



# Måling af gangkvalitet via målinger af mobilitet på iPhone

Maj 2021

# Indhold

<b>Oversigt .....</b>	<b>3</b>
Introduktion .....	3
<b>Udvikling .....</b>	<b>4</b>
Studiedesign .....	4
Population .....	6
<b>Resultater .....</b>	<b>8</b>
Antal skridt .....	8
Ganghastighed .....	9
Skridtlængde .....	10
Dobbelt støttetid .....	11
Asymmetri ved gang .....	12
<b>Diskussion .....</b>	<b>13</b>
<b>Konklusioner .....</b>	<b>14</b>
<b>Bilag .....</b>	<b>14</b>
Datasundhed .....	14
Statiske metoder .....	15
Definition af asymmetri .....	15
<b>Kildehenvisninger .....</b>	<b>16</b>

# Oversigt

Ved hjælp af de indbyggede bevægelsessensorer i iPhone 8 og nyere kan iOS 14 lave mobilitetsmålinger, der er vigtige for din sundhed. Dette omfatter estimater af ganghastighed, skridtlængde, dobbelt støttetid og asymmetri ved gang,<sup>1,2</sup> – alle målene kan bruges til at fortælle noget om din gang og mobilitet. Formålet med dette dokument er at give en mere detaljeret forståelse af, hvordan disse mobilitetsmålinger estimeres på iPhone, herunder test og validering.

## Introduktion

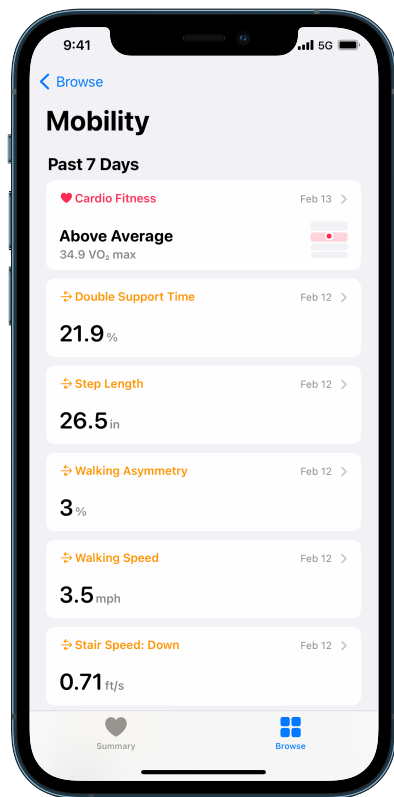
Gangen er en vigtig indikator for en persons skade<sup>3</sup>, handicap<sup>4</sup> og kort- og langsigtede sundhed.<sup>5,6</sup>

Gangmobilitet kan sige noget om evnen til at klare sig selv med alderen<sup>7</sup>, hvor mobiliteten bliver påvirket af en lang række helbredsforhold, herunder muskeldegeneration<sup>8</sup>, neurologisk sygdom<sup>9,10</sup> og kardiopulmonal kondition.<sup>11</sup> Sundhedspersonale bruger observation af gangen som en simpel metode til at måle en persons mobilitet.<sup>12,13</sup> Gang kræver en lang række komplekse komponenter, der skal koordineres på tværs af flere fysiologiske systemer, hvor en enkelt fejl i et af elementerne kan indikere udvikling af en sygdom eller øget risiko for skader.

Måling af gangeffektivitet bruges ofte til at vurdere en persons helbred<sup>14</sup>, registrere fremgang efter skader<sup>15</sup> og operation<sup>16</sup> eller overvåge ændringer i forhold til aldring.<sup>17</sup> Nogle almindelige målinger af gangeffektivitet er ganghastighed, skridtlængde, dobbelt støttetid og asymmetri ved gang.

- Ganghastigheden og dens ændring over tid er tæt forbundet med klinisk meningsfulde sundhedsresultater.<sup>4,18</sup> Den målte ganghastighed bruges ofte til at registrere fremskridt efter akutte helbredsscenerier, f.eks. udskiftning af led<sup>3</sup> og slagtilfælde<sup>19</sup>, og til overvågning af ændringer over tid i forbindelse med udvikling af Parkinsons sygdom<sup>10,20</sup> og aldring.<sup>21</sup>
- Skridtlængde er en markør for kompromitteret mobilitet for visse typer af neurologiske og muskuloskeletale lidelser<sup>14</sup> og er prædiktiv for fald og frygt for at falde.<sup>22</sup> Skridtlængden aftager med alderen, hvor ældre mennesker har kortere skridtlængde sammenlignet med unge.<sup>23,24</sup> Kortere skridtlængde er en vigtig faktor, når vi bliver ældre,<sup>25</sup> og tidlig forebyggelse med øvelser kan være en måde at bevare uafhængigheden på.<sup>26,27</sup>
- Dobbelt støttetid er den del af tiden under en gåtur, hvor begge fødder rører jorden. Den øges både i absolut tid og som procentdel af hver gangcyklus, hvis der har været skader<sup>16</sup> eller dysfunktion.<sup>28</sup> En stigning i dobbelt støttetid kan også skyldes en persons øgede frygt for at falde,<sup>22</sup> mens en lav dobbelt støttetid forbindes med forbedret gangstabilitet og lavere risiko for at falde.<sup>29</sup>
- Asymmetri ved gang opstår ved ensidige patologiske forhold eller skader, eller når en person støtter sig til det kontralaterale ben under gang. Øget asymmetri ved gang ses efter skader<sup>30</sup> eller neurodegenerering pga. aldring eller sygdom.<sup>20,31</sup> Nedgang i den bilaterale koordinering mellem de to ben har vist sig at være forbundet med øget risiko for at falde<sup>32,33</sup>, et dårligt operationsresultat<sup>30</sup> og kan være tegn på kommende ledskader.<sup>34,35</sup>

Mobilitetsmålinger, der udføres med iPhone 8 og senere, giver en passiv og ikke-påtrængende metode til måling af gangkvaliteten fra ung til fremskreden alder. I iOS 14 og nyere vises mobilitetsmålingerne i appen Sundhed under Mobilitet (se figur 1). Dette dokument beskriver udviklingen og valideringen af mobilitetsmålingerne på iPhone – ganghastighed, skridtlængde, dobbelt støttetid og asymmetri ved gang – og indeholder anbefalinger for brug.



