocidad lenta	Velocidad seleccionada por el participante	Velocidad rápida (PM6M)
	media ± DE (intervalo)	media ± DE (intervalo)	media ± DE (intervalo)
Visitas con dispositivo	845	854	738
Caminatas	3146	3175	16.625
Cadencia (pasos · minuto <sup>-1</sup> )	101,60 ± 10,50 (64,8-135,6)	114,94 ± 9,70 (70,6-146,7)	123,35 ± 9,56 (87,4-153,2)
Velocidad de la marcha (metros · segundo <sup>-1</sup> )	1,04 ± 0,18 (0,47-1,57)	1,30 ± 0,18 (0,67-1,90)	1,46 ± 0,18 (0,65-2,16)
Longitud del paso (metros)	0,61 ± 0,08 (0,34-0,86)	0,68 ± 0,08 (0,45-0,88)	0,71 ± 0,07 (0,38-0,94)
Periodo de doble apoyo (%)	31,37 ± 3,69 (19,56-47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13-39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03-43,36)
Asimetría temporal global (sin unidades)	1,07 ± 0,04 (1,00-1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00-1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00-1,75)

## Recuento de pasos

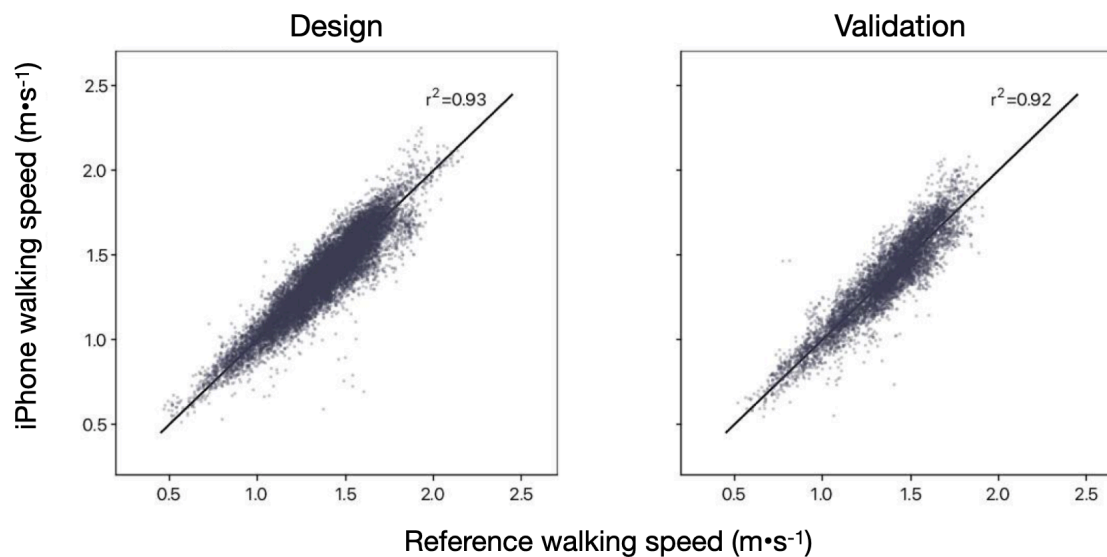
El recuento de pasos con el podómetro proporciona una medición objetiva del número de pasos que una persona da mientras lleva el dispositivo. Los pasos detectados por el Apple Watch y el iPhone se fusionan de manera inteligente para ofrecer una estimación precisa de la conducta diaria de un usuario; el dispositivo origen de los pasos detectados puede identificarse en HealthKit. En la figura 4, los datos de las visitas con dispositivo de la cohorte A se utilizaron en un análisis para determinar la validez del recuento de pasos del iPhone.



**Figura 4: Rendimiento del recuento de pasos con el podómetro del iPhone.** Estos gráficos muestran la correlación entre los pasos agregados registrados a partir de la referencia de la alfombra de presión y el recuento de pasos del iPhone durante las caminatas a velocidad lenta (gráfico de la izquierda), a la velocidad seleccionada por el participante (gráfico del centro) y PM6M (gráfico de la izquierda). El coeficiente de correlación de Pearson correspondientes a los recuentos de pasos en la marcha a la velocidad seleccionada por el paciente (1,30 ± 0,18 metros · segundo<sup>-1</sup>) y a velocidad lenta (1,04 ± 0,18 metros · segundo<sup>-1</sup>) y la PM6M (1,46 ± 0,18 metros · segundo<sup>-1</sup>) se situaron por encima de 0,96. Tenga en cuenta que se agregaron los valores de los pasos a velocidad seleccionada por el paciente y a velocidad lenta correspondientes a 3 o 4 caminatas y que se agregaron los valores de los pasos de la PM6M de al menos 10 caminatas.

