



Mäta gångkvalitet med motorikvärden på iPhone

Maj 2021

Innehåll

Översikt	3
Introduktion.....	3
Utveckling	4
Studiedesign.....	4
Population.....	6
Resultat	8
Stegräkning.....	8
Gånghastighet.....	9
Steglängd.....	10
Stötid då båda fötterna är i marken.....	11
Gångasymmetri.....	12
Diskussion	13
Slutsatser	14
Bilaga	14
Förståelse av data.....	14
Statistiska metoder.....	15
Definition av asymmetri.....	15
Referenser	16

Översikt

Med hjälp av rörelsesensorerna som finns inbyggda i iPhone 8 och senare tillhandahåller iOS 14 mätvärden för rörlighet som är viktiga för din hälsa. Detta inkluderar uppskattningar av gånghastighet, steglängd, stödtiden då båda fötterna är i marken och gångasymmetri,^{1,2} alla mätvärden som kan användas för att karakterisera din gång och rörlighet. Denna skrivelse ger en detaljerad förståelse för hur dessa mätvärden för rörlighet uppskattas på iPhone, inklusive testning och validering.

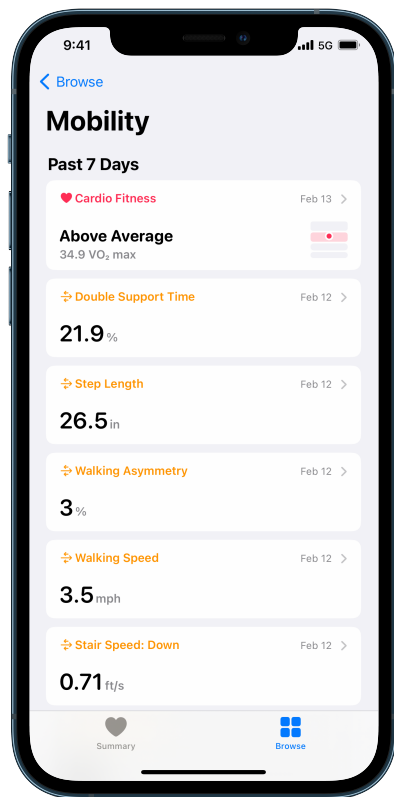
Introduktion

En persons gång är en viktig indikator på dennes skada,³ funktionshinder⁴ och såväl kort- som långsiktiga hälsa.^{5,6} Gångrörlighet kan representera förmågan att åldras på ett självständigt sätt,⁷ med rörlighet som påverkas av en rad olika hälsotillstånd, däribland muskeldegeneration,⁸ neurologisk sjukdom,^{9,10} och kardiopulmonal kondition.¹¹ Ett enkelt sätt som hälso- och vårdpersonal mäter en individs rörlighet är genom att observera dennes gång.^{12,13} Att gå kräver en hel uppsättning av komplexa komponenter, samordnade över flera fysiologiska system där ett enda misslyckande i något moment kan indikera sjukdomsprogression eller ökad risk för skada.

Mätning av gångprestanda används ofta för att bedöma individens hälsotillstånd,¹⁴ följa återhämtning efter skada¹⁵ och kirurgi¹⁶ eller övervaka förändringar i takt med åldrande.¹⁷ Några vanliga mätningar av gångprestanda inkluderar gånghastighet, steglängd, stödtiden då båda fötterna är i marken och gångasymmetri.

- Gånghastigheten och dess förändring över tid är tätt sammankopplade med betydande kliniska hälsoutfall.^{4,18} Uppmätt gånghastighet används ofta för att följa återhämtningen efter akuta hälsorelaterade händelser så som ledbyte³ och stroke¹⁹ och för att övervaka förändringar över tid, så som framfarten av Parkinsons sjukdom^{10,20} samt åldrande.²¹
- Steglängd är en markör för nedsatt rörlighet vid vissa neurologiska och muskuloskeletala tillstånd¹⁴ och är förebyggande för fall och rädslan att falla.²² Steglängden minskar med åldern och äldre vuxna uppvisar minskade steglängder i förhållande till sina yngre motsvarigheter.^{23,24} Det är viktigt att överväga att förkorta steglängden när vi åldras²⁵ och tidiga träningsinsatser kan tillhandahålla ett sätt att upprätthålla självständighet.^{26,27}
- Stödtiden då båda fötterna är i marken samtidigt under gång. Den ökar i både absolut tid och procent vid varje gångcykel med skada¹⁶ eller dysfunktion.²⁸ En ökning av stödtiden har också kunnat kopplas till en persons tilltagande rädsla att falla.²² Medan minskade stödtider är korrelerade med förbättrad gångstabilitet och lägre risk för att falla.²⁹
- Gångasymmetri uppstår när en ensidig patologi eller skada uppstår och en individ förlitar sig på den kontralaterala lemmen under gång. Ökningar i gångasymmetri uppstår efter skada³⁰ eller på grund av neurodegeneration till följd av åldrande eller sjukdom.^{20,31} Nedgångar i bilateral koordination mellan de två benen har visat sig vara kopplade till ökad risk för att falla,^{32,33} undermåliga kirurgiska resultat³⁰ och är förebyggande för senare leddskada.^{34,35}

Mätvärdena för rörlighet som uppskattas med hjälp av iPhone 8 och senare tillhandahåller en passiv och icke-påträngande metod för mätning av gångkvalitet från ung till hög ålder. I appen Health i iOS 14 och senare kan dessa uppskattade mätvärden för rörlighet visas under Rörlighet (se figur 1). Denna skrivelse beskriver utvecklingen och valideringen av mätvärden för rörlighet på iPhone Papper – gånghastighet, steglängd, stödtiden då båda fötterna är i marken och gångasymmetri – och ger rekommendationer för användning.



