



Misurare la qualità della camminata con i parametri relativi alla mobilità su iPhone

Maggio 2021

Indice

Panoramica	3
Introduzione	3
Sviluppo	4
Progettazione dello studio	4
Popolazione	6
Risultati	8
Conteggio dei passi	8
Velocità di camminata	9
Lunghezza del passo	10
Tempo di doppio appoggio	11
Camminata asimmetrica	12
Discussione	13
Conclusioni	14
Appendice	14
Integrità dei dati	14
Metodi statistici	15
Definizione di asimmetria	15
Riferimenti	16

Panoramica

Utilizzando i sensori di movimento integrati nell'iPhone 8 e modelli successivi, iOS 14 fornisce parametri di mobilità importanti per la tua salute. Questo include stime della velocità di camminata, della lunghezza del passo, del tempo di doppio appoggio e della camminata asimmetrica,^{1,2} tutti parametri che possono essere usati per caratterizzare l'andatura e la mobilità. Il presente documento fornisce informazioni dettagliate su come i parametri di mobilità vengono stimati su iPhone, compresi i test e la convalida.

Introduzione

La camminata è un indicatore chiave delle lesioni,³ della disabilità⁴ e della salute a breve e lungo termine di un individuo.^{5,6} La mobilità della camminata può rappresentare la capacità di invecchiare mantenendo la propria indipendenza,⁷ poiché è influenzata da una varietà di condizioni di salute tra cui la degenerazione muscolare,⁸ le malattie neurologiche^{9,10} e la capacità cardiopolmonare.¹¹ Un modo semplice con cui gli operatori sanitari misurano la mobilità di un individuo è osservarne la camminata.^{12,13} Camminare richiede una serie di componenti complessi coordinati attraverso più sistemi fisiologici, in cui lo scompenso di un singolo elemento può indicare la progressione della malattia o un aumento del rischio di lesioni.

La misurazione delle prestazioni della camminata viene spesso usata per valutare lo stato di salute di un individuo,¹⁴ monitorarne il recupero da lesioni¹⁵ e interventi chirurgici¹⁶ o monitorarne i cambiamenti con l'invecchiamento.¹⁷ Alcune misurazioni delle prestazioni di camminata comunemente impiegate sono la velocità di camminata, la lunghezza del passo, il tempo di doppio appoggio e la camminata asimmetrica.

- La velocità di camminata e il suo cambiamento nel tempo sono strettamente correlati a condizioni di salute clinicamente significative.^{4,18} La velocità di camminata misurata è spesso usata per monitorare la ripresa da eventi sanitari acuti come la sostituzione delle articolazioni³ e l'ictus,¹⁹ nonché per monitorare i cambiamenti nel tempo, come la progressione del morbo di Parkinson^{10,20} e l'invecchiamento.²¹
- La lunghezza del passo è un indicatore di mobilità compromessa per tipi di patologie neurologiche e muscolo-scheletriche¹⁴ ed è un fattore predittivo di cadute e della paura di cadere.²² La lunghezza del passo diminuisce con l'età e gli adulti più anziani presentano una lunghezza del passo ridotta rispetto alle controparti più giovani.^{23,24} L'accorciamento della lunghezza del passo è un fattore importante da tenere sotto osservazione quando si invecchia²⁵ e un intervento tempestivo con esercizi può fornire un modo per mantenere l'indipendenza.^{26,27}
- Il tempo di doppio appoggio è la proporzione di tempo in cui entrambi i piedi toccano il suolo durante la camminata. In presenza di infortuni¹⁶ o disfunzioni, aumenta sia come tempo assoluto che come percentuale di ciascun ciclo del passo.²⁸ Un aumento del tempo di doppio appoggio è stato correlato a un aumento della paura di cadere di un individuo,²² mentre tempi di doppio appoggio inferiori sono correlati a una migliore stabilità nella deambulazione e a un minor rischio di caduta.²⁹
- La camminata asimmetrica emerge in presenza di una patologia o una lesione unilaterale in risposta alla quale l'individuo, mentre cammina, fa affidamento sull'arto controlaterale. Gli aumenti dell'asimmetria nella camminata si verificano a seguito di lesioni³⁰ o a causa della neurodegenerazione derivante dall'invecchiamento o da una malattia.^{20,31} È stato dimostrato che la diminuzione della coordinazione bilaterale tra le due gambe è legata a un aumento del rischio di caduta^{32,33} e a esiti chirurgici sfavorevoli³⁰ ed è inoltre predittiva di una successiva lesione articolare.^{34,35}

I parametri di mobilità stimati con iPhone 8 e modelli successivi forniscono un metodo passivo e non intrusivo per misurare la qualità della camminata dall'età giovane a quella avanzata. Nell'app Salute di iOS 14 e versioni successive, questi parametri di mobilità stimati possono essere visualizzati nella sezione Mobilità (vedere figura 1). Il presente documento descrive lo sviluppo e la convalida dei parametri di mobilità su iPhone (velocità di camminata, lunghezza del passo, tempo di doppio appoggio e camminata asimmetrica) e fornisce le relative raccomandazioni per l'uso.

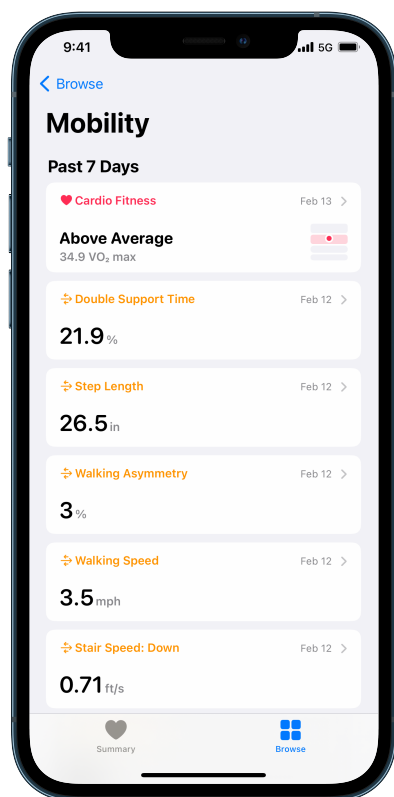


Figura 1: Parametri di mobilità nell'app Salute su iOS 14

Sviluppo

Progettazione dello studio

La raccolta dei dati per la progettazione e la convalida dei parametri di mobilità consisteva in diversi studi approvati da un comitato etico. Tutti i partecipanti hanno partecipato a visite in laboratorio, per un massimo di due visite (a distanza di almeno 8 settimane) nel corso di un anno, e hanno completato una serie di attività di camminata a ogni visita.