## Velocidad de la marcha

La medición de la velocidad de la marcha representa una estimación de la velocidad a la que caminan los usuarios en una superficie plana. Se extrae de un modelo del centro de masa del usuario, por tanto, la medición será más precisa cuando el iPhone esté estrechamente acoplado al cuerpo (como en un bolsillo o sujeto en un cinturón). Además, los usuarios deben introducir su altura actualizada en la app Salud de iOS.



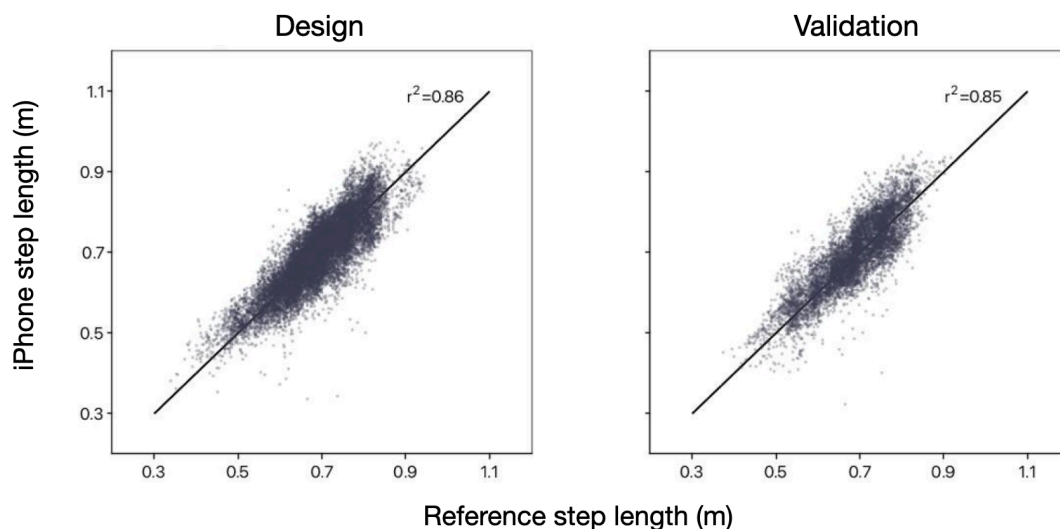
**Figura 5: Rendimiento de la velocidad de la marcha con iPhone.** Muestra el rendimiento del algoritmo para el conjunto de diseño (gráfico de la izquierda) y el conjunto de validación (gráfico de la derecha) utilizados en la creación de la medición de la velocidad de la marcha.

**Tabla 4. Rendimiento de la velocidad de la marcha** (ubicaciones de iPhone combinadas)

Medición	Descripción	Diseño	Validación
<b>N</b>	Visitas de participantes (participantes únicos)	528 (359)	250 (179)
<b>Caminatas</b>	Número de caminatas en la alfombra de presión que se utilizaron para la comparación	15.487	7440
<b>Validez</b>	Desviación estándar de errores absolutos (Error <sub>σ</sub> metros · segundo <sup>-1</sup> )	0,09	0,15
<b>Fiabilidad</b>	Comparación del valor de referencia de la alfombra de presión y el cálculo de velocidad de la marcha del iPhone (CCI <sub>(A,1)</sub> )	0,93	0,92
<b>Sensibilidad</b>	Cambio mínimo detectable (metros · segundo <sup>-1</sup> )		
	Percentil 10 (el más sensible)	0,07	0,08
	Percentil 50	0,13	0,14
	Percentil 90 (el menos sensible)	0,22	0,23

## Longitud del paso

La nueva medición de longitud del paso es una estimación de la distancia entre el punto en el que un pie golpea el suelo y el punto en el que el otro pie golpea el suelo mientras los usuarios están caminando. Esta medición se extrae de un modelo de altura del usuario, junto con la cadencia del paso y la estimación de la velocidad, mientras los usuarios caminan sin interrupción sobre una superficie plana.