Figur 1: Mätvärden för rörlighet i appen Health i iOS 14

Utveckling

Studiedesign

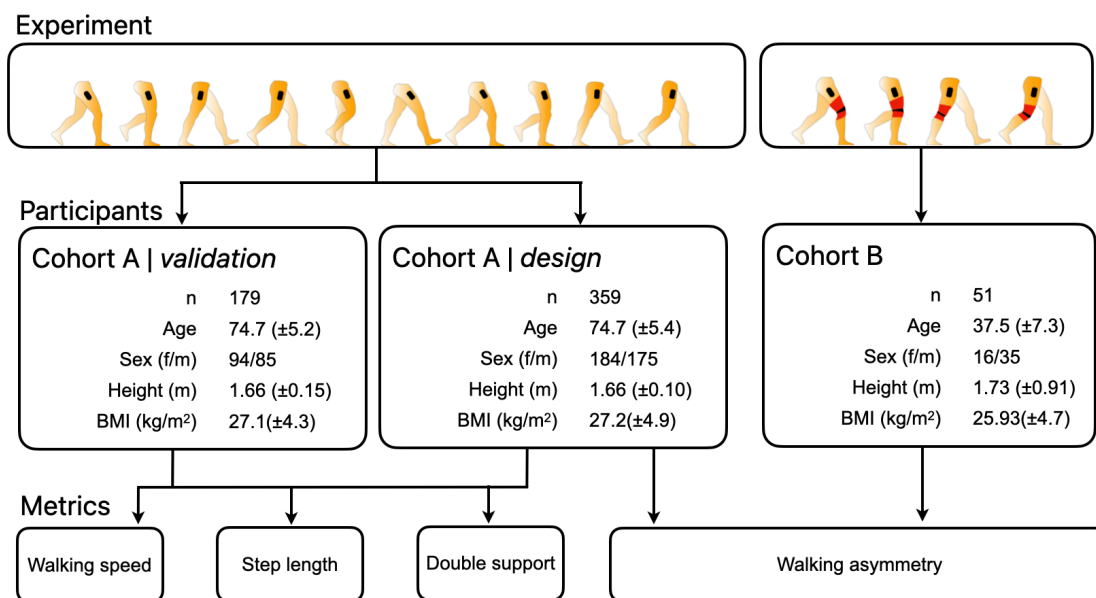
Datinsamling för utformning och validering av mätvärdena för rörlighet bestod av flera studier godkända av en etisk nämnd. Alla deltagare deltog i laboratoriebesök, bestående av upp till två besök (med minst åtta veckors mellanrum) under ett år och utförde vid varje besök en uppsättning gånguppgifter.

Alla deltagare utförde övervakade gånguppgifter ovan jord över en matta med arrangerat tryck (ProtoKinetics Zeno™ Walkway Gait Analysis System) samtidigt som de bar två iPhone-enheter – en på vardera sidan av kroppen – på olika platser: vid höften (höftklämma), i en fram- eller bakficka eller i en midjeväska. Deltagarna ombads att välja var de skulle placera en enhet för att bäst efterlikna typiskt användarbeteende – antingen på höger eller vänster sida av kroppen – och övervakare placerade en andra enhet på en kontralateral plats.

Varje gånguppgift utfördes längs en rak tolv meter lång väg med en tryckmatta på åtta meter som placerades på mitten. Tryckmattan, en arrangerad enhet som tillhandahåller mycket noggrann information om platser och tidshändelser avseende hälsättning och tåfrånskjutning, användes för att generera

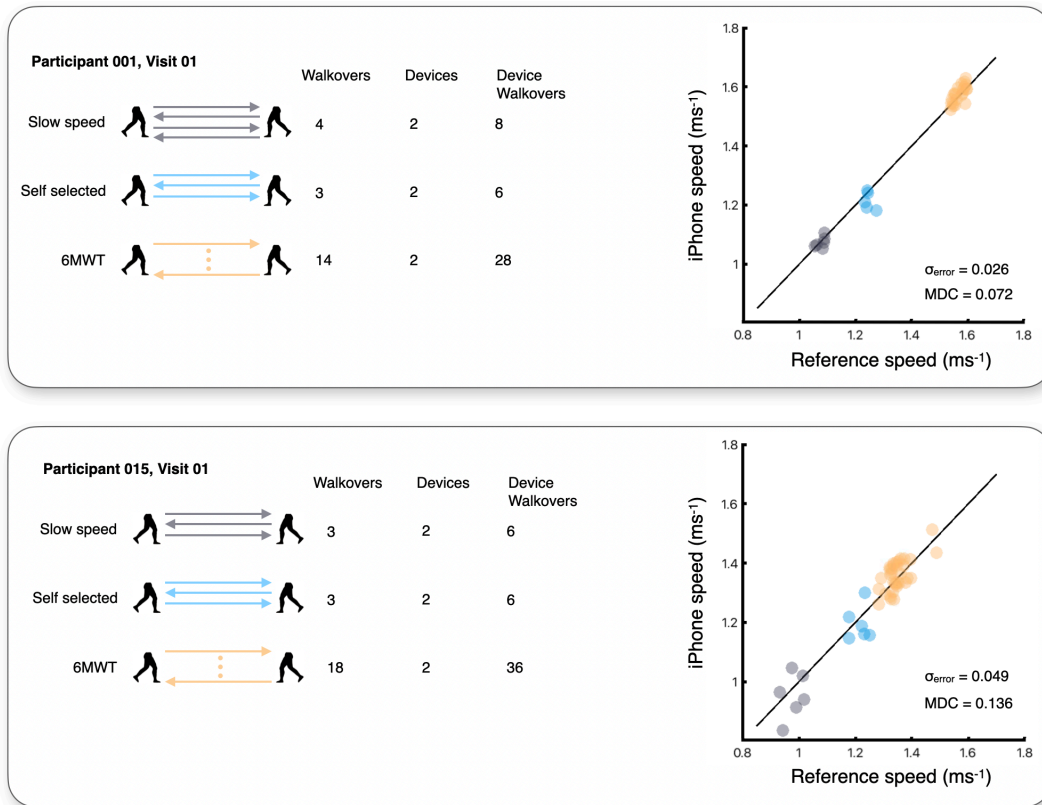
referensvärden för deltagarens stegräkning, gånghastighet, steglängd, stödtid och gångasymmetri. För mer information om den experimentella uppsättningen, se avsnittet Bilaga "Förståelse av data".