Tutti i partecipanti hanno completato attività di camminata overground supervisionata su un tappeto a pressione strumentato (sistema di analisi dell'andatura ProtoKinetics Zeno™ Walkway) portando con sé due dispositivi iPhone, uno per lato del corpo, in posizioni diverse: sull'anca (clip per l'anca), in una tasca anteriore o posteriore o in un marsupio. Ai partecipanti è stato chiesto di scegliere dove posizionare un dispositivo per replicare al meglio il comportamento tipico dell'utente, sul lato destro o su quello sinistro del corpo, quindi i supervisori hanno posizionato un secondo dispositivo in una posizione controlaterale.

Ogni attività di camminata è stata condotta lungo un percorso in linea retta di 12 metri, con un tappeto a pressione da 8 metri posizionato al centro. Il tappeto a pressione, un dispositivo strumentato che fornisce posizione e tempistiche precise dell'appoggio calcaneare e del distacco delle dita del piede, è stato

utilizzato per generare valori di riferimento per il conteggio dei passi dei partecipanti, la velocità di camminata, la lunghezza del passo, il tempo di doppio appoggio e la camminata asimmetrica. Per ulteriori dettagli sulla configurazione dell'esperimento, consultare la sezione "Integrità dei dati" nell'Appendice.

Per i partecipanti della Coorte A, le attività includevano quattro passeggiate (definite come una singola camminata da una parte all'altra del tappeto a pressione) a una velocità autodeterminata, come da istruzioni; quattro passeggiate a bassa velocità comandata; e un numero variabile di passeggiate durante un rapido test del cammino in sei minuti (6MWT), in cui i partecipanti hanno camminato avanti e indietro sul tappeto a pressione per quante più volte possibile in un periodo di sei minuti.¹² Ai partecipanti della Coorte B è stato chiesto di completare diverse passeggiate a una velocità autodeterminata, a una velocità bassa e a una velocità molto bassa ("come se si stessero riprendendo da un infortunio"). I partecipanti di questa coorte sono stati reclutati per simulare la camminata asimmetrica indossando un tutore commerciale per il ginocchio;³⁶ il tutore era bloccato per limitare il movimento a 30° di flessione e a 10° di estensione. Le descrizioni e i raggruppamenti delle coorti sono mostrati nella figura 2.

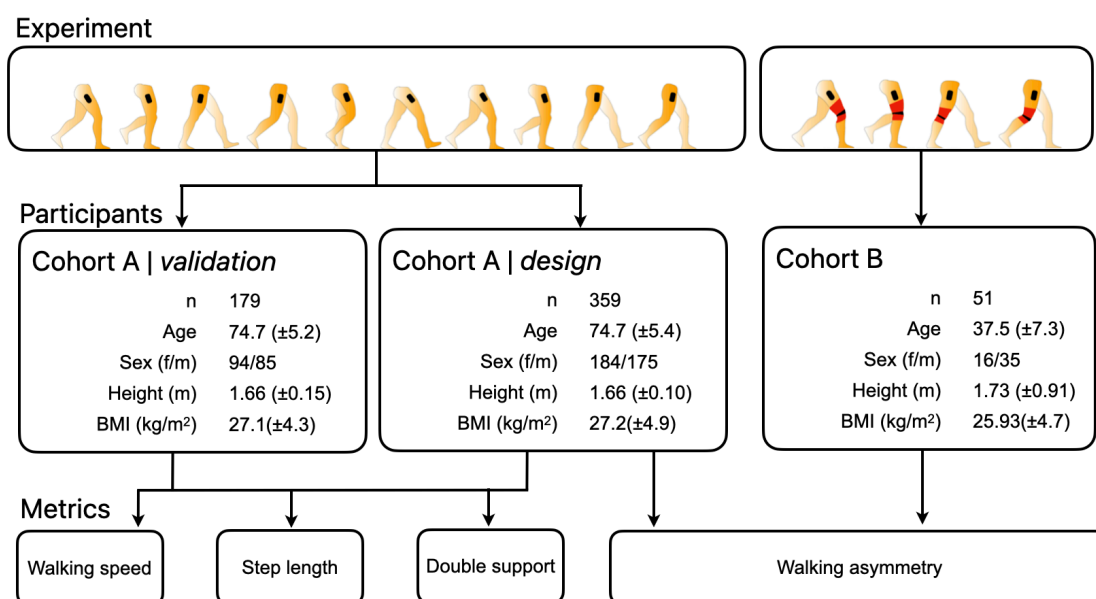


Figura 2: Progettazione dello studio e aggregazione dei dati. I partecipanti della Coorte A sono stati separati in un gruppo di progettazione e un gruppo di convalida per la velocità di camminata, la lunghezza del passo, il doppio appoggio e i parametri di camminata asimmetrica; i passi del pedometro sono stati convalidati su tutti i partecipanti della Coorte A. La Coorte B ha contribuito alla progettazione del parametro della camminata asimmetrica indossando un tutore unilaterale per il ginocchio per simulare l'andatura asimmetrica.

Le prestazioni dei parametri di mobilità sono state valutate confrontando direttamente i valori rilevati dal tappeto a pressione e dai dispositivi iPhone. Ciascun iPhone utilizzato nello studio è stato considerato un osservatore indipendente per via delle diverse posizioni dei dispositivi durante le camminate. La misurazione di un iPhone durante un'attività di camminata in una visita di un partecipante viene definita visita del dispositivo; un partecipante che indossa due dispositivi durante una visita, ad esempio, contribuirebbe con due visite del dispositivo. Il numero di rettilinei sul tappeto a pressione moltiplicato per le visite del dispositivo ha dato come risultato il numero di passeggiate (vedere la figura 3). I metodi statistici per valutare le prestazioni dei parametri sono descritti in dettaglio nell'Appendice.