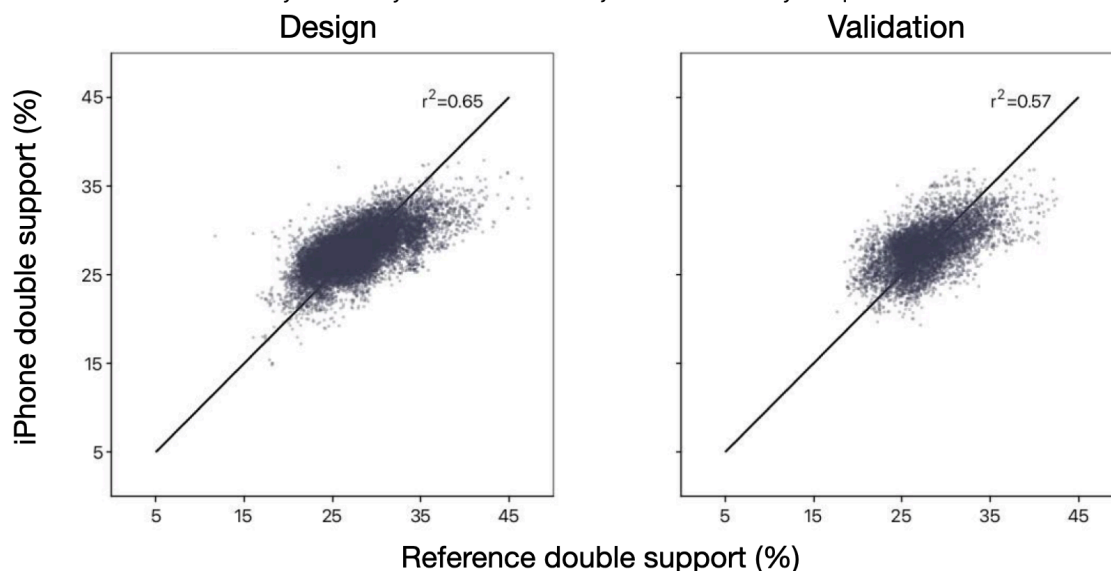
**Figura 6: Rendimiento de la longitud del paso del iPhone.** Muestra el rendimiento del algoritmo para el conjunto de diseño (gráfico de la izquierda) y el conjunto de validación (gráfico de la derecha) utilizados en la creación de la medición de la longitud del paso.

**Tabla 5. Rendimiento de la longitud del paso** (ubicaciones de iPhone combinadas)

Medición	Descripción	Diseño	Validación
<b>N</b>	Visitas de participantes (participantes únicos)	528 (359)	250 (179)
<b>Caminatas</b>	Número de caminatas en la alfombra de presión que se utilizaron para la comparación	15.487	7440
<b>Validez</b>	Desviación estándar de errores absolutos ( $\sigma_{\text{error}}$ metros)	0,05	0,05
<b>Fiabilidad</b>	Comparación de la referencia de la alfombra de presión y la estimación de la longitud del paso del iPhone ( $\text{CCI}_{(A,1)}$ )	0,85	0,84
<b>Sensibilidad</b>	Cambio mínimo detectable (metros)		
	Percentil 10 (el más sensible)	0,04	0,04
	Percentil 50	0,09	0,07
	Percentil 90 (el menos sensible)	0,14	0,12

## Periodo de doble apoyo

La medición del periodo de doble apoyo proporciona una medida del porcentaje del ciclo de la marcha (desde el golpe del talón de un pie hasta el golpe de talón del otro pie) que un usuario pasa sobre los dos pies (doble apoyo). La medición puede ir desde un valor del 0 % (por ejemplo, mientras corren, las personas dan zancadas sin que se solapen los dos pies en el suelo) hasta el 100 % (por ejemplo, mientras se está de pie o cuando se arrastran los pies por completo, los dos pies están siempre en el suelo). La conducta de la marcha habitual oscila entre un 20 y un 40 % y los valores más bajos indican un mayor equilibrio.



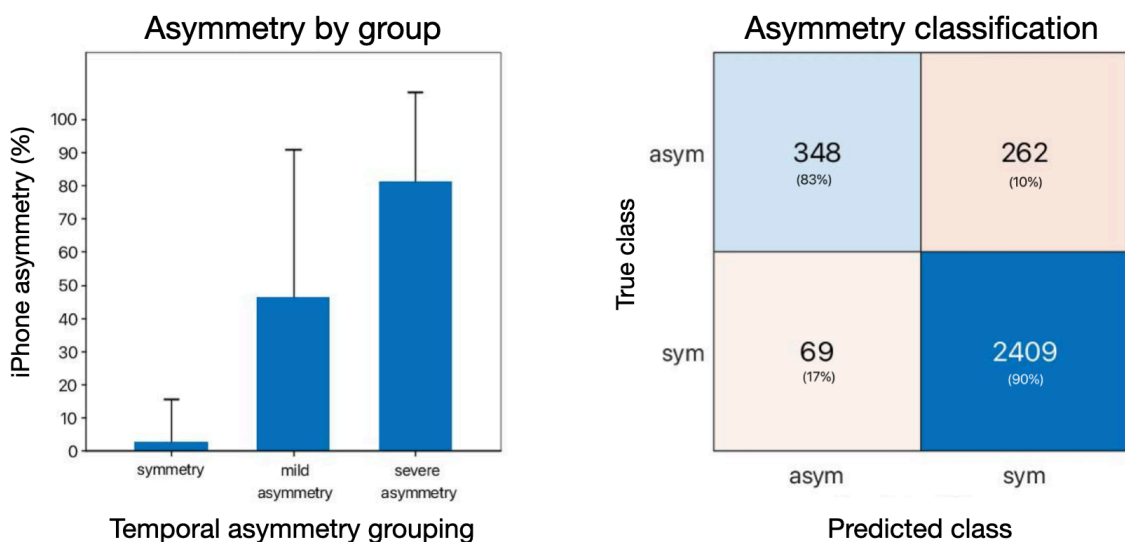
**Figura 7. Rendimiento del periodo de doble apoyo del iPhone.** Esto muestra el rendimiento del algoritmo para el conjunto de diseño (gráfico de la izquierda) y el conjunto de validación (gráfico de la derecha) utilizados en la creación de la medición del periodo de doble apoyo.