Figur 1: Mobilitetsmålinger i appen Sundhed i iOS 14

## Udvikling

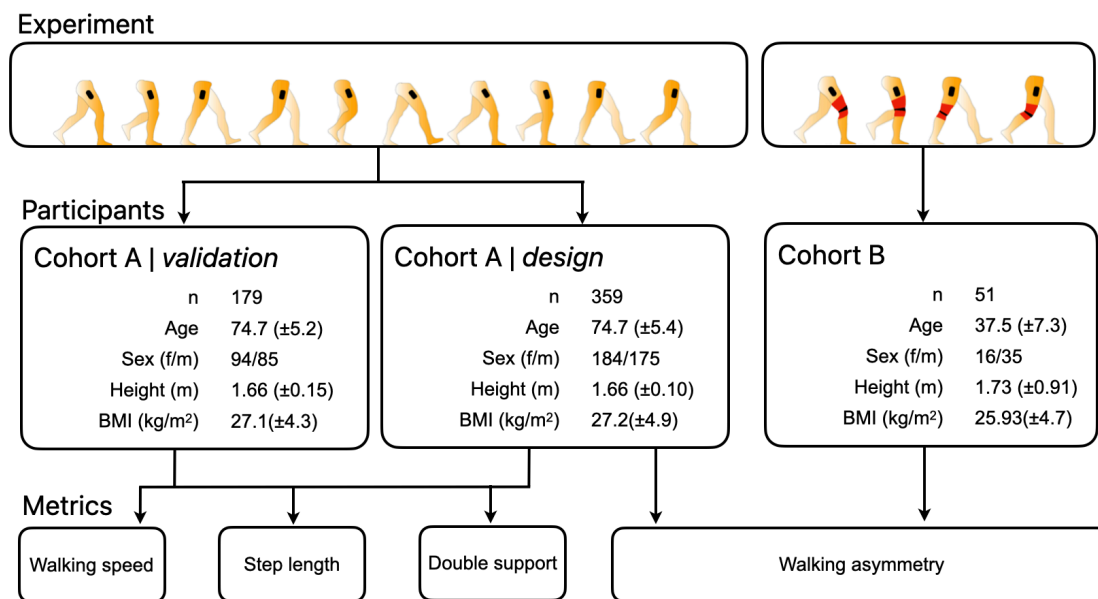
### Studiedesign

Dataindsamling til design og validering af mobilitetsmålingerne bestod af adskillige studier, der er godkendt af et etisk nævn. Alle deltagere deltog med besøg på laboratorium – op til to gange (med mindst otte ugers mellemrum) i løbet af et år – hvor de gennemførte en række gangopgaver ved hvert besøg.

Alle deltagere gennemførte overvågede gangopgaver på en instrumenteret trykmåtte (ProtoKinetics Zeno™ Walkway Gait Analysis System), mens de bar to iPhone-enheder – én på hver side af kroppen – på forskellige steder: På hoften (hofteklips), i en for- eller baglomme eller i en bæltetaske. Deltagerne blev bedt om at vælge, hvor de ville placere den ene af enhederne for bedst at udvise typisk brugeradfærd – på enten højre eller venstre side af kroppen – og kontrollanten placerede derefter den anden enhed på modsatte sted.

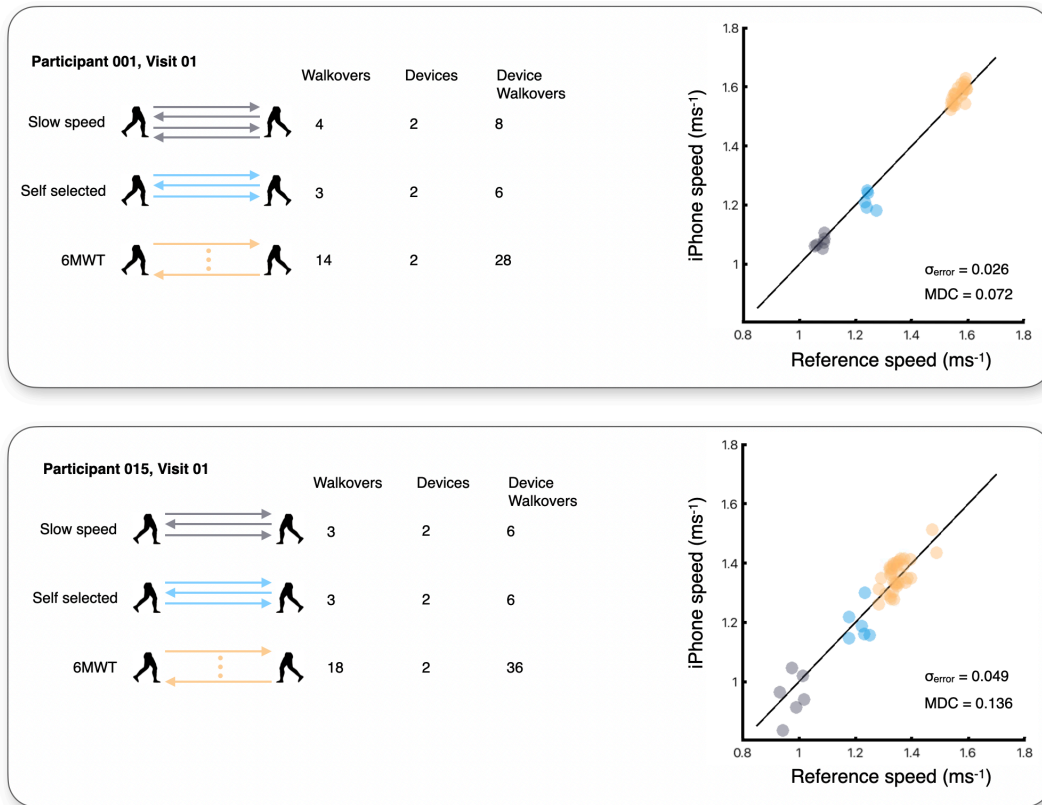
Hver gangtest blev udført på en lige strækning på 12 meter med en 8 meter lang trykmåtte placeret i midten. Trykmåtten – en instrumenteret enhed, der måler placeringen af hælnedslag, tåløft og timing meget nøjagtigt – blev brugt til at generere referenceværdier for deltagernes antal skridt, ganghastighed, skridtlængde, dobbelt støttetid og asymmetri ved gang. Se afsnittet "Datasundhed" i bilaget for at få flere oplysninger om den eksperimentelle opstilling.