För deltagare i kohort A inkluderade uppgifterna fyra instruerade övergångar (definierade som en enstaka promenad över tryckmattan), en i självvald hastighet, fyra övergångar i långsam hastighet och ett varierande antal övergångar under ett test på sex minuter i snabb hastighet (6MWT), under vilket deltagarna gick fram och tillbaka över tryckmattan så många gånger som möjligt inom en sexminutersperiod.¹² Deltagare i kohort B ombads att utföra flera övergångar i en självvald hastighet, en långsam hastighet och en mycket långsam hastighet ("som om de återhämtade sig efter en skada"). Deltagare i denna kohort rekryterades för att simulera gångasymmetri genom att ha på sig ett kommersiellt knästödd³⁶, stödet var låst för att begränsa rörelseförmågan till 30 ° böjning och 10 ° utsträckning. Kohortbeskrivningar och grupperingar visas i figur 2.



Figur 2: Studiens utformning och sammanslagning av data. Deltagare från kohort A delades in i en utformnings- och valideringsgrupp för mätvärden för gånghastighet, steglängd, stödtid då båda fötterna är i marken och gångasymmetri, stegmätarens steg validerades på alla deltagare i kohort A. Kohort B bidrog till utformningen av mätvärdet för den asymmetriska gången genom att simulera asymmetrisk gång genom att bära ett knästödd på ena sidan.

Rörlighetsmätvärdenas prestanda bedömdes genom direkta jämförelser mellan härledda värden från tryckmattan och iPhone-enheterna. Varje iPhone som användes under studien betraktades som en oberoende observatör med tanke på de olika enhetsplaceringarna under gång. En mätning från en iPhone under en gånguppgift under en deltagares besök hänvisas till som ett enhetsbesök, till exempel skulle en deltagare som bar två enheter under ett besök bidra med två enhetsbesök. Antalet raka vägar på tryckmattan multiplicerat med enhetsbesök resulterade i antalet övergångar (se figur 3). De statistiska metoderna för att bedöma mätvärdesprestanda beskrivs i detalj i bilagan.



Figur 3: Insamling och analys av exempeldata. Ovan finns två exempel på datainsamling för kohort A. Deltagarna instruerades att bära två enheter medan de genomförde fyra övergångar på tryckmattan medan de gick i en långsam hastighet, fyra övergångar i självvald hastighet och så många övergångar som möjligt för 6MWT. Datauppsättningar för varje förhållande inkluderades endast i analysen om de innehöll minst tre giltiga övergångar vid varje instruerad hastighet och minst tio giltiga övergångar för 6MWT. Data över förhållanden och enheter slogs samman för att beräkna mätvärdesprestanda genom uppskattningar så som standardavvikelsen för absoluta fel (σ_{rel}) och minimal detekterbar förändring.

Population

Apple samlade in data för utformning och validering av mätvärden för rörlighet i flera studier som involverade två kohorter av studiedeltagare, studierna godkändes av en etisk nämnd och alla deltagare samtyckte till insamling och användning av deras data för detta ändamål. Kohort A var en stor grupp äldre vuxna som bor antingen i samhället eller i självständigt boende (se tabell 1). Kohort B var en grupp bestående av yngre, funktionsdugliga vuxna som ombads att ha på sig ett knästödd i syfte att framkalla asymmetri (se tabell 2).

Tabell 1. Deltagaregenskaper för kohort A

Unik deltagare	Utformning (N = 359)	Utvärdering (N = 179)
Demografi och biometri		
Ålder	74,7 (±5,4) [64, 92]	74,7 (±5,3) [65, 95]
Kön (kvinna/man)	184/175	93/86
Längd (meter)	1,66 (±0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (±0,95) [1,44, 1,88]
BMI (kg/m ²)	26,6 (±4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (±4,1) [17,9, 39,3]
Förekomst av muskuloskeletala sjukdomar	292 (81 %)	142 (80 %)
Förekomst av kardiovaskulära sjukdomar*	259 (72 %)	124 (69 %)
Förekomst av neurologiska sjukdomar	54 (15 %)	27 (15 %)
Hjälpmedel	13 (5 %)	<10 (<5 %)
Muskuloskeletala sjukdomar – antal (%)		
Amputation	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Artrit	94 (26 %)	40 (22 %)
Balansstörning	64 (18 %)	34 (19 %)
Degenerativ disksjukdom	27 (8 %)	11 (6 %)
Problem med huvud eller nacke	41 (11 %)	20 (11 %)
Osteoartros	177 (49 %)	88 (49 %)
Ledgångsreumatism	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Brusten disk eller diskbräck	23 (6 %)	18 (10 %)
Ledbyteskirurgi	58 (16 %)	29 (16 %)
Annat	157 (44 %)	75 (42 %)

*Högt blodtryck, hjärtinfarkt, hjärtsvikt, kranskärlssjukdom, stroke, hyperlipidemi, PAD, arytmier.