**Tabla 6. Rendimiento del periodo de doble apoyo** (ubicaciones de iPhone combinadas)

Medición	Descripción	Diseño	Validación
<b>N</b>	Visitas de participantes (participantes únicos)	528 (359)	250 (179)
<b>Caminatas</b>	Número de caminatas en la alfombra de presión que se utilizaron para la comparación	15.487	7440
<b>Validez</b>	Desviación estándar de errores absolutos ( $\sigma_{error}$ %)	2,91	2,95
<b>Fiabilidad</b>	Comparación de la referencia de la alfombra de presión y la estimación del periodo de doble apoyo del iPhone ( $CCI_{(A,1)}$ )	0,59	0,53
<b>Sensibilidad</b>	Cambio mínimo detectable (%)		
	Percentil 10 (el más sensible)	2,06	2,12
	Percentil 50	3,17	3,18
	Percentil 90 (el menos sensible)	5,06	4,51

## Asimetría de la marcha

La medición de la asimetría de la marcha proporciona una estimación del porcentaje de tiempo en el que se detectan pasos asimétricos en un episodio de marcha. La medición no ofrece una clasificación de la gravedad de la asimetría, sino más bien el porcentaje de tiempo en el que se detecta la asimetría de la marcha. Puede ir desde el 0 % (que indica que se estima que todos los pasos de la marcha durante un episodio observado son simétricos) hasta el 100 % (que indica que todos los pasos caminados observados son asimétricos).



**Figura 8: Asimetría de la marcha con iPhone.** El gráfico de la izquierda muestra la media y la desviación estándar de las estimaciones de asimetría de la marcha del iPhone, donde los valores de referencia clasificaron las visitas con dispositivo como simétricas, con asimetría leve o con asimetría grave. El gráfico de la derecha muestra la matriz de confusión para la clasificación de la asimetría, en la que la asimetría del iPhone del 35 % demostró una tasa pronóstica de un resultado positivo del 84,2 % (348 positivos reales de 417 visitas con dispositivo clasificadas como asimétricas) y una tasa de falsos negativos del 2,78 % (69 falsos positivos de 2671 visitas con dispositivo clasificadas como simétricas).

**Tabla 7. Clasificación de la asimetría a partir de los valores de simetría temporal global**

	Asimetría		
	Simetría	Asimetría leve	Asimetría grave
Simetría temporal global	1,0-1,1	1,1-1,5	> 1,5
Participantes	392	125	21
Visitas con dispositivo (número)	2478	516	94

## Debate

Las mediciones de movilidad descritas en este documento ofrecen a clientes, investigadores y profesionales sanitarios un mecanismo para evaluar la movilidad durante la vida cotidiana fuera de la clínica. El fomento previo de la evaluación de la marcha se centraba en el análisis de la rentabilidad y limitaba las recomendaciones de uso del análisis de la marcha a determinadas enfermedades según el coste y la disponibilidad de las pruebas;<sup>37</sup> la disponibilidad de estas mediciones en una plataforma de clientes ampliamente adoptada como el iPhone puede ampliar la gama de aplicaciones recomendadas.

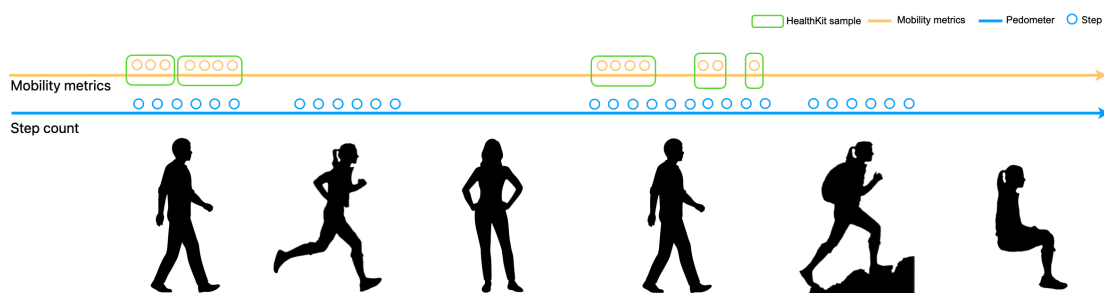


Otro estudio ha demostrado previamente la utilidad de los sensores de inercia, como los que se encuentran en los dispositivos portátiles, al complementar las exploraciones clínicas con mediciones objetivas del deterioro, controlar la progresión de la enfermedad y evaluar la respuesta a los tratamientos.<sup>38</sup>