For deltagere i kohorte A bestod opgaverne af fire gåture (defineret som en enkelt gåtur over trykmåtten) ved en instrueret selvvalgt hastighed, fire gåture ved instrueret lav hastighed og et variabelt antal gåture udført som test af gåafstand på seks minutter i højt tempo (6MWT), hvor deltagerne gik frem og tilbage på trykmåtten, så mange gange det var muligt inden for en periode på seks minutter.<sup>12</sup> Deltagerne i kohorte B blev bedt om at gennemføre adskillige gåture ved selvvalgt hastighed, langsom hastighed og meget langsom hastighed ("som om de restituerede efter en skade"). Deltagerne i denne kohorte blev udvalgt til at simulere asymmetri ved at have en almindelig knæbøjle på<sup>36</sup>; hvor bøjlen var låst for at begrænse bevægelse til 30° bøjning og 10° udstrækning. Kohortebeskrivelser og grupper fremgår af figur 2.



**Figur 2: Studiedesign og dataaggregering.** Deltagere fra kohorte A blev opdelt i en design- og valideringsgruppe til måling af ganghastighed, skridtlængde, dobbelt støttetid og gangasymmetri, antal skridt fra skridttæller blev valideret for alle i deltagere i kohorte A. Kohorte B bidrog til designet af målingen af gangasymmetri ved at gå med en enkelt-sided knæbøjle for at simulere asymmetrisk gang.

Resultaterne fra mobilitetsmålingerne blev vurderet ved direkte sammenligning mellem de opnåede værdier fra trykmåtten og iPhone-enhederne. Hver iPhone i undersøgelsen blev betragtet som en uafhængig observatør på grund af enhedens mange forskellige lokaliteter under gåturene. En måling fra en iPhone under én gangopgave ved et deltagerbesøg kaldes et enhedsbesøg. En deltager, der bar to enheder under et besøg, bidrog således med to enhedsbesøg. Antal passager på trykmåtten ganget med enhedsbesøg giver antal gåture i alt (se figur 3). De statistiske metoder til vurdering af målingerne beskrives i detaljer i bilaget.



**Figur 3: Eksempel på dataindsamling og analyse.** Ovenfor er to eksempler på dataindsamlinger for kohorte A. Deltagerne blev instrueret i at have to enheder på sig, mens de gennemføre fire gåture på trykmatten ved langsom hastighed, fire gåture ved selvvalgt hastighed og så mange gåture som muligt i en 6MWT (test af gåafstand på seks minutter). Datasæt for hver lidelse blev kun inkluderet i analysen, hvis de indeholdt mindst tre gyldige gåture ved hver instrueret hastighed og mindst 10 gyldige gåture i forbindelse med 6MWT. Data på tværs af lidelser og enheder blev slået sammen for at beregne målingseffektiviteten via estimater såsom standardafvigelse for absolut fejl ( $\sigma_{\text{fej}}$ ) og mindste påviselige ændring.

## Population

Apple indsamlede data til design og validering af mobilitetsmålingerne på tværs af flere studier, der involverede to kohorter af deltagere. Studierne blev godkendt af et etisk nævn, og alle deltagere gav samtykke til indsamling og brug af deres data til dette formål. Kohorte A var en stor gruppe ældre mennesker, der enten bor i lokalsamfundet eller i egen seniorbolig (se tabel 1). Kohorte B var en gruppe yngre, raske voksne, der blev bedt om at gå med knæbøjle for at fremkalde asymmetri (se tabel 2).

**Tabel 1. Karakteristika for deltagere i kohorte A**

Unikke deltagere	Design (N = 359)	Validering (N = 179)
<b>Demografi og biometri</b>		
Alder	74,7 ( $\pm$ 5,4) [64, 92]	74,7 ( $\pm$ 5,3) [65, 95]
Køn (kvinde/mand)	184/175	93/86
Højde (meter)	1,66 ( $\pm$ 0,10) [1,43, 1,95]	1,66 ( $\pm$ 0,95) [1,44, 1,88]
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26,6 ( $\pm$ 4,4) [17,4, 43,8]	26,9 ( $\pm$ 4,1) [17,9, 39,3]
Forekomst af muskuloskeletale lidelser	292 (81 %)	142 (80 %)
Forekomst af kardiovaskulære lidelser*	259 (72 %)	124 (69 %)
Forekomst af neurologiske lidelser	54 (15 %)	27 (15 %)
Hjælpe midler	13 (5 %)	<10 (<5 %)
<b>Muskuloskeletale lidelser – antal (%)</b>		
Amputation	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Gigt	94 (26 %)	40 (22 %)
Balanceforstyrrelse	64 (18 %)	34 (19 %)
Degenerativ disksygdom	27 (8 %)	11 (6 %)
Problemer med hoved eller nakke	41 (11 %)	20 (11 %)
Slidgigt	177 (49 %)	88 (49 %)
Leddegigt	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Beskadiget diskus eller diskusprolaps	23 (6 %)	18 (10 %)
Ledprotese	58 (16 %)	29 (16 %)
Andet	157 (44 %)	75 (42 %)

\*Hypertension, hjerteanfald, hjertesvigt, koronararteriesygdom, slagtilfælde, hyperlipidæmi, PAD, arytmi.