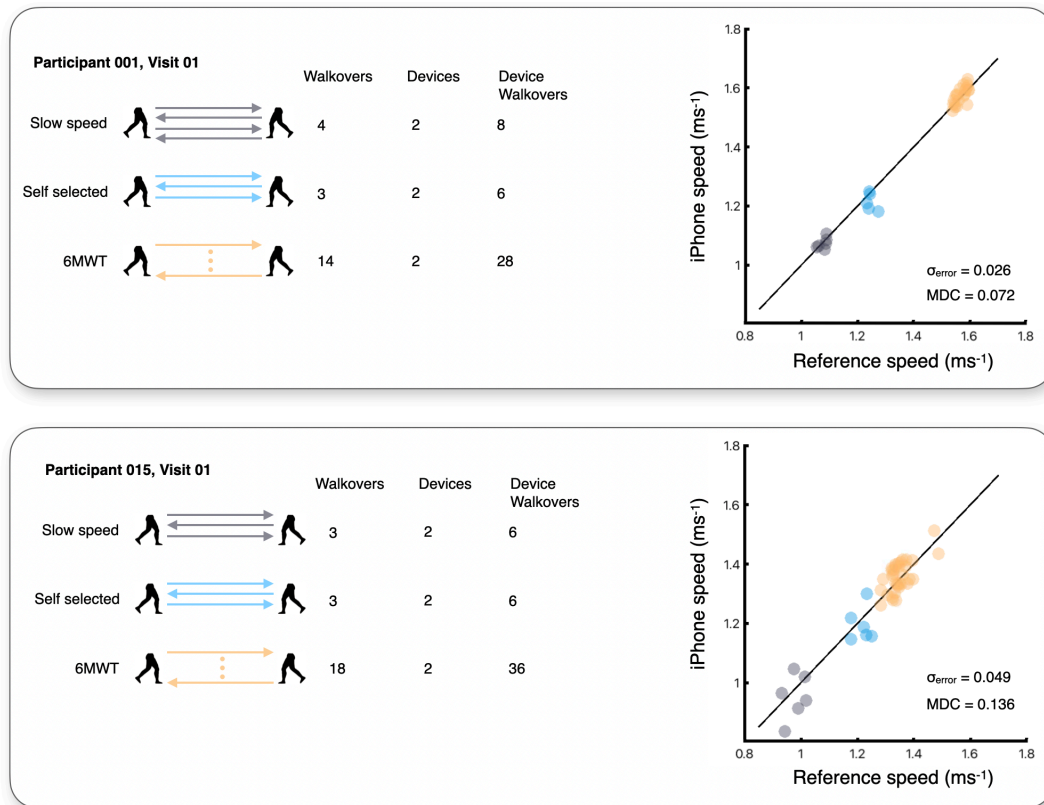


Figura 3: Esempio di raccolta e analisi dei dati. In alto vi sono due esempi di raccolte di dati per la Coorte A. Ai partecipanti è stato chiesto di indossare due dispositivi durante il completamento di 4 camminate a bassa velocità sul tappeto a pressione, 4 camminate a velocità autodeterminata e il maggior numero di camminate possibili per il 6MWT. I set di dati per ciascuna condizione sono stati inclusi nell'analisi solo se contenevano almeno 3 camminate valide a ciascuna velocità indicata e almeno 10 camminate valide per il 6MWT. I dati sulle condizioni e sui dispositivi sono stati raccolti insieme per calcolare le prestazioni dei parametri attraverso stime come la deviazione standard dell'errore assoluto (errore σ) e il cambiamento minimo rilevabile.

Popolazione

Apple ha raccolto i dati per la progettazione e la convalida dei parametri di mobilità attraverso diversi studi che hanno coinvolto due coorti di partecipanti; gli studi sono stati approvati da un comitato etico e tutti i partecipanti hanno acconsentito alla raccolta e all'utilizzo dei loro dati a tale scopo. La Coorte A consisteva in un gruppo numeroso di anziani che vivono nella comunità o in alloggi indipendenti (vedere la tabella 1). La Coorte B consisteva in un gruppo di adulti più giovani e normodotati ai quali è stato chiesto di indossare un tutore per ginocchio per sollecitare l'asimmetria (vedere la tabella 2).

Tabella 1. Caratteristiche dei partecipanti della Coorte A

Partecipanti unici	Progettazione (N = 359)	Convalida (N = 179)
Dati demografici e biometrici		
Età	74,7 (±5,4) [64, 92]	74,7 (±5,3) [65, 95]
Sesso (femmina/maschio)	184/175	93/86
Altezza (metri)	1,66 (±0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (±0,95) [1,44, 1,88]
IMC (kg/m ²)	26,6 (±4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (±4,1) [17,9, 39,3]
Prevalenza di patologie muscolo-scheletriche	292 (81%)	142 (80%)
Prevalenza di patologie cardiovascolari*	259 (72%)	124 (69%)
Prevalenza di patologie neurologiche	54 (15%)	27 (15%)
Dispositivi di assistenza	13 (5%)	<10 (<5%)
Patologie muscolo-scheletriche: numero (%)		
Amputazione	<10 (<5%)	<10 (<5%)
Artrite	94 (26%)	40 (22%)
Disturbi dell'equilibrio	64 (18%)	34 (19%)
Malattie degenerative del disco	27 (8%)	11 (6%)
Problemi alla testa o al collo	41 (11%)	20 (11%)
Osteoartrite	177 (49%)	88 (49%)
Artrite reumatoide	<10 (<5%)	<10 (<5%)
Rottura o ernia del disco	23 (6%)	18 (10%)
Chirurgia di sostituzione protesica	58 (16%)	29 (16%)
Altro	157 (44%)	75 (42%)

*Ipertensione, infarto, insufficienza cardiaca, malattia coronarica, ictus, iperlipidemia, PAD, aritmia.

Tabella 2. Caratteristiche dei partecipanti della Coorte B

Progettazione (N = 51)	
Dati demografici e biometrici	
Età	37,5 (±7,3) [26, 55]
Sesso (femmina/maschio)	16/35
Altezza (metri)	1,73 (±0,91) [1,55, 1,89]
IMC (kg/m ²)	25,9 (±4,7) [18,3, 42,7]

Risultati

I risultati aggregati per i partecipanti della Coorte A sono mostrati nella tabella 3; questi risultati sono riassunti tra i set di dati di progettazione e di convalida.