Tabell 2. Deltagaregenskaper för kohort B

Utformning (N = 51)	
Demografi och biometri	
Ålder	37,5 (±7,3) [26, 55]
Kön (kvinna/man)	16/35
Längd (meter)	1,73 (±0,91) [1,55, 1,89]
BMI (kg/m ²)	25,9 (±4,7) [18,3, 42,7]

Resultat

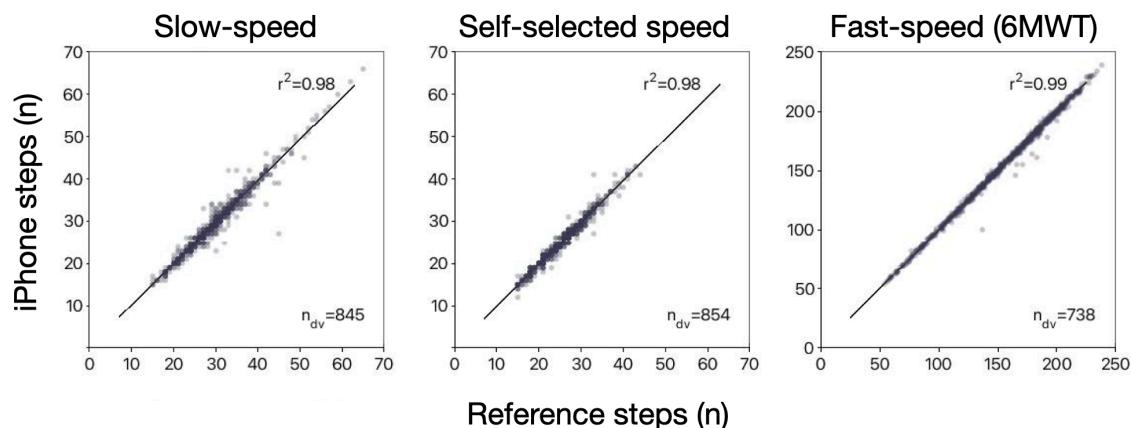
Sammanlagda resultat för deltagare i kohort A visas i tabell 3, dessa resultat slås samman över datauppsättningar för utformning och validering.

Tabell 3. Referenser avseende tryckmatta, standardavvikelser och intervall för kohort A

	Långsam hastighet	Självvald hastighet	Snabb hastighet (6MWT)
	medelvärde ± SD (intervall)	medelvärde ± SD (intervall)	medelvärde ± SD (intervall)
Enhetsbesök	845	854	738
Övergångar	3 146	3 175	16 625
Kadens (steg · minut ⁻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)
Gånghastighet (meter · sekund ⁻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)
Steglängd (meter)	0,61 ± 0,08 (0,34–0,86)	0,68 ± 0,08 (0,45–0,88)	0,71 ± 0,07 (0,38–0,94)
Stötid då båda fötterna är i marken (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Övergripande tidsmässig asymmetri (enhetlös)	1,07 ± 0,04 (1,00–1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,75)

Stegräkning

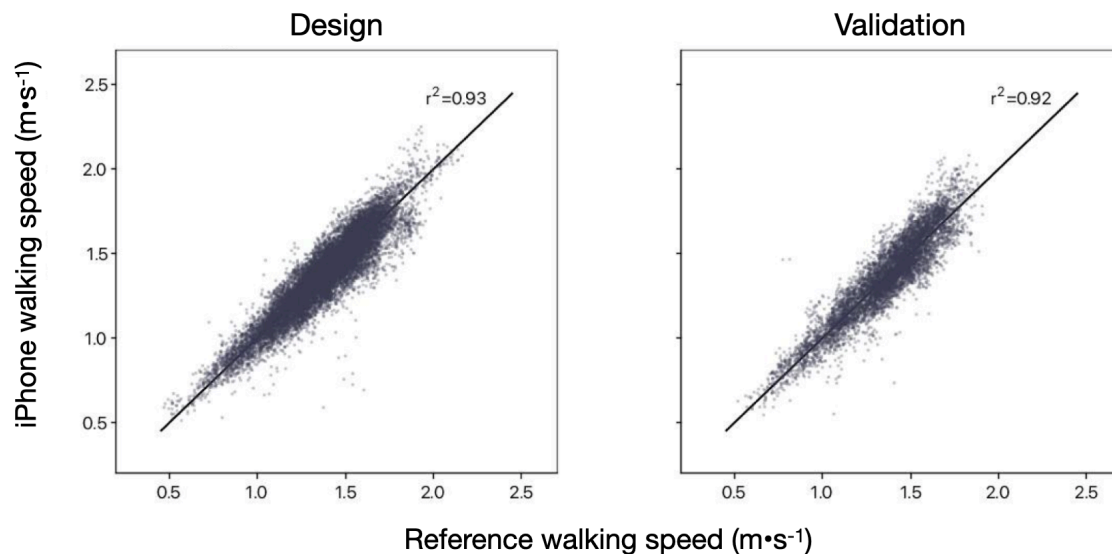
Stegräknare (pedometer) tillhandahåller ett objektiva mått på antalet steg som en användare tar när han eller hon bär enheterna. Steg som upptäcks av Apple Watch och iPhone smälts samman på ett intelligent sätt för att ge en exakt uppskattning av användarens beteende under hela dagen, enhetskällan för upptäckta steg kan identifieras i HealthKit. I figur 4 användes enhetsbesöksdata från kohort A vid analys för att fastställa iPhone-stegräkningens giltighet.



Figur 4: iPhone prestanda med stegräknare. Dessa diagram visar korrelation mellan sammanslagna steg registrerade från tryckmattans referens och iPhones stegräknare under gånguppgifter i långsam hastighet (vänster ruta), självvald hastighet (mittruta) och 6MWT (höger ruta). Pearsons korrelationskoefficient för självvald hastighet ($1,30 \pm 0,18$ m-sekund⁻¹), långsam hastighet ($1,04 \pm 0,18$ m-sekund⁻¹) och 6MWT ($1,46 \pm 0,18$ m-sekund⁻¹) räknar steg där alla över 0,96. Observera att stegvärden för självvald och långsam hastighet är sammanslagna från tre eller fyra övergångar och stegvärden för 6MWT är sammanslagna från åtminstone tio övergångar.

Gånghastighet

Mätvärdet för gånghastighet representerar en uppskattning av hur snabbt användare går på plan mark. Det härstammar från en modell av användarens masscentrum och därför kommer mätvärdet att vara som allra mest exakt när iPhone är nära kopplad till kroppen (till exempel i en ficka eller fäst i ett bälte). Dessutom måste användarna ha en uppdaterad längd angiven i appen Health för iOS.