**Tabel 2. Karakteristika for deltagere i kohorte B**

Design (N = 51)	
<b>Demografi og biometri</b>	
Alder	37,5 ( $\pm$ 7,3) [26, 55]
Køn (kvinde/mand)	16/35
Højde (meter)	1,73 ( $\pm$ 0,91) [1,55, 1,89]
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	25,9 ( $\pm$ 4,7) [18,3, 42,7]

# Resultater

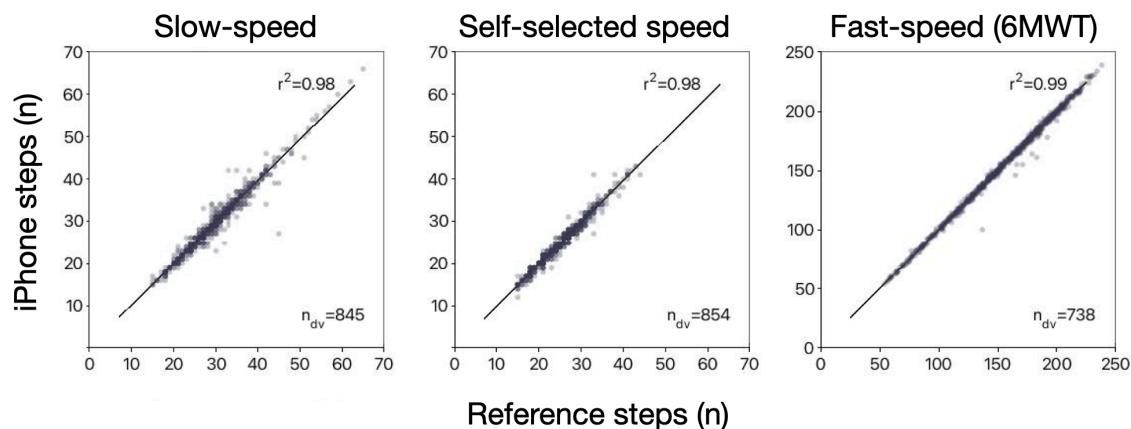
De samlede resultater for deltagerne i kohorte A fremgår af tabel 3; resultaterne er slået sammen på tværs af design- og valideringsdatasæt.

**Tabel 3. Kohorte A, trykmåttens gennemsnitlige referenceværdier, standardafvigelser og afstande**

	Langsom hastighed	Selvvalgt hastighed	Hurtig hastighed (6MWT)
	middel ±SD (afstand)	middel ±SD (afstand)	middel ±SD (afstand)
Enhedsbesøg	845	854	738
Gåture	3146	3175	16625
Kadence (skridt · minut <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)
Ganghastighed (meter · sekund <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)
Skridtlængde (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)
Dobbelt støttetid (%)	31,37 ±3,69 (19,56-47,08)	28,38 ±3,34 (18,13-39,71)	27,00 ±3,40 (16,03-43,36)
Overordnet temporal asymmetri (uden enhed)	1,07 ±0,04 (1,00-1,45)	1,06 ±0,03 (1,00-1,35)	1,06 ±0,03 (1,00-1,75)

## Antal skridt

En skridttæller giver en objektiv måling af antal skridt, som en bruger tager med enheden på. Skridt fra Apple Watch og iPhone lægges sammen på en smart måde for at give et nøjagtigt estimat af brugerens daglige adfærd; enhedskilden til registrering af skridt kan identificeres i HealthKit. I figur 4 blev data fra enhedsbesøg fra kohorte A brugt i analysen til at etablere validiteten af iPhone-enheds antal skridt.

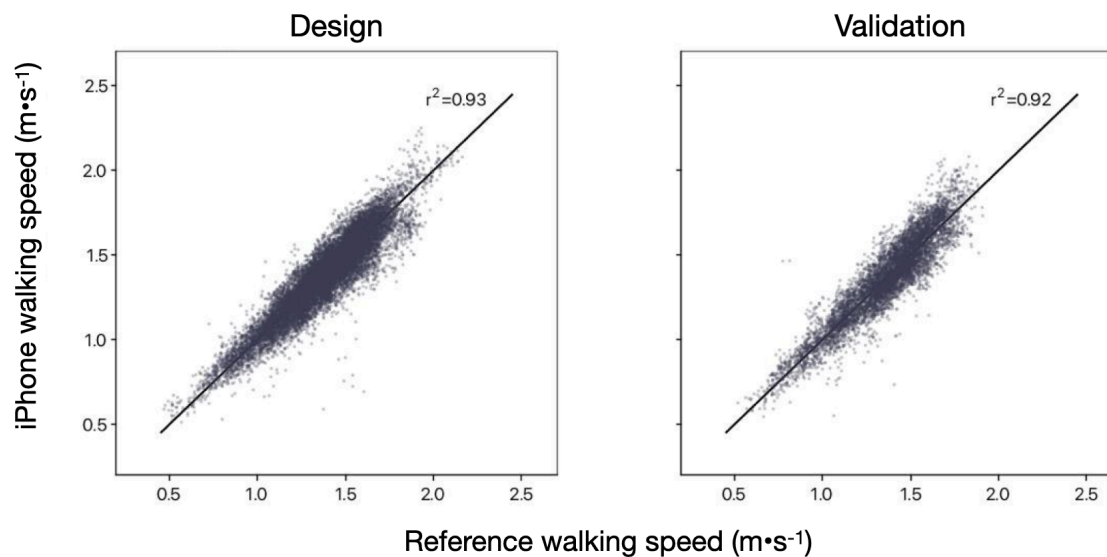


**Figur 4: Effektivitet af antal skridt med skridttæller i iPhone.** Disse diagrammer viser sammenhængen mellem samlede skridt, der blev registreret fra trykmåttens reference og iPhone-enheds antal skridt under gangopgaver ved lav hastighed (venstre diagram), selvvalgt hastighed (midterste diagram) og 6MWT (højre diagram). Pearsons korrelationskoefficient for antal skridt ved selvvalgt hastighed ( $1,30 \pm 0,18$  meter · sekund<sup>-1</sup>), lav hastighed ( $1,04 \pm 0,18$  meter · sekund<sup>-1</sup>) og 6MWT ( $1,46 \pm 0,18$  meter · sekund<sup>-1</sup>), hvor alle var over 0,96. Bemærk, at skridtværdier ved selvvalgt og langsom hastighed er samlet fra 3 eller 4 gåture, og skridtværdier fra 6MWT er samlet fra mindst 10 gåture.