Tabella 3. Medie di riferimento, deviazioni standard e intervalli del tappeto di pressione della Coorte A

	Bassa velocità	Velocità autodeterminata	Alta velocità (6MWT)
	media ± SD (intervallo)	media ± SD (intervallo)	media ± SD (intervallo)
Visite del dispositivo	845	854	738
Passeggiate	3146	3175	16,625
Cadenza (passi · minuto ⁻¹)	101,60 ± 10,50 (64,8–135,6)	114,94 ± 9,70 (70,6–146,7)	123,35 ± 9,56 (87,4–153,2)
Velocità di camminata (metri · secondo ⁻¹)	1,04 ± 0,18 (0,47–1,57)	1,30 ± 0,18 (0,67–1,90)	1,46 ± 0,18 (0,65–2,16)
Lunghezza del passo (metri)	0,61 ± 0,08 (0,34–0,86)	0,68 ± 0,08 (0,45–0,88)	0,71 ± 0,07 (0,38–0,94)
Tempo di doppio appoggio (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Asimmetria temporale complessiva (senza unità)	1,07 ± 0,04 (1,00–1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,75)

Conteggio dei passi

Il conteggio dei passi del pedometro fornisce una misura oggettiva del numero di passi fatti da un utente mentre indossa il dispositivo. I passi rilevati da Apple Watch e iPhone sono fusi insieme in modo intelligente per fornire una stima precisa del comportamento di un utente durante tutto il giorno; la fonte del dispositivo per i passi rilevati può essere identificata in HealthKit. Nella figura 4, i dati delle visite del dispositivo della Coorte A sono stati utilizzati nell'analisi per stabilire la validità del conteggio dei passi dell'iPhone.

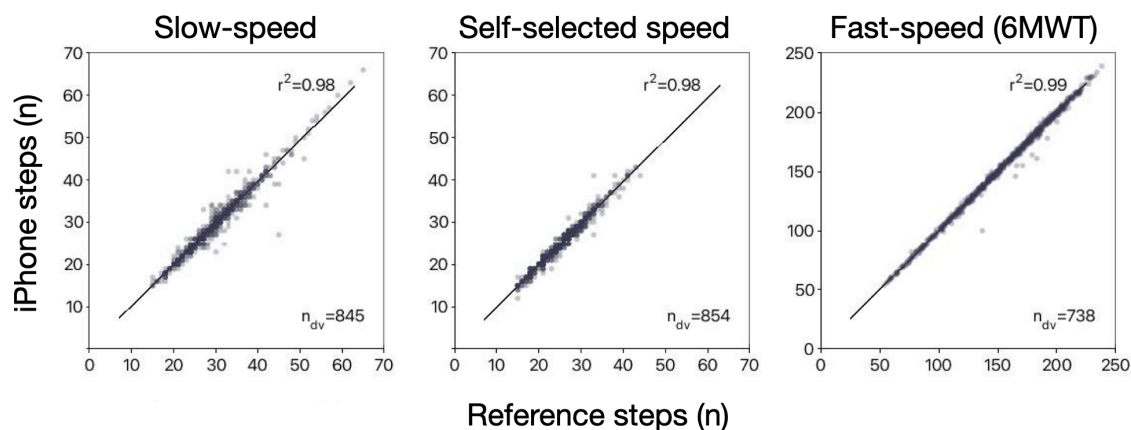


Figura 4: Prestazioni del conteggio dei passi del contapassi dell'iPhone. Questi grafici mostrano la correlazione tra i passi aggregati registrati dal tappeto a pressione di riferimento e il conteggio dei passi dell'iPhone durante le attività di camminata a bassa velocità (grafico a sinistra), a velocità autodeterminata (grafico centrale) e del 6MWT (grafico a destra). Il coefficiente di correlazione di Pearson per i conteggi dei passi nelle camminate autodeterminata (1,30 ± 0,18 metri · secondo⁻¹), a bassa velocità (1,04 ± 0,18 metri · secondo⁻¹) e del 6MWT (1,46 ± 0,18 metri · secondo⁻¹) erano tutti superiori a 0,96. Si ricorda che i valori dei passi nelle passeggiate autodeterminata e a bassa velocità sono stati aggregati da 3 o 4 passeggiate e i valori dei passi del 6MWT sono stati aggregati da almeno 10 passeggiate.

Velocità di camminata

Il parametro della velocità di camminata rappresenta una stima di quanto camminano velocemente gli utenti su un terreno piano. È derivato da un modello del baricentro dell'utente; pertanto, il parametro sarà più preciso quando più l'iPhone si troverà vicino al corpo (ad esempio in una tasca o attaccato a una cintura). Inoltre, gli utenti devono inserire l'altezza aggiornata nell'app Salute per iOS.

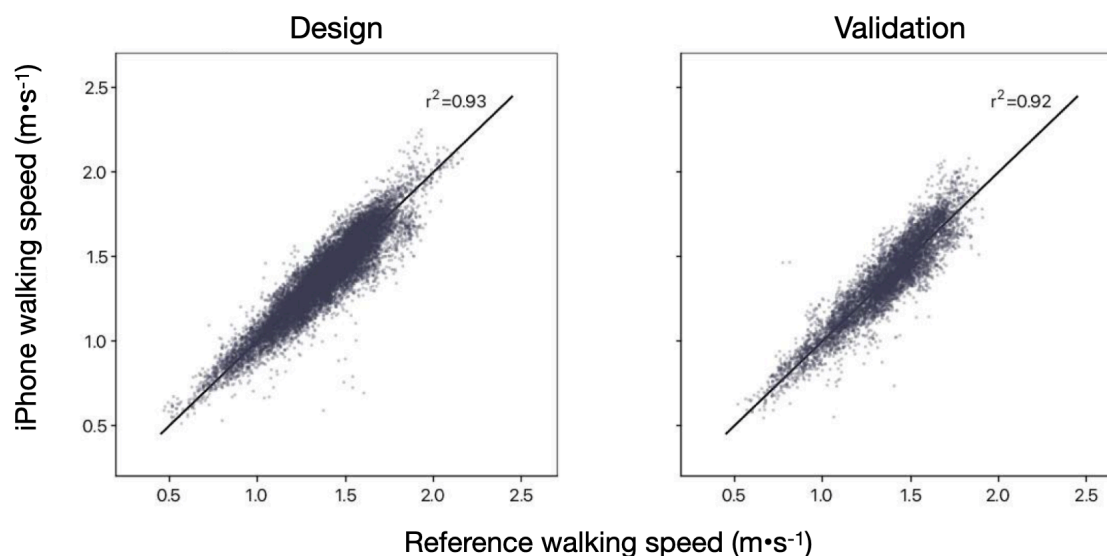


Figura 5: Prestazioni della velocità di camminata dell'iPhone. Mostra le prestazioni dell'algoritmo per il set di progettazione (grafico a sinistra) e il set di convalida (grafico a destra) utilizzati nello sviluppo del parametro della velocità di camminata.