La disponibilidad y la aplicación de estas mediciones en entornos clínicos o de investigación pueden ofrecer información sobre los umbrales clínicamente fiables y significativos y permitir una mayor aplicación de los umbrales conocidos. Por ejemplo, un descenso de 10 cm/s en la velocidad al caminar en un año se ha asociado a un riesgo de caídas en las poblaciones de ancianos.<sup>39</sup> Se ha demostrado que los cambios a corto plazo en la velocidad al caminar en ancianos con insuficiencia cardíaca son un factor pronóstico de su evolución a largo plazo.<sup>40</sup> Y la velocidad de la marcha, la longitud del paso y el periodo de doble apoyo se han utilizado para medir objetivamente las mejoras en la marcha mediadas por el tratamiento en el caso de las personas con esclerosis múltiple.<sup>41</sup> Existen otras aplicaciones y es probable que aún queden otras por descubrir, ya que las investigaciones pueden haberse visto dificultadas por la falta de disponibilidad de estos tipos de datos en el pasado.

Hay varias limitaciones en el desarrollo y la validación de las mediciones de movilidad. En primer lugar, debido a la escasez de personas con marcha asimétrica, la asimetría se provocó de manera artificial con una rodillera en el estudio de la cohorte B. Aunque se ha demostrado que este método causa la marcha asimétrica de manera fiable,<sup>36</sup> el mecanismo de este tipo de asimetría podría diferir de manera sustancial de la asimetría debida, por ejemplo, a una enfermedad neurodegenerativa<sup>42</sup> o una prótesis.<sup>43</sup> Además, la población del estudio no abarcó todas las edades adultas y se limitó a personas residentes en el Valle de Santa Clara. Aunque la capacidad de caminar puede variar en diferentes categorías, según la raza y el origen étnico,<sup>44</sup> de manera general se acepta que la marcha pendular bípeda no varía sustancialmente una vez que se llega a la edad adulta, salvo que la marcha se deteriore de manera importante.<sup>45</sup> Por tanto, las mediciones aquí indicadas deben ser precisas para hacer un seguimiento de la marcha normal a lo largo de la vida, pero deberán validarse nuevamente para poblaciones más concretas.

En este documento describimos el rendimiento de las mediciones de movilidad en el iPhone mediante el ajuste de cada paso detectado y cada ciclo de marcha con un valor de referencia de la alfombra de presión. En HealthKit, estas mediciones se agregan en periodos de tiempo de marcha válida por una superficie. Por este motivo, las mediciones de movilidad aquí descritas no están disponibles todo el día (por ejemplo, no estarán presentes si los usuarios están corriendo o ascendiendo una colina, como se muestra en la figura 9), sino que se filtrarán previamente para ofrecer el resultado más exacto.



**Figura 9: Esquema de la disponibilidad de las mediciones en HealthKit.** Las mediciones de movilidad se notifican en HealthKit en periodos de marcha supervisada sobre una superficie plana y los pasos del podómetro se notifican durante cualquier actividad en la que se puedan calcular los pasos de manera fiable. Debido a que las mediciones se filtran previamente en los periodos en que se calcula mejor la calidad de la marcha, puede que las mediciones disponibles no coincidan con los recuentos de pasos del podómetro.

Las mediciones se extraen de un modelo biomecánico de la marcha que depende una estimación precisa de la longitud de la pierna, que se calcula a partir de la altura del usuario introducida. El usuario debe introducir su altura en la app Salud de iOS a fin de recibir las estimaciones más precisas; de lo contrario, no se requiere calibración. Además, la disponibilidad de las medidas dependerá en gran medida de la interacción de los usuarios con su iPhone. Puesto que es necesario que el dispositivo esté bien ajustado al centro de masa del usuario, las personas que lleven su iPhone en una ubicación que proporcione una buena señal (por ejemplo, un bolsillo cerca de la cadera) recibirán estimaciones más frecuentes que aquellas que lleven principalmente su iPhone en otro lugar (por ejemplo, en la mano o en una mochila o un bolso). De entre los usuarios que hayan recibido al menos una estimación de un periodo de marcha, de media, el 80 % de ellos recibirá como mínimo cinco estimaciones de la medición de la movilidad al día. Las mediciones no estarán disponibles si los usuarios han apagado el modo silla de ruedas en la app Salud de iOS.