## Ganghastighed

Målingen af ganghastighed er et estimat af, hvor hurtigt brugerne går på et plant underlag. Den er baseret på en model af brugerens tyngdepunkt, derfor er målingen mest nøjagtig, når iPhone-enheden er tæt på kroppen (f.eks. i en lomme eller i en bæltetaske). Desuden skal brugeren have angivet en opdateret højde i appen Sundhed til iOS.



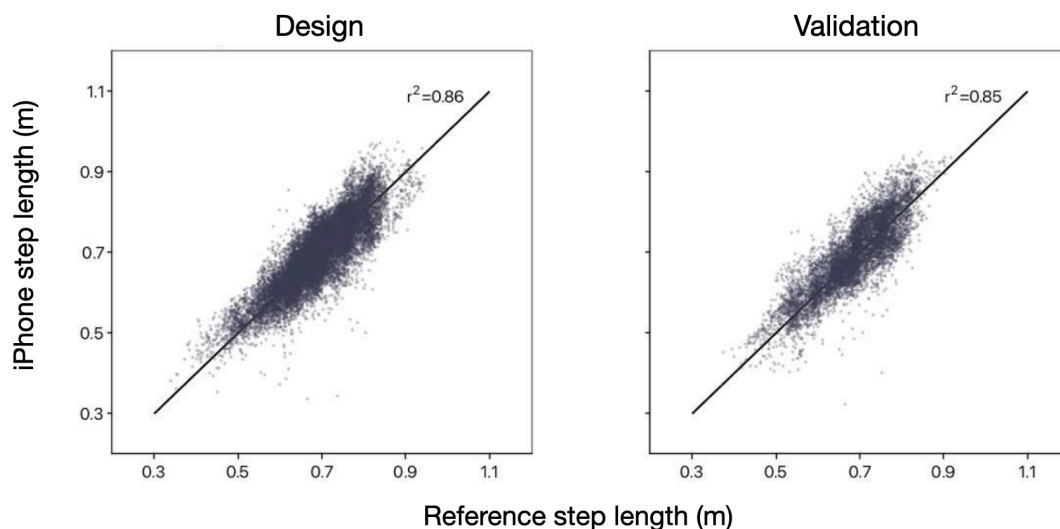
**Figur 5: Effektivitet af ganghastighed på iPhone.** Dette viser algoritmens effektivitet for designsættet (venstre diagram) og det valideringssæt (højre diagram), der anvendes i udviklingen af målingen af ganghastighed.

**Tabel 4. Effektivitet ved ganghastighed** (blandede iPhone-placeringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
<i>N</i>	Deltagerbesøg (unikke deltagere)	528 (359)	250 (179)
Gåture	Antal gåture på trykmåtte brugt til sammenligning	15 487	7 440
Validitet	Standardafvigelse for absolutte fejl ( $\sigma_{\text{fejl}}$ meter · sekund <sup>-1</sup> )	0,09	0,15
Pålidelighed	Sammenligning af trykmåttreferance og estimat for ganghastighed på iPhone ( $ICC_{(A,1)}$ )	0,93	0,92
Følsomhed	Mindste påviselige ændring (meter · sekund <sup>-1</sup> )		
	10. percentil (mest følsom)	0,07	0,08
	50. percentil	0,13	0,14
	90. percentil (mindst følsom)	0,22	0,23

## Skridtlængde

Den nye skridtlængdemåling er et estimat af afstanden mellem, hvor den ene fod rører underlaget, og hvor den anden fod rører underlaget, mens brugeren går. Denne måling er udledt af en model af brugerens højde, skridtkadence og hastighedsestimater, mens brugerne går på et jævnt underlag.



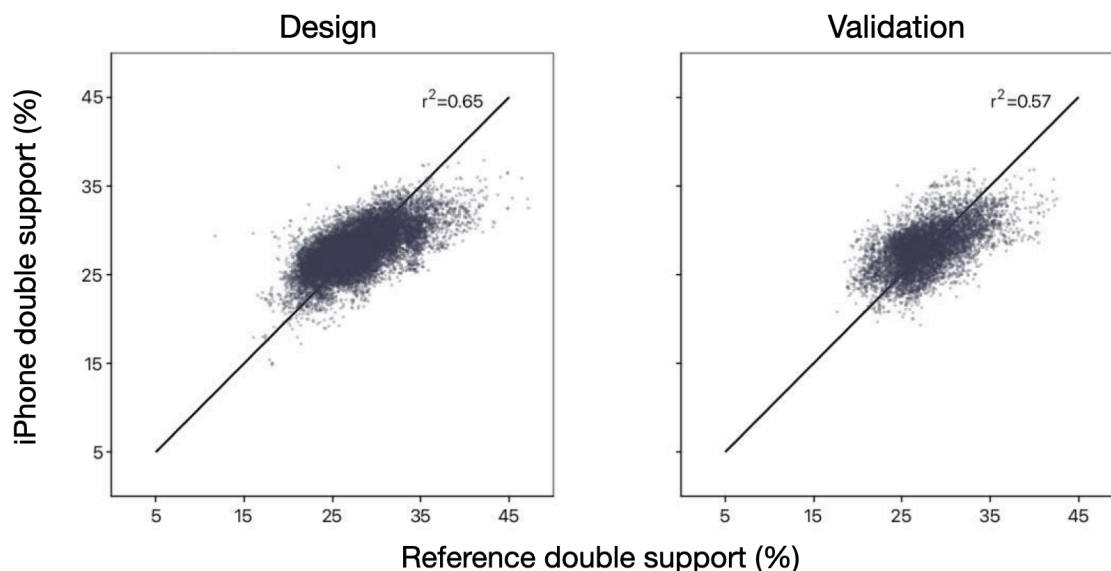
**Figur 6: Effektivitet af skridtlængde på iPhone.** Dette viser algoritmens effektivitet for designsættet (venstre diagram) og det valideringssæt (højre diagram), der anvendes i udviklingen af målingen af skridtlængde.