Tabella 4. Prestazioni della velocità di camminata (diverse posizioni dell'iPhone)

Parametro	Descrizione	Design	Convalida
N	Visite dei partecipanti (partecipanti unici)	528 (359)	250 (179)
Passeggiate	Numero di passeggiate sul tappeto a pressione usato per il confronto	15.487	7440
Validità	Deviazione standard degli errori assoluti (errore σ metri \cdot secondo ⁻¹)	0,09	0,15
Affidabilità	Confronto tra il tappeto a pressione di riferimento e la stima della velocità di camminata dell'iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Sensibilità	Cambiamento rilevabile minimo (metri \cdot secondo ⁻¹)		
	10° percentile (più sensibile)	0,07	0,08
	50° percentile	0,13	0,14
	90° percentile (meno sensibile)	0,22	0,23

Lunghezza del passo

Il nuovo parametro della lunghezza del passo è una stima della distanza tra il punto in cui un piede tocca il suolo e il punto in cui l'altro piede tocca il suolo mentre gli utenti camminano. Questo parametro è derivato da un modello dell'altezza dell'utente, unitamente alla cadenza del passo e alla stima della velocità mentre gli utenti camminano in modo costante su un terreno piano.

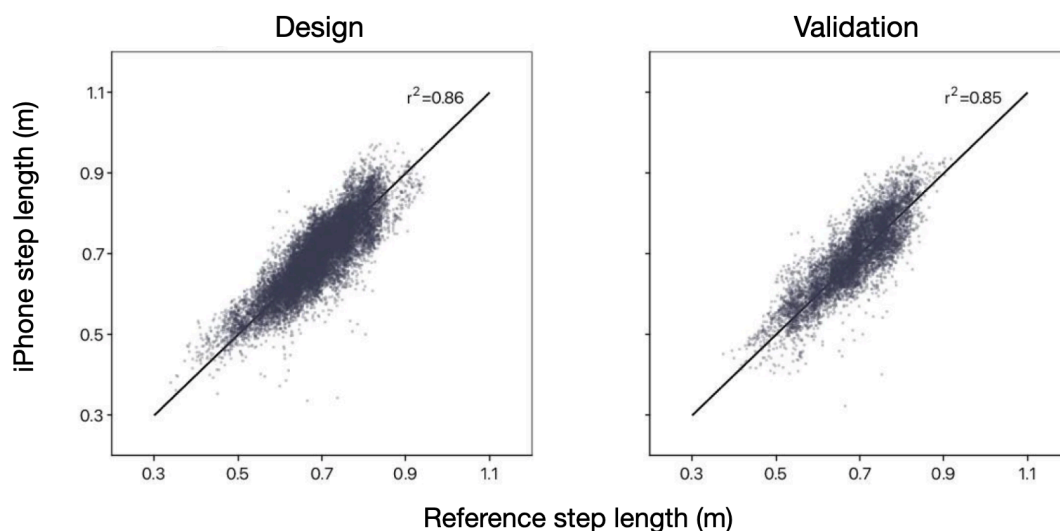


Figura 6: Prestazioni della lunghezza del passo dell'iPhone. Mostra le prestazioni dell'algoritmo per il set di progettazione (grafico a sinistra) e il set di convalida (grafico a destra) utilizzati nello sviluppo del parametro della lunghezza del passo.

Tabella 5. Prestazioni della lunghezza del passo (diverse posizioni dell'iPhone)

Parametro	Descrizione	Design	Convalida
<i>N</i>	Visite dei partecipanti (partecipanti unici)	528 (359)	250 (179)
Passeggiate	Numero di passeggiate sul tappeto a pressione usato per il confronto	15.487	7440
Validità	Deviazione standard degli errori assoluti (errore σ metri)	0,05	0,05
Affidabilità	Confronto tra il tappeto a pressione di riferimento e la stima della lunghezza del passo dell'iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Sensibilità	Cambiamento rilevabile minimo (metri)		
	10° percentile (più sensibile)	0,04	0,04
	50° percentile	0,09	0,07
	90° percentile (meno sensibile)	0,14	0,12

Tempo di doppio appoggio

Il parametro del tempo di doppio appoggio fornisce una misura della percentuale del ciclo del passo, dall'appoggio del calcagno su un piede all'appoggio del calcagno sul piede controlaterale, che un utente trascorre su due piedi (doppio appoggio). I valori del parametro possono variare dallo 0% (ad esempio, durante la corsa, gli individui affondano di piede senza poggiare i due piedi a terra contemporaneamente) al 100% (ad esempio, mentre si è fermi o durante un'andatura strascicata, entrambi i piedi toccano sempre terra). Il comportamento tipico durante una camminata varia tra il 20 e il 40%, con valori inferiori a indicare un equilibrio migliore.

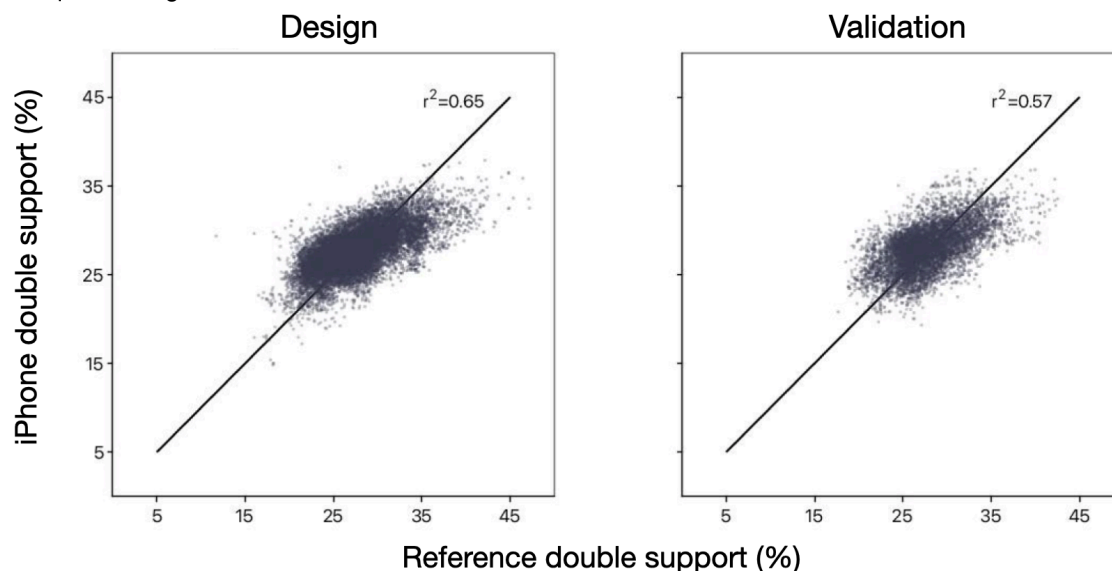


Figura 7. Prestazioni del tempo di doppio appoggio dell'iPhone. Mostra le prestazioni dell'algoritmo per il set di progettazione (grafico a sinistra) e il set di convalida (grafico a destra) utilizzati nello sviluppo del parametro temporale del doppio appoggio.