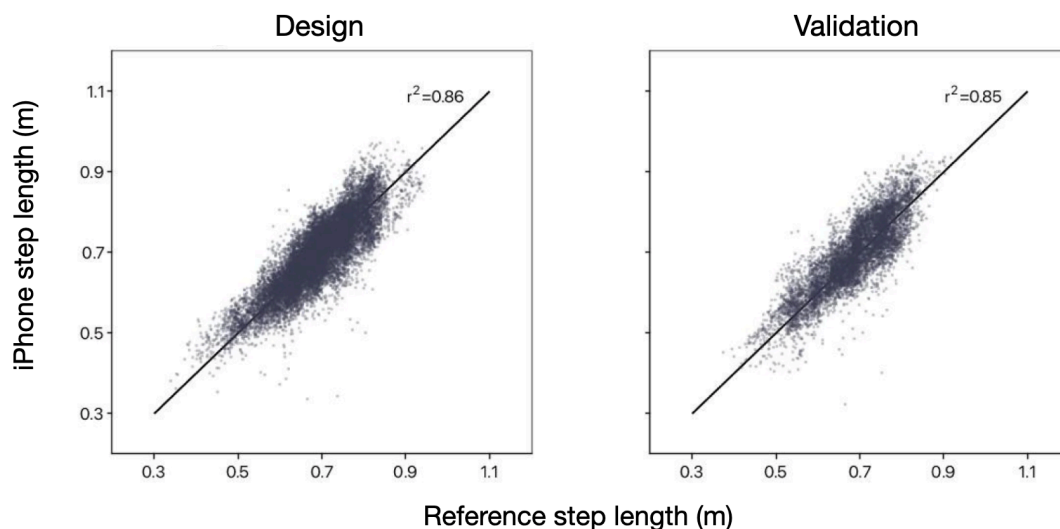
Figur 5: iPhone prestanda för gånghastighet. Denna visar algoritmprestanda för utformningsuppsättningen (vänster diagram) och valideringsuppsättningen (höger diagram) som används vid utvecklingen av metoden för gånghastighet.

Tabell 4. Gånghastighetsprestanda (olika platser för iPhone)

Mätvärde	Beskrivning	Utformning	Validering
<i>N</i>	Deltagarbesök (unika deltagare)	528 (359)	250 (179)
Övergångar	Antal övergångar på tryckmattan som används för jämförelse	15 487	7 440
Giltighet	Standardavvikelse för absoluta fel (σ_{fel} meter · sekund ⁻¹)	0,09	0,15
Tillförlitlighet	Jämförelse av tryckmattans referens och iPhones uppskattning av gånghastighet ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Sensitivitet	Minsta detekterbara förändring (meter · sekund ⁻¹)		
	10:e percentil (mycket känslig)	0,07	0,08
	50:e percentil	0,13	0,14
	90:e percentil (minst känslig)	0,22	0,23

Steglängd

Det nya mätvärdet för steglängd är baserat på en uppskattning av avståndet mellan stället där den ena foten träffar marken och där den andra foten träffar marken när användarna går. Det här mätvärdet härrör från en modell av användarens längd tillsammans med stegkadens och hastighetsberäkning när användarna går stadigt på plan mark.



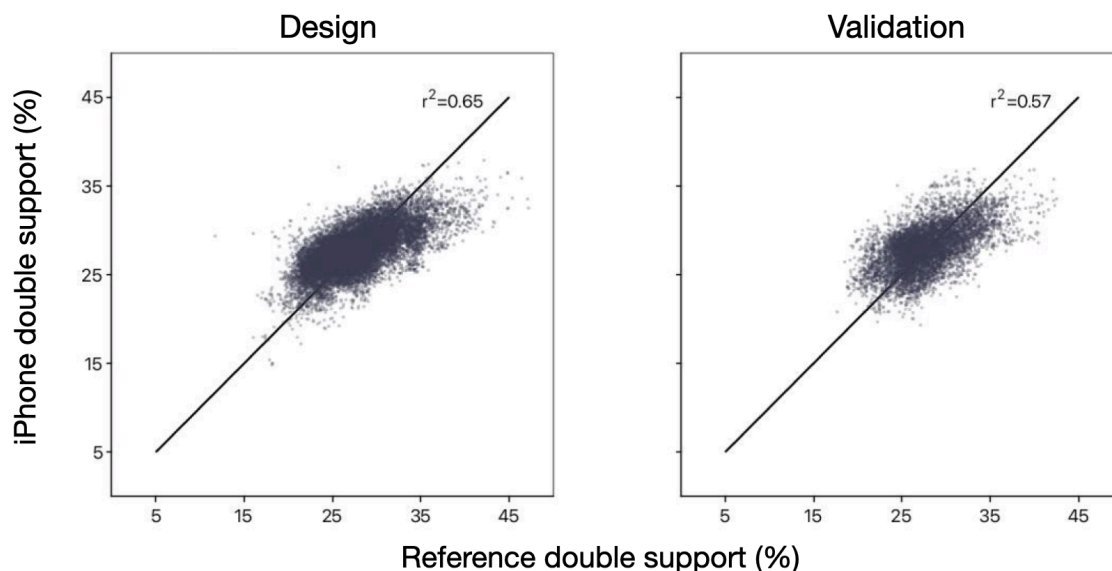
Figur 6: iPhone prestanda för steglängd. Denna visar algoritmprestanda för utformningsuppsättningen (vänster diagram) och valideringsuppsättningen (höger diagram) som används vid utvecklingen av metoden för steglängd.