**Tabel 5. Effektivitet ved skridtlængde** (blandede iPhone-placeringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
<b>N</b>	Deltagerbesøg (unikke deltagere)	528 (359)	250 (179)
<b>Gåture</b>	Antal gåture på trykmåtte brugt til sammenligning	15 487	7 440
<b>Validitet</b>	Standardafvigelse for absolutte fejl ( $\sigma_{\text{fej}} \text{ meter}$ )	0,05	0,05
<b>Pålidelighed</b>	Sammenligning af trykmåttreferencen og estimat for skridtlængde på iPhone ( $ICC_{(A,1)}$ )	0,85	0,84
<b>Følsomhed</b>	Mindst påviselige ændring (meter)		
	10. percentil (mest følsom)	0,04	0,04
	50. percentil	0,09	0,07
	90. percentil (mindst følsom)	0,14	0,12

## Dobbelt støttetid

Målingen af dobbelt støttetid er en måling i procent af den tid under en gåtur – fra hælnedslag med den ene fod til hælnedslag med den anden fod – hvor en person har begge fødder på jorden (dobbelt støtte). Målingen kan variere fra værdier på 0 % (f.eks. under løb, hvor der sættes af fra foden uden overlap med begge fødder på jorden) til 100 % (f.eks. hvor en person står stille eller tripper, mens begge fødder hele tiden er i kontakt med underlaget). Typisk gangadfærd ligger mellem 20 og 40 %, hvor de lave værdier indikerer bedre balance.



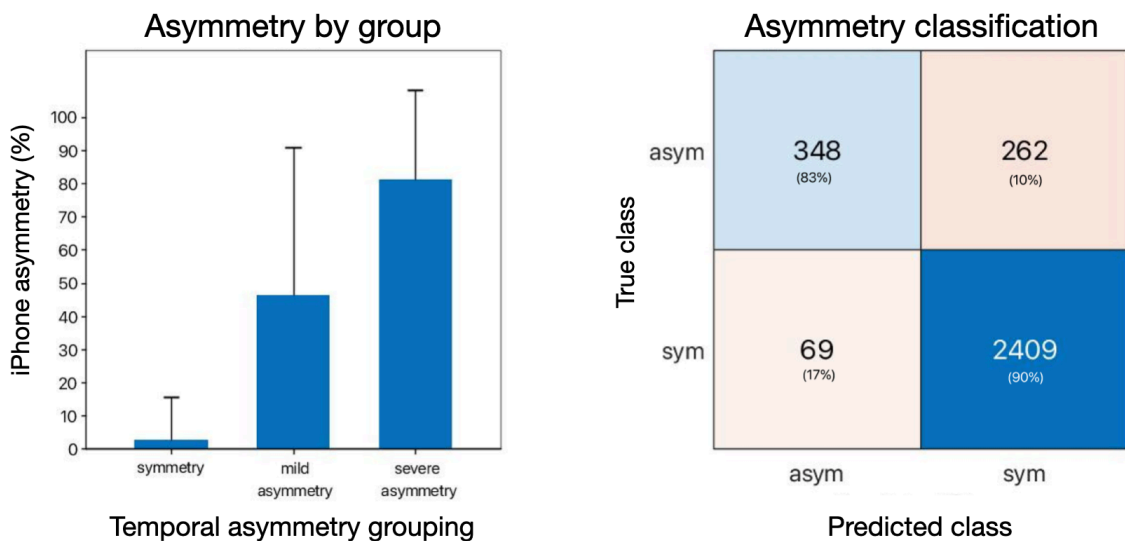
**Figur 7: Effektivitet af dobbelt støttetid på iPhone.** Dette viser algoritmens effektivitet for designsættet (venstre diagram) og det valideringssæt (højre diagram), der anvendes i udviklingen af målingen af dobbelt støttetid.

**Tabel 6. Effektivitet ved dobbelt støttetid** (blandede iPhone-placeringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
<b>N</b>	Deltagerbesøg (unikke deltagere)	528 (359)	250 (179)
<b>Gåture</b>	Antal gåture på trykmåtte brugt til sammenligning	15 487	7 440
<b>Validitet</b>	Standardafvigelse for absolutte fejl ( $\sigma_{\text{fejl}}$ %)	2,91	2,95
<b>Pålidelighed</b>	Sammenligning af trykmåtterefERENCE og estimat for dobbelt støttetid på iPhone ( $ICC_{(A,1)}$ )	0,59	0,53
<b>Følsomhed</b>	Mindste påviselige ændring (%)		
	10. percentil (mest følsom)	2,06	2,12
	50. percentil	3,17	3,18
	90. percentil (mindst følsom)	5,06	4,51

## Asymmetri ved gang

Målingen af asymmetri ved gang giver et estimat af den procentdel af tid, hvor der registreres asymmetriske skridt under en gåtur. Målingen klassificerer ikke graden af asymmetri, men angiver den procentdel af tiden, hvor der registreres asymmetri. Målingen kan spænde fra 0 % (hvor alle skridt inden for den observerede gåtur estimeres at være symmetriske) til 100 % (der angiver, at alle observerede skridt er asymmetriske).



**Figur 8: Asymmetri ved gang på iPhone.** Det venstre diagram viser middel- og standardafvigelsen i estimer af asymmetri målt på iPhone, hvor referenceværdierne klassificerede enhedsbesøg inden for symmetri, mild asymmetri eller kraftig asymmetri. Det højre digram viser konfusionsmatricen for den asymmetriske klassifikation, hvor iPhone-asymmetri på 35 % viste en positiv forudsigelsesrate på 84,2 % (348 ægte positive ud af 417 asymmetriklassificerede enhedsbesøg) og en falsk negativrate på 2,78 % (69 falske positive ud af 2671 symmetriklassificerede enhedsbesøg).