Tabella 6. Prestazioni del tempo di doppio appoggio (diverse posizioni dell'iPhone)

Parametro	Descrizione	Design	Convalida
N	Visite dei partecipanti (partecipanti unici)	528 (359)	250 (179)
Passeggiate	Numero di passeggiate sul tappeto a pressione usato per il confronto	15.487	7440
Validità	Deviazione standard degli errori assoluti (errore σ %)	2,91	2,95
Affidabilità	Confronto tra il tappeto a pressione di riferimento e la stima del tempo di doppio appoggio dell'iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Sensibilità	Cambiamento rilevabile minimo (%)		
	10° percentile (più sensibile)	2,06	2,12
	50° percentile	3,17	3,18
	90° percentile (meno sensibile)	5,06	4,51

Camminata asimmetrica

Il parametro della camminata asimmetrica offre una stima della percentuale di tempo in cui vengono rilevati passi asimmetrici durante una sessione di camminata. Il parametro non fornisce una classificazione della gravità dell'asimmetria, ma piuttosto una percentuale di tempo in cui viene rilevata un'andatura asimmetrica. Può variare dallo 0% (indicante che tutti i passi di una camminata osservata sono stimati come simmetrici) al 100% (indicante che tutti i passi osservati sono asimmetrici).

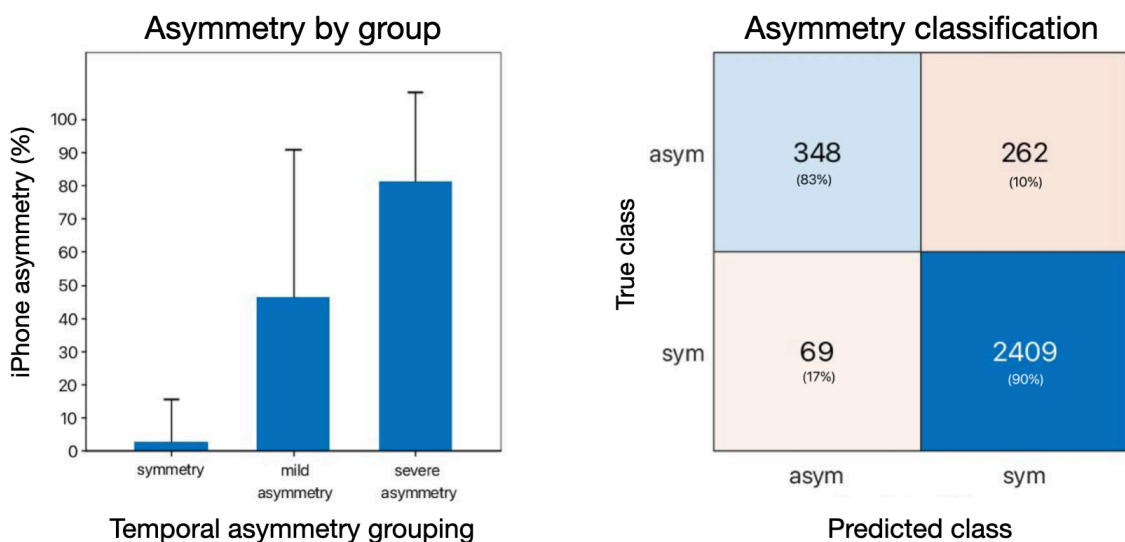


Figura 8: Camminata asimmetrica dell'iPhone. Il grafico a sinistra mostra la deviazione media e standard delle stime della camminata asimmetrica dell'iPhone, in cui i valori di riferimento classificano le visite del dispositivo con simmetria, asimmetria lieve o asimmetria grave. Il grafico a destra mostra il parametro di confusione per la classificazione dell'asimmetria, dove l'asimmetria del 35% dell'iPhone ha mostrato un tasso predittivo positivo dell'84,2% (348 veri positivi su 417 visite del dispositivo classificate con asimmetria) e un tasso di falsi negativi del 2,78% (69 falsi positivi su 2671 visite del dispositivo classificate con simmetria).

Tabella 7. Classificazione dell'asimmetria in base ai valori di simmetria temporale complessiva

	Asimmetria		
	Simmetria	Asimmetria lieve	Asimmetria grave
Simmetria temporale complessiva	1,0 – 1,1	1,1 – 1,5	>1,5
Partecipanti	392	125	21
Visite del dispositivo (numero)	2478	516	94

Discussione

I parametri di mobilità descritti in questo documento forniscono a consumatori, ricercatori e prestatori di assistenza sanitaria un meccanismo per valutare la mobilità nella vita quotidiana al di fuori della clinica. Il precedente sostegno alla valutazione dell'andatura si è concentrato sull'analisi costi-benefici e ha limitato l'uso raccomandato dell'analisi dell'andatura a determinate condizioni basate sul costo e sulla disponibilità dei test³⁷; la disponibilità di questi parametri su una piattaforma di consumo ampiamente adottata, come l'iPhone, può ampliare la gamma di applicazioni raccomandate. Altre ricerche hanno dimostrato in precedenza l'utilità dei sensori inerziali, come quelli integrati nei dispositivi indossabili, nell'ampliare la portata degli esami clinici fornendo misure oggettive relative alla compromissione di determinate funzioni, monitorando la progressione della malattia e valutando la risposta ai trattamenti.³⁸

La disponibilità e l'applicazione di questi parametri in ambienti clinici o di ricerca può fornire un'idea delle soglie clinicamente affidabili e significative e consentire una maggiore applicazione delle soglie note. Per esempio, una diminuzione di 10 cm/s nella velocità di camminata entro un anno è stata associata a un rischio di cadute nelle popolazioni anziane.³⁹ È stato dimostrato che i cambiamenti a breve termine nella velocità di camminata negli anziani affetti da insufficienza cardiaca sono prognostici di esiti a lungo termine.⁴⁰ Inoltre, la velocità di camminata, la lunghezza del passo e il tempo di doppio appoggio sono stati utilizzati come misurazioni oggettive dei miglioramenti nella camminata mediati dal trattamento per gli individui affetti da sclerosi multipla.⁴¹ Esistono altre applicazioni e probabilmente altre sono ancora da scoprire, dato che le esplorazioni possono essere state ostacolate dalla mancanza di disponibilità di questi tipi di dati in passato.