Tabell 5. Steglängdsprestanda (olika platser för iPhone)

Mätvärde	Beskrivning	Utformning	Validering
<i>N</i>	Deltagarbesök (unika deltagare)	528 (359)	250 (179)
Övergångar	Antal övergångar på tryckmattan som används för jämförelse	15 487	7 440
Giltighet	Standardavvikelse för absoluta fel (σ_{fel} meter)	0,05	0,05
Tillförlitlighet	Jämförelse av tryckmattans referens och iPhones uppskattning av steglängd ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Sensitivitet	Minsta detekterbara förändring (meter)		
	10:e percentil (mycket känslig)	0,04	0,04
	50:e percentil	0,09	0,07
	90:e percentil (minst känslig)	0,14	0,12

Stödtid då båda fötterna är i marken

Mätvärdet för stödtiden då båda fötterna är i marken tillhandahåller ett mått på procentandelen av gångcykeln (från ena fotens hälisättning till den kontralaterala fotens hälisättning) som en användare tillbringar på två fötter (dubbel stöd). Mätvärdet kan sträcka sig från värden på 0 procent (till exempel under löpning då personer utför snabba rörelser utan överlappning med två fötter samtidigt i marken) till 100 procent (till exempel när de står stilla eller under extremt släpiga rörelser då båda fötterna alltid är i marken samtidigt). Typiskt gångbeteende varierar mellan 20 och 40 procent. Lägre värden indikerar bättre balans.



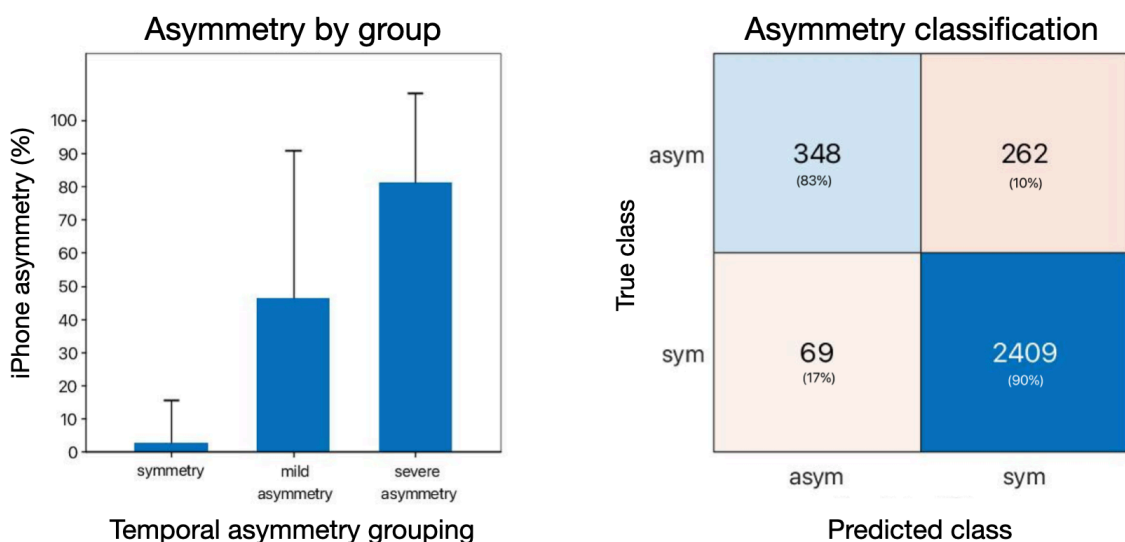
Figur 7: iPhone dubbel prestanda med stödtid. Denna visar algoritmprestanda för utformningsuppsättningen (vänster diagram) och valideringsuppsättningen (höger diagram) som används vid utvecklingen av metoden för dubbel stödtid.

Tabell 6. Prestanda för dubbel stödtid (olika platser för iPhone)

Mätvärde	Beskrivning	Utformning	Validering
<i>N</i>	Deltagarbesök (unika deltagare)	528 (359)	250 (179)
Övergångar	Antal övergångar på tryckmattan som används för jämförelse	15 487	7 440
Giltighet	Standardavvikelse för absoluta fel (σ_{fel} %)	2,91	2,95
Tillförlitlighet	Jämförelse av tryckmattans referens och iPhones uppskattning av dubbel stödtid ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Sensitivitet	Minimal detekterbar förändring (%)		
	10:e percentil (mycket känslig)	2,06	2,12
	50:e percentil	3,17	3,18
	90:e percentil (minst känslig)	5,06	4,51

Gångasymmetri

Mätvärdet för gångasymmetri tillhandahåller en uppskattning av procentandelen tid som asymmetriska steg upptäcks under gång. Mätvärdet tillhandahåller inte någon klassificering av asymmetriens allvarlighetsgrad, utan snarare en procent av den tid som asymmetrisk gång upptäcks. Det kan sträcka sig från 0 procent (vilket indikerar att alla gångsteg i en observerad gång beräknas vara symmetriska) till 100 procent (vilket indikerar att alla observerade gångsteg är asymmetriska).



Figur 8: iPhone gånksymmetri. Det vänstra diagrammet visar medel- och standardavvikelse i iPhones asymmetriuppskattningar där referensvärden klassificerade enhetsbesöken som symmetriska, mild asymmetri eller svår asymmetri. Höger diagram visar förvirringsmatris för asymmetrisk klassificering där iPhone-asymmetri på 35 procent visade en positiv förutsägbar nivå på 84,2 % (348 sanna positiva från

Tabell 7. Asymmetriklassificering utifrån värden för övergripande tidsmässig symmetri

	Asymmetri		
	Symmetri	Mild asymmetri	Svår asymmetri
Övergripande tidsmässig symmetri	1,0 – 1,1	1,1 – 1,5	>1,5
Deltagare	392	125	21
Enhetsbesök (antal)	2 478	516	94

417 klassificerade asymmetriska enhetsbesök) och en falsk negativ nivå på 2,78 % (69 falska positiva från 2 671 klassificerade symmetriska enhetsbesök).