**Tablet 7. Asymmetriklassifikation ud fra værdier for overordnet temporal symmetri**

	Asymmetri		
	Symmetri	Mild asymmetri	Kraftig asymmetri
Overordnet temporal symmetri	1,0-1,1	1,1-1,5	>1,5
Deltagere	392	125	21
Enhedsbesøg (antal)	2478	516	94

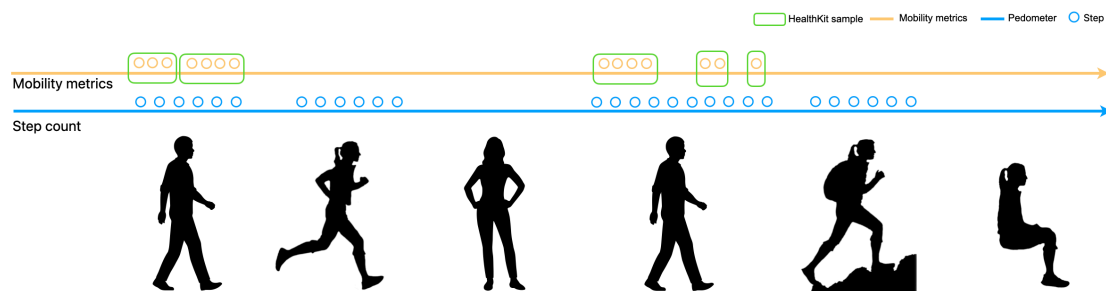
# Diskussion

De mobilitetsmålinger, der beskrives i dette dokument, giver forbrugere, forskere og sundhedsudbydere en mekanisme til at vurdere mobilitet i dagligdagen uden for klinikken. Tidligere fortalere for gangvurdering fokuserede på cost-benefit-analyser, og det begrænsede den anbefalede brug af ganganalyse til visse lidelser på baggrund af omkostninger og testtilgængelighed<sup>37</sup>; tilgængeligheden af disse målinger, på en vidt udbredt forbrugerplatform som iPhone, kan øge omfanget af anbefalede anvendelser. Andre undersøgelser har tidligere dokumenteret anvendeligheden af inertisensorer, som dem, der findes i bærbare enheder, til at forbedre kliniske undersøgelser ved at give adgang til objektive målinger af svækkelse, overvågning af sygdomsudvikling og evaluering af behandlingsrespons.<sup>38</sup>

Tilgængeligheden og anvendeligheden af disse målinger i kliniske eller forskningsmæssige situationer kan give indsigt i klinisk pålidelige og meningsfulde tærskler og tillade større anvendelse af kendte tærskler. For eksempel forbindes et fald i ganghastigheden på 10 cm/sek. inden for et år med en øget risiko for fald hos den ældre population.<sup>39</sup> Kortsigtede ændringer i ganghastigheden hos ældre mennesker med hjertesvigt har vist sig at være prognostiske for langsigtede resultater.<sup>40</sup> Og ganghastighed, skridtlængde og dobbelt støttetid er blevet brugt til objektiv måling af behandlingsmedierede forbedringer i gang for personer med multipel sklerose.<sup>41</sup> Der findes andre anvendelser og sandsynligvis flere i vente, da forskningen muligvis har manglet disse datatyper før i tiden.

Udviklingen og valideringen af mobilitetsmålingerne er begrænset på flere måder. Først og fremmest på grund af mangel på personer med asymmetrisk gang; asymmetrisk gang blev fremprovokeret med en knæbøjle i kohorte B-studiet. Selvom metoden har vist sig pålidelig til at fremkalde asymmetrisk gang<sup>36</sup>, kan mekanikken i denne type asymmetrisk gang afvige væsentligt fra asymmetri, der f.eks. skyldes neurodegenerativ sygdom<sup>42</sup> eller proteser.<sup>43</sup> Dertil kommer, at studiepopulationen ikke omfattede alle voksenaldrer, og at den var begrænset til personer med bopæl i Santa Clara Valley, Californien, USA. Selvom gangkapacitet kan variere på tværs af kategorier, såsom køn eller etnicitet,<sup>44</sup> er det almindeligt accepteret, at bipedal pendulær gang ikke varierer væsentligt i voksenalderen, medmindre gangen bliver væsentligt svækket.<sup>45</sup> Derfor er de her beskrevne målinger nøjagtige til sporing af normal gang i løbet af en levetid, men de skal valideres yderligere for mere specifikke populationer.

I dette dokument beskriver vi effektiviteten af mobilitetsmålinger på iPhone ved at sammenligne hvert registreret skridt og hver gangcyklus med en reference i form af en standardtrykmåtte. I HealthKit bliver disse målinger samlet i tidsperioder med valideret gang. Af samme årsag er mobilitetsmålingerne, der beskrives her, ikke tilgængelige hele dagen (de er f.eks. ikke tilgængelige, når brugeren løber eller vandrer opad, som vist i figur 9), men bliver i stedet forfiltreret for at give det mest nøjagtige resultat.



**Figur 9: Skema over tilgængelig HealthKit-måling.** Mobilitetsmålingerne rapporteres i HealthKit i løbet af perioder med gang på jævnt underlag, og skridt fra skridttælleren rapporteres under enhver aktivitet, hvor skridt kan estimeres pålideligt. Fordi målingerne forfiltreres til perioder, hvor gangkvaliteten estimeres bedst, overlapper tilgængeligheden af målingerne muligvis ikke med antal skridt fra skridttælleren.

Målingerne stammer fra en biomekanisk gangmodel, der afhænger af et nøjagtigt estimat af benlængde, hvilket estimeres ud fra den højde, som brugeren har angivet. Brugere skal angive deres højde i appen Sundhed for at iOS modtager de mest nøjagtige estimater; ellers kræves der ingen kalibrering. Dertil kommer, at tilgængeligheden af målingerne i høj grad afhænger af brugernes interaktion med deres iPhone. Da der er brug for tæt forbindelse mellem enheden og brugerens tyngdepunkt, vil brugere, der bærer deres iPhone på et sted, som giver et godt signal (f.eks. i en lomme tæt på hoften), oftere modtage estimater, end brugere, der primært bærer deres iPhone andre steder på kroppen (f.eks. i hånden eller i en taske eller en pung). Over 80 % af de brugere, der har modtaget mindst ét estimat for en gåtur, modtager i gennemsnit mindst fem estimater af deres mobilitetsmålinger pr. dag. Målingerne er ikke tilgængelige, hvis brugerne har slået Kørestol til i appen Sundhed til iOS.