Lo sviluppo e la convalida dei parametri di mobilità sono limitati in diversi modi. In primo luogo, a causa della scarsità di individui con andatura asimmetrica, l'asimmetria è stata indotta artificialmente utilizzando un tutore per il ginocchio nello studio della Coorte B. Sebbene questo metodo abbia dimostrato di indurre in modo affidabile la camminata asimmetrica,³⁶ la meccanica di questo tipo di asimmetria potrebbe essere sostanzialmente diversa dall'asimmetria dovuta, ad esempio, a malattie neurodegenerative⁴² o a protesi.⁴³ Inoltre, la popolazione dello studio non abbracciava tutte le età adulte ed era limitata agli individui residenti nella Santa Clara Valley. Anche se la capacità di camminare può differire tra categorie come la razza o l'etnia,⁴⁴ è ampiamente accettato che la deambulazione bipede pendolare non varia sostanzialmente una volta raggiunta l'età adulta, a meno che l'andatura non diventi sostanzialmente compromessa.⁴⁵ Pertanto, il parametro qui descritto dovrebbe essere idoneo per monitorare la normale deambulazione nel corso della vita, ma dovrà essere ulteriormente convalidato per popolazioni più specifiche.

In questo documento, sono descritte le prestazioni dei parametri di mobilità su iPhone allineando ogni passo e ciclo del passo rilevati rispetto a un tappeto a pressione di riferimento. In HealthKit, questi parametri vengono aggregati in intervalli di tempo di camminata overground valida. Per questo motivo, i parametri di mobilità qui descritti non sono disponibili per tutta la giornata (ad esempio, non saranno presenti quando gli utenti corrono o camminano in salita, come mostrato nella figura 9), ma sono invece prefiltrati per fornire il risultato più preciso possibile.

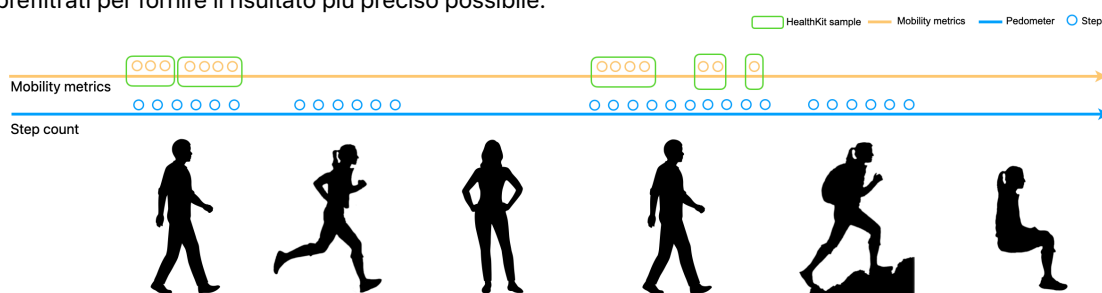


Figura 9: Schema della disponibilità del parametro HealthKit. I parametri di mobilità sono riportati in HealthKit durante i periodi di camminata overground in piano, mentre i passi del pedometro sono riportati durante qualsiasi attività in cui i passi possono essere stimati in modo attendibile. Poiché i parametri sono prefiltrati in base ai periodi in cui la qualità della camminata viene stimata al meglio, la disponibilità dei parametri potrebbe non sovrapporsi ai conteggi dei passi del pedometro.

I parametri sono derivati da un modello biomeccanico di camminata che dipende da una stima accurata della lunghezza delle gambe, ricavata in base all'altezza inserita dall'utente. Gli utenti devono inserire l'altezza nell'app Salute di iOS per ricevere le stime più accurate possibili; diversamente, non è necessaria alcuna calibrazione. Inoltre, la disponibilità delle misure dipenderà in gran parte dall'interazione degli utenti con l'iPhone. Data la necessità di uno stretto contatto del dispositivo con il baricentro dell'utente, gli individui che tengono l'iPhone in una posizione adatta a fornire un buon segnale (ad esempio, una tasca vicino al fianco) riceveranno stime più frequenti rispetto agli utenti che tengono l'iPhone principalmente in un'altra posizione (ad esempio, in mano oppure in uno zaino o una borsa). Tra gli utenti che hanno ricevuto almeno una stima della camminata, in media oltre l'80% riceverà almeno cinque stime dei loro parametri di mobilità al giorno. I parametri non saranno disponibili nel caso in cui gli utenti abbiano attivato la modalità Sedia a rotelle nell'app Salute per iOS.

Conclusioni

I parametri di mobilità su iPhone consentono agli utenti di valutare opportunisticamente e passivamente la loro mobilità funzionale. Il monitoraggio di questi parametri in modo longitudinale e non intrusivo fornisce una misura oggettiva della mobilità giornaliera, che può ampliare la portata dei test funzionali specializzati e dei questionari clinici. Questi parametri forniscono agli utenti, ai ricercatori e ai prestatori di assistenza sanitaria un nuovo strumento per tracciare e quantificare la mobilità funzionale.

Appendice

Integrità dei dati

Gli orari di inizio e fine di ciascuna camminata sono stati definiti rispettivamente dall'istante del primo appoggio calcaneare sul tappeto a pressione e da quello dell'ultimo distacco delle dita del piede dal tappeto a pressione. I valori di riferimento del tappeto a pressione sono stati accuratamente sincronizzati con le stime dell'iPhone per il conteggio dei passi (vedere la linea blu nella figura 10) e i parametri di mobilità (vedere la linea arancione nella figura 10) e sono stati effettuati confronti diretti per ciascuna passeggiata.

I conteggi dei passi sono stati stimati per le visite dei partecipanti che contenevano almeno 3 passeggiate valide per le attività autodeterminate e a bassa velocità e 10 passeggiate valide per le attività del 6MWT. Le passeggiate sono state scartate laddove i partecipanti hanno camminato fuori dalla porzione sensibile alla pressione del tappeto o se i contatti dei piedi non sono stati registrati correttamente (ad esempio a causa dell'appoggio parziale del piede sul tappeto sensibile alla pressione).