## Conclusiones

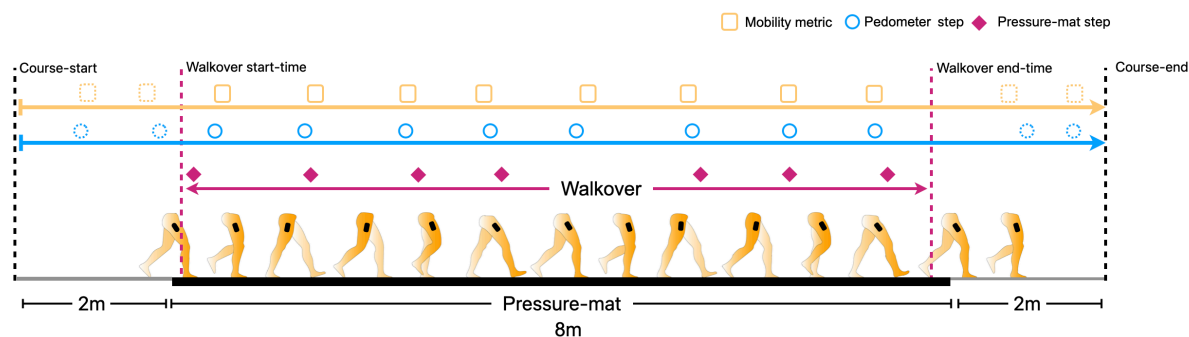
Las mediciones de la movilidad en el iPhone permitirán a los usuarios evaluar su movilidad funcional de manera pasiva y circunstancial. Hacer un seguimiento longitudinal de estas mediciones es una manera no intrusiva de proporcionar una medida objetiva de la movilidad de todo el día que puede reafirmar las pruebas funcionales especializadas y los cuestionarios clínicos. Estas mediciones proporcionan a usuarios, investigadores y profesionales sanitarios una nueva herramienta para el seguimiento y la cuantificación de la movilidad funcional.

## Apéndice

### Saneamiento de datos

Las horas de inicio y fin de cada caminata se definieron a partir del primer golpe de talón en la alfombra de presión hasta el momento del último despegue de la puntera de la alfombra de presión. Los valores de referencia de la alfombra de presión se alinearon temporalmente de forma precisa con las estimaciones del iPhone con respecto al recuento de pasos (véase la línea azul en la figura 10) y las mediciones de movilidad (véase la línea naranja en la figura 10) y se hicieron comparaciones directas para cada caminata.

Se estimaron los recuentos de pasos de las visitas de los participantes con al menos tres caminatas válidas para las tareas de velocidad seleccionada por el paciente y velocidad lenta y diez caminatas válidas para la tarea de la PM6M. Las caminatas se rechazaron cuando los participantes caminaron por fuera de la parte sensible a la presión de la alfombra o si el contacto de los pies no se registró correctamente (por ejemplo, debido a que el pie aterrizara parcialmente en la alfombra sensible a la presión).



**Figura 10: Configuración del experimento para comparar las mediciones de la alfombra de presión con las mediciones de la movilidad del iPhone y el podómetro.** Los participantes caminaron sobre una alfombra de presión (8 metros) que registra el periodo de contacto del pie y el desplazamiento. Se utilizaron el número de contactos y los desplazamientos de los pies de cada caminata para determinar el recuento de los pasos, la velocidad de la marcha, la longitud del paso y el periodo de doble apoyo sobre la alfombra de presión. La primera y la última hora registrada de contacto de los pies con la alfombra de presión determinó la hora de inicio y fin de la caminata (línea morada), que se alinearon con precisión con el podómetro de iOS y las mediciones de movilidad.

## Métodos estadísticos

### Mediciones continuas

Se agregaron los recuentos de los pasos de referencia y del iPhone sincronizados temporalmente correspondientes a cada tarea de la caminata y se compararon con el coeficiente de correlación de Pearson ( $r^2$ ).

Para el desarrollo de las mediciones de velocidad de la marcha, longitud del paso y periodo de doble apoyo, se reunieron las visitas con dispositivo de la cohorte A de participantes y se dividieron en los conjuntos de datos de diseño y de validación y el conjunto de diseño se usó para crear el algoritmo de cada medición. Se determinó el rendimiento del algoritmo para las tres mediciones mediante la comparación de las estimaciones y los valores de referencia de la alfombra de presión. La validez de la medición se evaluó con la desviación estándar de los errores absolutos entre los valores de referencia y las estimaciones del iPhone. La fiabilidad de la medición se evaluó con el coeficiente de correlación de Pearson ( $r^2$ ) y el coeficiente de correlación intraclase entre evaluadores ( $CCI_{(A,1)}$ ). La sensibilidad se evaluó mediante el cambio mínimo detectable<sup>46</sup> de cada visita con dispositivo, con la notificación de las distribuciones por percentiles.