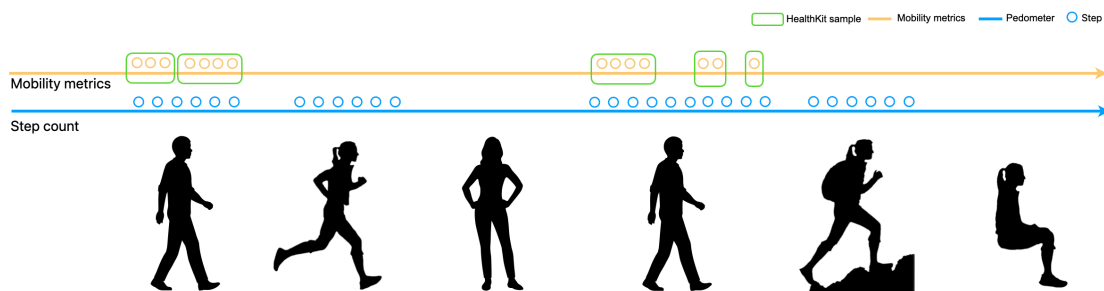
Diskussion

Mätvärdena för rörlighet som beskrivs i detta dokument ger konsumenter, forskare och vårdgivare ett sätt att bedöma rörlighet i det dagliga livet utanför kliniken. Tidigare förespråkande avgångsbedömning fokuserade på kostnads-nyttoanalys och begränsade den rekommenderade användningen av gånganalys till vissa förhållanden baserat på kostnad och testningens tillgänglighet³⁷; dessa mätvärden tillgänglighet på en allmänt antagen konsumentplattform, så som iPhone, kan bredda utbudet av rekommenderade applikationer. Annan forskning har tidigare visat användningen av tröghetsensorer, likt de som finns i bärbara enheter, för att utöka kliniska undersökningar och möjliggöra objektiva mått på försämring och övervakning av sjukdomsprogression samt svar på olika behandlingar.³⁸

Tillgängligheten och tillämpningen av dessa mätvärden i kliniska eller forskningsssammanhang kan tillhandahålla insikt i kliniskt tillförlitliga och betydelsefulla tröskelvärden och möjliggöra vidare tillämpning av kända tröskelvärden. Till exempel har en minskning av gånghastigheten på 10 cm/s inom ett år kunnat kopplas till en risk för fall i äldre populationer.³⁹ Kortsiktiga förändringar i gånghastighet hos äldre vuxna med hjärtsvikt har visat sig vara förebådande för långsiktiga utfall.⁴⁰ Gånghastighet, steglängd och stödtid har använts för att objektivt mäta behandlingsunderbyggda gångförbättringar hos personer med multipel skleros.⁴¹ Det finns andra applikationer som sannolikt har ännu mer att upptäcka eftersom utforskningar kan ha hindrats av bristen på tillgänglighet av dessa typer av data tidigare.

Utvecklingen och valideringen av de presenterade mätvärdena för rörlighet är begränsade på flera sätt. För det första, på grund av brist på personer med asymmetrisk gång inducerades asymmetri artificiellt med hjälp av ett knästöd i studien med B-kohorten. Även om denna metod har visat sig tillförlitligt inducera asymmetrisk gång³⁶ kan denna typ av asymmetris mekanik skilja sig väsentligt från asymmetri till följd av till exempel neurodegenerativ sjukdom⁴² eller proteser.⁴³ Dessutom omfattade studiepopulationen inte alla vuxna åldrar och var begränsad till personer bosatta i Santa Clara Valley. Även om gångkapacitet kan variera mellan olika kategorier så som ras eller etnicitet⁴⁴ är det allmänt accepterat att pendelgång på två ben inte varierar särskilt mycket när vuxen ålder väl har uppnåtts, såvida inte gången försämras väsentligt.⁴⁵ Därför bör mätvärdena som beskrivs här vara korrekta när det gäller att följa normal gång under en livstid, men behöver valideras ytterligare för mer specifika populationer.

I detta dokument beskriver vi prestandan för mätvärden för rörlighet på iPhone genom att anpassa varje upptäckt steg och gångcykel till en tryckmatta som gyllene standardreferens. I HealthKit slås dessa mätvärden samman i tidsperioder för giltig gång ovan jord. Av den anledningen är de mätvärden för rörlighet som beskrivs här inte tillgängliga för hela dagen (till exempel kommer de inte att finnas när användarna springer eller vandrar uppför en kulle, så som i figur 9) utan är i stället förfilterade för att tillhandahålla det mest exakta resultatet.



Figur 9: Schematisk tillgänglighet för HealthKit-mätvärden. Mätvärdena för rörlighet rapporteras i HealthKit under perioder av plan gång ovan jord, medan steg från en stegräknare rapporteras under alla aktiviteter då steg kan uppskattas på ett tillförlitligt sätt. Eftersom mätvärdena förfilteras till perioder då gångkvaliteten kan uppskattas på bästa sätt överensstämmer kanske inte mätvärdena med stegräknarens data.

Mätvärdena härleds från en biomekanisk gångmodell som är avhängig en exakt uppskattning av benlängd, vilken uppskattas utifrån användarens angivna längd. Användare bör ange sin längd i appen Health för iOS för att få de mest exakta uppskattningarna. I annat fall krävs ingen kalibrering. Dessutom kommer tillgången till mått till stor del att bero på användarnas interaktion med iPhone. Med tanke på behovet av en nära koppling av en enhet till en användares masscentrum kommer personer som bär iPhone på en plats som ger en bra signal (till exempel en ficka nära höften) få mer frekventa uppskattningar än användare som primärt bär iPhone på en annan plats (till exempel i handen eller i en ryggsäck eller handväska). För användare som har fått minst en gånguppskattning kommer i genomsnitt över 80 procent av dem att få minst fem uppskattningar av sina rörlighetsmätvärden per dag. Mätvärdena kommer inte att vara tillgängliga om användare har aktiverat rullstolsläge i appen Health för iOS.