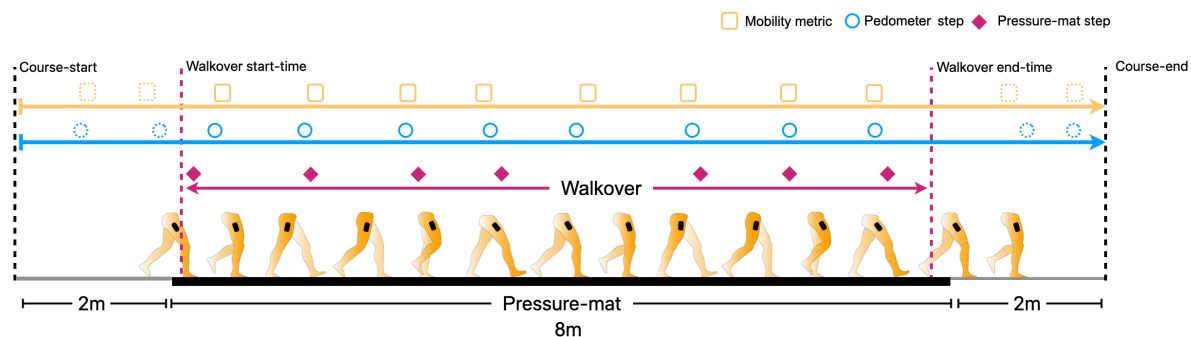


Figura 10: Configurazione dell'esperimento per confrontare i dati del tappeto a pressione con i parametri di mobilità e il contapassi di iPhone. I partecipanti hanno camminato su un tappeto a pressione (8 metri) che registra il tempo di contatto e lo spostamento del piede. Per ciascuna camminata, il numero di contatti del piede, i tempi di contatto del piede e gli spostamenti del contatto del piede sono stati utilizzati per determinare il conteggio dei passi sul tappeto a pressione, la velocità di camminata, la lunghezza del passo e il tempo di doppio appoggio. Il primo e l'ultimo istante di contatto del piede con il tappeto a pressione registrati hanno determinato l'orario di inizio e di fine della camminata (linea viola), che sono stati sincronizzati al contapassi e ai parametri di mobilità di iOS.

Metodi statistici

Parametri continui

I conteggi dei passi sincronizzati nel tempo dell'iPhone e quelli di riferimento sono stati aggregati per ciascuna attività di camminata e confrontati utilizzando il coefficiente di correlazione di Pearson (r^2).

Per lo sviluppo dei parametri di velocità di camminata, lunghezza del passo e tempo di doppio appoggio, le visite del dispositivo raccolte dalla Coorte di partecipanti A sono state suddivise in set di dati di progettazione e di convalida, dove il set di progettazione è stato utilizzato per sviluppare l'algoritmo di ciascun parametro. Le prestazioni dell'algoritmo per i tre parametri sono state determinate confrontando le loro stime con i valori di riferimento del tappeto a pressione. La validità del parametro è stata valutata utilizzando la deviazione standard degli errori assoluti tra le coppie di stime di riferimento e dell'iPhone. L'affidabilità dei parametri è stata valutata utilizzando il coefficiente di correlazione di Pearson (r^2) e il coefficiente di correlazione intraclasse inter-valutatore ($ICC_{(A,1)}$). La sensibilità è stata valutata utilizzando il cambiamento minimo rilevabile⁴⁶ di ciascuna visita del dispositivo, con le distribuzioni percentili riportate.

Parametri di classificazione

Per lo sviluppo della camminata asimmetrica, sono stati raccolti i dati delle visite dei dispositivi da entrambe le Coorti di partecipanti A e B. Ciascun set di visite del dispositivo è stato utilizzato per calcolare il rapporto di simmetria temporale complessivo⁴⁷ e classificare le visite del dispositivo di riferimento in blocchi di camminata con "simmetria", "asimmetria lieve" e "asimmetria grave". Per le visite del dispositivo in ciascun blocco, sono state calcolate la deviazione media e standard del parametro di camminata asimmetrica dell'iPhone. È stata poi utilizzata un'analisi ROC (caratteristiche operative del ricevitore) per valutare la capacità del parametro di camminata asimmetrica dell'iPhone di categorizzare correttamente i partecipanti come camminatori simmetrici o asimmetrici.

Definizione di asimmetria

Per ciascuna visita del dispositivo del partecipante, la simmetria è stata calcolata come un rapporto di simmetria temporale complessivo⁴⁷:

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

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

dove $swing_{time}$ e $stance_{time}$ sono i tempi medi di oscillazione e di appoggio sul tappeto a pressione calcolati per i lati sinistro (SSR_{left}) e destro (SSR_{right}). La definizione di simmetria usa le funzioni $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ e $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ al numeratore e al denominatore, rispettivamente, per rimuovere la parzialità dall'interpretazione. I partecipanti con un rapporto di simmetria temporale complessivo compreso tra 1,0 e 1,1 sono stati considerati avere un'andatura simmetrica, tra 1,1 e 1,5 un'asimmetria lieve e superiore a 1,5 un'asimmetria grave.⁴⁷ Un riepilogo delle soglie di simmetria del tappeto a pressione, compreso il numero di visite del dispositivo per ciascuno dei tre tipi di camminata asimmetrica (simmetria, asimmetria lieve e asimmetria grave) è riportato nella tabella 7.

Riferimenti

¹developer.apple.com/videos/play/wwdc2020/10656.

²developer.apple.com/documentation/healthkit.

³Benedetti 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.

⁴Asiri 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.

⁵Middleton 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.

⁶Studenski 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.

⁷Satariano 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.

⁸Sosnoff 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.

⁹Mielke 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/gerona/gls256.

¹⁰Mirelman 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.

¹¹Yates 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.

¹²Steffen 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.

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

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

¹⁵Hollman 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.

¹⁶Casartelli 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.

¹⁷Boyer 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.

¹⁸Tilson 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.

¹⁹Cruz 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.

²⁰Plotnik 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.

²¹Buzzi 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.

²²Maki 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.

²³Judge 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.

²⁴Aboutorabi 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.

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

²⁶Belda-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.

²⁷Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*. 2000; 29(1): 1–12. doi: 10.2165/00007256-200029010-00001.

- ²⁸Gabell 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.
- ²⁹Williams 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.
- ³⁰Di Stasi SL, Logerstedt 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.
- ³¹Richmond 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.
- ³²Hausdorff 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.
- ³³Lord 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.
- ³⁴Roos 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.
- ³⁵Duffell 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.
- ³⁶Shorter 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.
- ³⁷Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016; 52(4): 560–574.
- ³⁸O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummidisetty 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.
- ³⁹Verghese 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.
- ⁴⁰Tanaka 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.
- ⁴¹Novotna 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.
- ⁴²Galna 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.
- ⁴³Mattes 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.
- ⁴⁴Boulifard 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.
- ⁴⁵Tesio 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.
- ⁴⁶Dontje 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.
- ⁴⁷Patterson 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.