### Mediciones de clasificación

Para el desarrollo de la asimetría de la marcha, se compararon los datos de cada visita con dispositivo de las dos cohortes de participantes (A y B). Se utilizó cada conjunto de visitas con dispositivo para calcular el índice de simetría temporal global<sup>47</sup> y clasificar las visitas con dispositivo de referencia como categorías de caminatas «simétricas», «con asimetría leve» y «con asimetría grave». Se calculó la media y la desviación estándar de la asimetría de la marcha del iPhone correspondiente a las visitas con dispositivo de cada categoría. A continuación, se utilizó un análisis de la curva de eficacia diagnóstica (ROC) para evaluar la capacidad de la asimetría de la marcha del iPhone de clasificar de forma satisfactoria a los participantes como caminantes simétricos o asimétricos.

### Definición de asimetría

Para cada visita con dispositivo de un participante, se calculó la simetría como un índice de simetría temporal global<sup>47</sup>:

$$SSR = \frac{swing_{time}}{stance_{time}} * 100 \quad (1.1)$$

$$symmetry = \frac{max(SSR_{left}, SSR_{right})}{min(SSR_{left}, SSR_{right})} \quad (1.2)$$

donde  $swing_{time}$  y  $stance_{time}$  son los tiempos medios de impulsión y apoyo de las zancadas sobre la alfombra de presión calculados para el lado izquierdo ( $SSR_{left}$ ) y derecho ( $SSR_{right}$ ). La definición de simetría utiliza las funciones  $max(SSR_{left}, SSR_{right})$  y  $min(SSR_{left}, SSR_{right})$  en el numerador y el denominador, respectivamente, para eliminar la lateralidad de la interpretación. Se consideró que los participantes con un índice de simetría temporal global entre 1,0 y 1,1 tenían una marcha simétrica, si el índice estaba entre 1,1 y 1,5 se consideró que presentaban una asimetría leve y si era superior a 1,5, presentaban una asimetría grave.<sup>47</sup> En la tabla 7 puede verse un resumen de los puntos de corte de la simetría en la alfombra de presión, incluido el número de visitas con dispositivo correspondiente a los tres tipos de asimetría de la marcha (simetría, asimetría leve y asimetría grave).

# Bibliografía

<sup>1</sup>developer.apple.com/videos/play/wwdc2020/10656.

<sup>2</sup>developer.apple.com/documentation/healthkit.

<sup>3</sup>Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, et al. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18: 871–876. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00146-3.

<sup>4</sup>Asiri FY, Marchetti GF, Ellis JL, et al. Predictors of functional and gait outcomes for persons poststroke undergoing home-based rehabilitation. *Journal of Stroke & Cerebrovascular Diseases*. 2014; 23(7): 1856–1864. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2014.02.025.

<sup>5</sup>Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: The functional vital sign. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2015; 23(2): 314–322. doi: 10.1123/japa.2013-0236.

<sup>6</sup>Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *The Journal of the American Medical Association*. 2011; 305(1): 50–58. doi: 10.1001/jama.2010.1923.

<sup>7</sup>Satariano WA, Guralnik JM, Jackson RJ, et al. Mobility and aging: New directions for public health action. *American Journal of Public Health*. 2012 (102): 1508–1515. doi: 10.2105/AJPH.2011.300631.

<sup>8</sup>Sosnoff JJ, Sandroff BM, Motl RW. Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability. *Gait & Posture*. 2012; 36(1): 154–156. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.027.

<sup>9</sup>Mielke MM, Roberts RO, Savica R, et al. Assessing the temporal relationship between cognition and gait: Slow gait predicts cognitive decline in the Mayo Clinic Study of Aging. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2012; 68(8): 929–937. doi: 10.1093/geron/gls256.

<sup>10</sup>Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, et al. Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*. 2019; 18(7): 697–708. doi: 10.1016/S1474-4422(19)30044-4.

<sup>11</sup>Yates T, Zaccardi F, Dhalwani NN, et al. Association of walking pace and handgrip strength with all-cause, cardiovascular, and cancer mortality: a UK Biobank observational study. *European Heart Journal*. 2017; 38(43): 3232–3240. doi: 10.1093/eurheartj/ehx449.

<sup>12</sup>Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. 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*. 2002; 82(2): 128–137. doi: 10.1093/ptj/82.2.128.

<sup>13</sup>Fritz S, Lusardi M. White paper: "Walking speed: the sixth vital sign." *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2009; 32(2): 2–5.

<sup>14</sup>Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr*. 2017; 129: 81–95. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

<sup>15</sup>Hollman JH, Beckman BA, Brandt RA, et al. Minimum detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2008; 31(2): 53–56. doi: 10.1519/00139143-200831020-00003.

<sup>16</sup>Casartelli NC, Item-Glatthorn JF, Bizzini M, et al. Differences in gait characteristics between total hip, knee, and ankle arthroplasty patients: a six-month postoperative comparison. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2013; 14: 176. doi: 10.1186/1471-2474-14-176.

<sup>17</sup>Boyer K, Johnson R, Banks J, et al. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*. 2017; 95: 63–70. doi: 10.1016/j.exger.2017.05.005.