Slutsatser

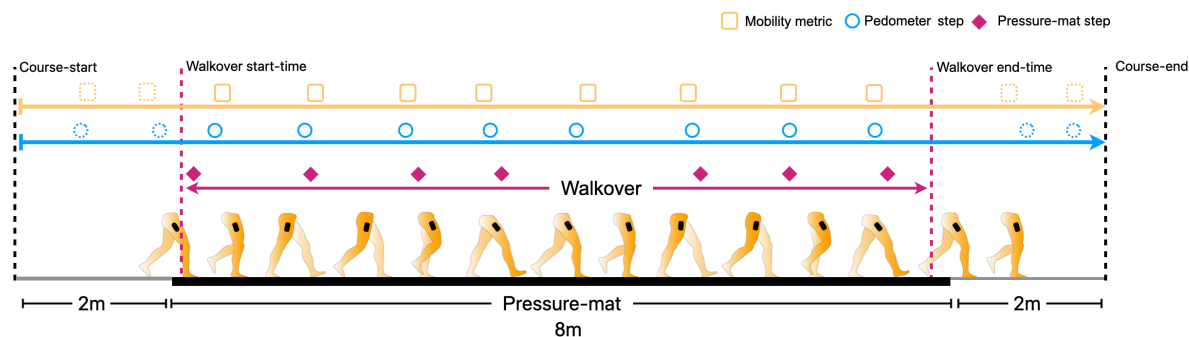
Mätvärden för rörlighet på iPhone gör det möjligt för användare att opportunistiskt och passivt bedöma sin funktionella rörlighet. Att spåra dessa mätvärden på ett långsgående och icke-påträngande sätt ger ett objektiva mått på rörlighet under hela dagen som kan förbättra specialiserade funktionella tester och kliniska frågeformulär. Dessa mätvärden ger användare, forskare och vårdpersonal ett nytt verktyg för att spåra och kvantifiera funktionell rörlighet.

Bilaga

Förståelse av data

Start- och sluttider för varje övergång definierades som tiden från den första hälisättningen i tryckmattan till den sista tåfrånskjutningen från tryckmattan. Tryckmattans referensvärden justerades exakt i linje med iPhones uppskattningar för stegräkning (se den blå linjen i figur 10) och mätvärden för rörlighet (se den orangefärgade linjen i figur 10) och direkta jämförelser gjordes för varje övergång.

Stegräkningar uppskattades för deltagarbesök som inrymde minst tre giltiga övergångar för de självvalda och långsamma uppgifterna och tio giltiga övergångar för 6MWT-uppgiften. Övergångar avvisades om deltagarna gick bort från den tryckkänsliga delen av mattan eller om fotkontakten inte registrerades korrekt (till exempel på grund av endast delvis fotisättning på den tryckkänsliga mattan).



Figur 10: Experimentell inställning för att jämföra tryckmattan med iPhone-mätvärden för rörlighet och stegräknare. Deltagare gick över en tryckmatta (åtta meter) som registrerar fotkontaktstid och förflyttning. För varje övergång användes antalet fotkontakter, fotkontaktstider och förflyttningar av fotkontakt för att avgöra tryckmattans stegräkning, gånghastighet, steglängd och stödttid då båda fötterna är i marken samtidigt. De första och sista registrerade tiderna för fotkontakt på tryckmattan avgjorde övergångens start- och sluttid (lila linje), som var exakt anpassade till iOS stegräknare och mätvärden för rörlighet.

Statistiska metoder

Kontinuerliga mätvärden

Tidssynkroniserade iPhone- och referensstegsräkningar slogs samman för varje gånguppgift och jämfördes med hjälp av Pearsons korrelationskoefficient (r^2).

För utvecklingen av mätvärdena Gånghastighet, Steglängd och Stötid då båda fötterna är i marken samtidigt samlades enhetsbesök från kohort A in och delades upp i datauppsättningar för utformning och validering där utformningsuppsättningen användes för att utveckla varje mätvärdes algoritm. Algoritmens prestanda för de tre mätvärdena avgjordes genom att jämföra deras uppskattningar med tryckmattans referensvärden. Mätvärdenas validitet bedömdes med hjälp av standardavvikelsen för absoluta fel mellan par av referens- och iPhone-uppskattningar. Mätvärdenas tillförlitlighet bedömdes med hjälp av Pearsons korrelationskoefficient (r^2) och interbedömar-intraklass korrelationskoefficient ($ICC_{(A,1)}$). Känsligheten bedömdes med hjälp av minimal detekterbar förändring⁴⁶ för varje enhetsbesök och fördelningen av percentiler rapporterades.

Klassificeringsmätvärden

För utvecklingen av Gångasymmetri samlades data in från enhetsbesök från både kohort A och kohort B. Varje uppsättning enhetsbesök användes för att beräkna det totala tidsmässiga symmetriförhållandet⁴⁷ och klassificera referensenhetsbesöken i gångfacken "symmetrisk", "mild asymmetri" och "svår asymmetri". För enhetsbesöken i varje fack beräknades medelvärdet och standardavvikelsen för iPhones gångasymmetri. En ROC-analys (receiver operating characteristic) användes sedan för att utvärdera förmågan hos iPhones gångasymmetri att framgångsrikt kategorisera deltagare som symmetriska eller asymmetriska fotgängare.

Definition av asymmetri

För varje deltagares enhetsbesök var symmetri som beräknades som ett övergripande tidsmässigt symmetriförhållande⁴⁷,

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

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

där $swing_{time}$ och $stance_{time}$ är gångens genomsnittliga förflyttning- och hållningstider på tryckmattan för vänster (SSR_{left}) och höger (SSR_{right}) sida. Definitionen av symmetri använder funktionerna $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ och $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ i täljaren respektive nämnaren för att ta bort sidighet från tolkningen. Deltagare med ett övergripande tidsmässigt symmetriförhållande mellan 1,0 och 1,1 ansågs ha symmetrisk gång, mellan 1,1 och 1,5 ansågs vara mild asymmetri och mer än 1,5 var svår asymmetri.⁴⁷ En sammanfattning av tryckmattans symmetriavgränsningar, inklusive antalet enhetsbesök för var och en av de tre typerna av asymmetri (symmetri, mild asymmetri och svår asymmetri) återfinns i tabell 7.

Referenser

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.