## Konklusioner

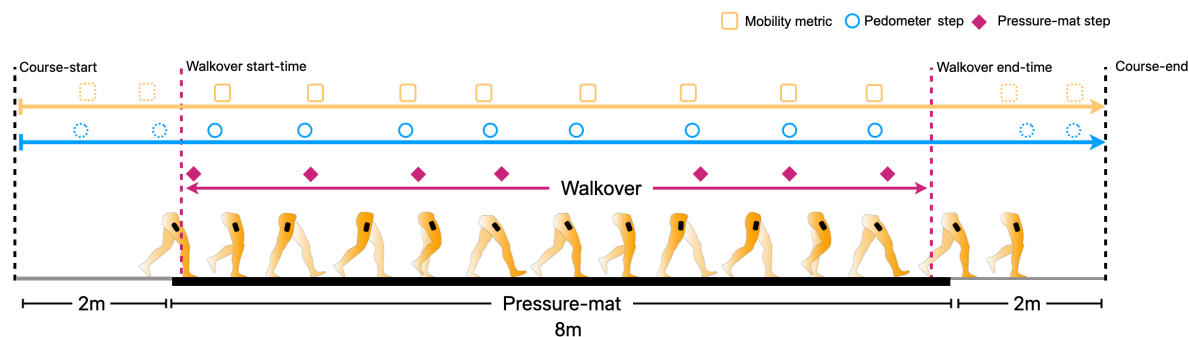
Mobilitetsmålinger på iPhone giver brugerne mulighed for opportunistisk og passivt at vurdere deres funktionelle mobilitet. Sporing af disse målinger i en langsgående undersøgelse på en ikke-påtrængende måde giver en objektiv måling af mobiliteten for hele dagen, der kan understøtte specialiserede funktionstests og kliniske spørgeskemaer. Målingerne giver brugere, forskere og sundhedsudbydere et nyt værktøj til sporing og kvantificering af funktionel mobilitet.

## Bilag

### Datasundhed

Start- og sluttider for hver gåtur blev defineret fra første hælnedslag på trykmåtten til sidste tåløft fra trykmåtten. Trykmåttens referenceværdier blev nøjagtigt tidsjusteret med iPhone-estimater for antal skridt (se den blå linje i figur 10) og mobilitetsmålinger (se den orange linje i figur 10), og der blev foretaget direkte sammenligninger efter hver gåtur.

Antal skridt blev estimeret for deltagerbesøg, der indeholdt mindst tre gyldige gåture ved selvvalgt og lav hastighed og 10 gyldige gåture i forbindelse med 6MWT-opgaven. Gåture blev afvist, hvis deltagerne gik uden for den trykfølsomme del af måtten, eller hvis der ikke blev registreret korrekt fodkontakt (f.eks. på grund af delvis fodplacering på den trykfølsomme måtte).



**Figur 10: Eksperimentel opstilling til sammenligning af trykmåtte med mobilitetsmålinger på iPhone og skridttæller.** Deltagerne gik over en trykmåtte (8 meter), der registrerede tid med fodkontakt og forskydning. For hver gåtur blev antallet af fodkontakter, tiden med fodkontakt og forskydning ved fodkontakt brugt til at bestemme trykmåttens antal skridt, ganghastighed, skridtlængde og dobbelt støttetid. De første og sidste registrerede fodkontakttider på trykmåtten bestemte gåturens start- og sluttid (lilla linje), der blev justeret nøjagtigt med skridttæller og mobilitetsmålinger i iOS.

## Statiske metoder

### Kontinuerlige målinger

Antal skridt tidssynkroniseret med iPhone og reference blev samlet for hver gangopgave og sammenlignet ved hjælp af Pearsons korrelationskoefficient ( $r^2$ ).

Til udvikling af målinger for ganghastighed, skridtlængde og dobbelt støttetid blev enhedsbesøg fra kohorte A opdelt i design- og valideringsdatasæt, hvor designsættet blev brugt til at udvikle hver målings algoritme. Algoritmens effektivitet for de tre målinger blev bestemt ved at sammenligne deres estimerer med trykmåttens referenceværdier. Målingsvaliditeten blev vurderet ved hjælp af standardafvigelsen for absolutte fejl mellem reference- og iPhone-estimerede par. Pålideligheden af målingen blev vurderet ved hjælp af Pearsons korrelationskoefficient ( $r^2$ ) og inter-rater intraklassekoefficient ( $ICC_{(A,1)}$ ). Følsomheden blev vurderet ved hjælp af mindste påviselige ændring<sup>46</sup> for hvert enhedsbesøg med rapportering af percentilfordelinger.

### Klassifikationsmålinger

Til udvikling af asymmetri ved gang blev der samlet data fra enhedsbesøg fra både kohorte A og B. Hvert sæt enhedsbesøg blev brugt til at beregne det overordnede temporale symmetriforhold<sup>47</sup> og klassificere referenceenhedsbesøg i gangkategorierne "symmetrisk", "mild asymmetri" og "kraftig asymmetri". For enhedsbesøgene i hver kategori blev der beregnet en middel- og standardafvigelse for asymmetri ved gang på iPhone. En ROC-analyse (Receiver Operating Characteristic) blev derefter brugt til at evaluere, om det lykkedes asymmetrifunktionen på iPhone at kategorisere deltagerne som symmetriske eller asymmetriske gængere.

### Definition af asymmetri

For hver deltagers enhedsbesøg blev symmetri beregnet som et overordnet temporalt symmetriforhold<sup>47</sup>:

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

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

Hvor  $swing_{time}$  og  $stance_{time}$  er de gennemsnitlige sving- og holdningstider for skridt på trykmåttens beregnet for højre ( $SSR_{right}$ ) og venstre ( $SSR_{left}$ ) side. Definitionen af symmetri bruger funktionerne  $max(SSR_{left}, SSR_{right})$  og  $min(SSR_{left}, SSR_{right})$  i henholdsvis tæller og nævner for at fjerne ensidighed fra tolkningen. Deltagere med et samlet temporalt symmetriforhold mellem 1,0 og 1,1 blev vurderet til symmetrisk gang, mellem 1,1 og 1,5 blev vurderet til mild asymmetri og over 1,5 blev vurderet til kraftig asymmetri.<sup>47</sup> Tabel 7 indeholder en opsummering af trykmåttens symmetriske skæringer, herunder antal enhedsbesøg for hver af de tre typer gangasymmetri (symmetri, mild asymmetri og kraftig asymmetri).

# Kildehenvisninger

<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/gerona/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, 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.
- <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.