<sup>18</sup>Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, et al. Meaningful gait speed improvements during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Physical Therapy*. 2010; 90(2): 196–208. doi: 10.2522/ptj.20090079.

<sup>19</sup>Cruz TH, Lewek MD, Dhaer YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(11): 1673–1677. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.015.

<sup>20</sup>Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*. 2007; 181(4): 561–570. doi: 10.1007/s00221-007-0955-7.

<sup>21</sup>Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, et al. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(5): 435–443. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00029-9.

<sup>22</sup>Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American Geriatrics Society*. 1997; 45(3): 313–320. doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x.

<sup>23</sup>Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology: Series A*. 1996; 51(6): 303–312. doi: 10.1093/gerona/51a.6.m303.

<sup>24</sup>Aboutorabi A, Arazpour M, Bhrmizadeh M, et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: A literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*. 2016; 28(3): 393–405. doi: 10.1007/s40520-015-0420-6.

<sup>25</sup>Guimaraes RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*. 1980; 2(4): 177–180. doi: 10.3109/09638288009163984.

<sup>26</sup>Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011; 8(66). doi: 10.1186/1743-0003-8-66.

- <sup>27</sup>Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*. 2000; 29(1): 1–12. doi: 10.2165/00007256-200029010-00001.
- <sup>28</sup>Gabell A, Nayak USL. The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*. 1984; 39(6): 662–666. doi: 10.1093/geronj/39.6.662.
- <sup>29</sup>Williams DS, Martin AE. Gait modification when decreasing double support percentage. *Journal of Biomechanics*. 2019; 92: 76–83. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.028.
- <sup>30</sup>Di Stasi SL, Løgerstedt D, Gardinier ES, et al. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013; 41(6): 1310–1318. doi: 10.1177/0363546513482718.
- <sup>31</sup>Richmond SB, Swanson CW, Peterson DS, et al. A temporal analysis of bilateral gait coordination in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2020; 45: 102445. doi: 10.1016/j.msard.2020.102445.
- <sup>32</sup>Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*. 2007; 26(4): 555–589. doi: 10.1016/j.humov.2007.05.003.
- <sup>33</sup>Lord S, Galna B, Verghese J, et al. Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: Validation of factor analysis approach. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2013; 68(7): 820–827. doi: 10.1093/gerona/gls255.
- <sup>34</sup>Roos PE, Button K, Sparkes V, et al. Altered biomechanical strategies and medio-lateral control of the knee represent incomplete recovery of individuals with injury during single leg hop. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47(3): 675–680. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.046.
- <sup>35</sup>Duffell LD, Gulati V, Southgate D, et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*. 2013; 38(4): 745–750. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.03.015.
- <sup>36</sup>Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, et al. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(4): 459–467. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- <sup>37</sup>Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016; 52(4): 560–574.
- <sup>38</sup>O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummissetty CK, et al. Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. *Sensors (Basel)*. 2019; 19(20): 4537. doi: 10.3390/s19204537.
- <sup>39</sup>Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2009; 64(8): 896–901. doi: 10.1093/gerona/glp033.
- <sup>40</sup>Tanaka S, Kamiya K, Hamazaki N, et al. Short-term change in gait speed and clinical outcomes in older patients with acute heart failure. *Circulation Journal*. 2019; 83(9): 1860–1867. doi: 10.1253/circj.CJ-19-0136.
- <sup>41</sup>Novotna K, Rusz J, Kubala Havrdova E, et al. Why patients with multiple sclerosis perceive improvement of gait during treatment with natalizumab? *Journal of Neural Transmission*. 2019; 126(6): 731–737. doi: 10.1007/s00702-019-02013-z.
- <sup>42</sup>Galna B, Lord S, Burn DJ, et al. Progression of gait dysfunction in incident Parkinson's disease: Impact of medication and phenotype. *Movement Disorders: Official Journal of the International Parkinson and Movement Disorder Society*. 2015; 30(3): 359–367. doi: 10.1002/mds.26110.
- <sup>43</sup>Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000; 81(5): 561–568. doi: 10.1016/s0003-9993(00)90035-2.
- <sup>44</sup>Boulifard DA, Ayers E, Verghese J. Home-based gait speed assessment: Normative data and racial/ethnic correlates among older adults. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2019; 20(10): 1224–1229. doi: 10.1016/j.jamda.2019.06.002.
- <sup>45</sup>Tesio L, Rota V. The motion of body center of mass during walking: A review oriented to clinical applications. *Frontiers in Neurology*. 2019; 10: 999. doi: 10.3389/fneur.2019.00999.
- <sup>46</sup>Dontje ML, Dall PM, Skelton DA, et al. Reliability, minimal detectable change and responsiveness to change: Indicators to select the best method to measure sedentary behavior in older adults in different study designs. *PLOS ONE*. 2018; 13(4): e0195424. doi: 10.1371/journal.pone.0195424.
- <sup>47</sup>Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008; 89(2): 304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.