



De wandelkwaliteit meten aan de hand van mobiliteitswaarden op iPhone

Mei 2021

Inhoud

Overzicht	3
Inleiding.....	3
Ontwikkeling	4
Studieopzet.....	4
Populatie.....	6
Resultaten	8
Aantal stappen	8
Wandelsnelheid.....	9
Staplengthe	10
Tijd dubbele steun	11
Asymmetrie	12
Discussie	13
Conclusies	14
Bijlage	14
Gegevenscontrole.....	14
Statistische methoden	15
Definitie van asymmetrie.....	16
Referentiebronnen	17

Overzicht

Met behulp van de bewegingssensoren die in iPhone 8 en nieuwer zijn ingebouwd, kan iOS 14 mobiliteitswaarden genereren die belangrijk zijn voor de gezondheid. Het gaat om schattingen van de wandelsnelheid, staplengte, tijd dubbele steun en asymmetrie^{1,2} waarmee iemands gang en mobiliteit kunnen worden gekarakteriseerd. In dit document wordt uiteengezet hoe de schatting van deze mobiliteitswaarden op de iPhone tot stand komt, waaronder ook de test- en validatieprocedures.

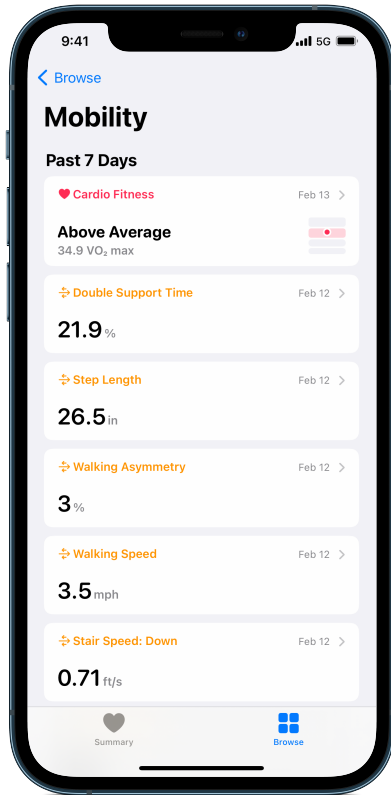
Inleiding

Het loopvermogen is een belangrijke indicator van letsel,³ beperkingen⁴ en de gezondheid op de korte en lange termijn.^{5,6} Aan de wandelmobiliteit kunnen we aflezen in hoeverre iemand zelfstandig ouder kan worden.⁷ Deze mobiliteit wordt door diverse gezondheidsfactoren bepaald, waaronder spierafbraak,⁸ neurologische aandoeningen,^{9,10} en de cardiopulmonale conditie.¹¹ Een eenvoudige manier waarmee zorgverleners iemands mobiliteit meten, is door te observeren hoe die persoon loopt.^{12,13} Lopen vereist een ingewikkeld samenspel van elementen in meerdere fysiologische stelsels. Als één van die elementen niet goed werkt, kan dit wijzen op een verslechterd ziektebeeld of een hoger letselrisico.

Het meten van de loopprestaties wordt vaak gebruikt om iemands gezondheidstoestand te beoordelen,¹⁴ het herstel na letsel¹⁵ of een operatie in de gaten te houden,¹⁶ of om verouderingsverschijnselen te monitoren.¹⁷ Veelgebruikte metingen van de loopprestaties zijn de wandelsnelheid, staplengte, tijd dubbele steun en asymmetrie.

- De wandelsnelheid en in hoeverre deze in de loop der tijd verandert, staat nauw in verband met klinisch relevante gezondheidswaarden.^{4,18} De gemeten wandelsnelheid wordt vaak gebruikt om het herstel na een acuut gezondheidsincident (zoals het plaatsen van een kunstgewricht³ of een beroerte)¹⁹ aan af te meten en om veranderingen in de loop der tijd te monitoren (zoals het verloop van de ziekte van Parkinson^{10,20} en ouderdomsverschijnselen).²¹
- De staplengte is een indicator van verminderde mobiliteit voor bepaalde typen neurologische en musculoskeletale aandoeningen¹⁴, en kan wijzen op een valrisico of valangst.²² De staplengte wordt kleiner naarmate iemand ouder wordt; oudere volwassenen hebben een kortere staplengte dan jongere mensen.^{23,24} De staplengte is een belangrijke maatstaf naarmate we ouder worden.²⁵ Door op tijd meer te bewegen, kunnen we wellicht langer zelfstandig blijven.^{26,27}
- Tijd dubbele steun geeft aan hoelang beide voeten tijdens het lopen gelijktijdig de vloer raken. Bij letsel¹⁶ of verminderde functionaliteit wordt deze tijd langer, zowel in absolute zin als procentueel gezien ten opzichte van de gangcyclus.²⁸ Een langere tijd dubbele steun is ook in verband gebracht met een grotere valangst²² terwijl kortere tijden dubbele steun worden gecorreleerd aan betere loopstabiliteit en lager valrisico.²⁹
- We spreken van asymmetrie wanneer sprake is van een unilaterale pathologie of unilateraal letsel, en het contralaterale ledemaat tijdens het lopen meer wordt belast. Asymmetrie wordt erger na letsel³⁰ of door neurodegeneratieve klachten vanwege ouderdom of ziekte.^{20,31} Van een verslechtering in de bilaterale coördinatie tussen de twee benen is aangetoond dat dit gekoppeld is aan een verhoogd valrisico^{32,33} en een slechte prognose na een operatie.³⁰ Bovendien duidt dit op een verhoogde kans op latere gewrichtsaandoeningen.^{34,35}

De meting van de mobiliteitswaarden op iPhone 8 en nieuwer vormt een passieve, niet-ingrijpende methode voor een meting van de wandelkwaliteit van jonge mensen tot hoogbejaarden. In de Gezondheid-app in iOS 14 en hoger zijn deze geschatte mobiliteitswaarden te vinden onder 'Mobiliteit' (figuur 1). In dit document worden de ontwikkeling en validatie van de mobiliteitswaarden (wandelsnelheid, staplengte, tijd dubbele steun en asymmetrie) op iPhone beschreven, inclusief aanbevelingen voor het gebruik daarvan.



Figuur 1: Mobiliteitswaarden in de Gezondheid-app in iOS 14

Ontwikkeling

Studieopzet

De gegevens voor het ontwerp en de validatie van de mobiliteitswaarden zijn verzameld door middel van diverse studies die door een ethische commissie zijn goedgekeurd. Alle deelnemers hebben in de loop van één jaar tot twee keer toe een bezoek aan een testruimte gebracht (met minimaal 8 weken tussen elk bezoek), waarbij ze een aantal wandeltaken hebben uitgevoerd.

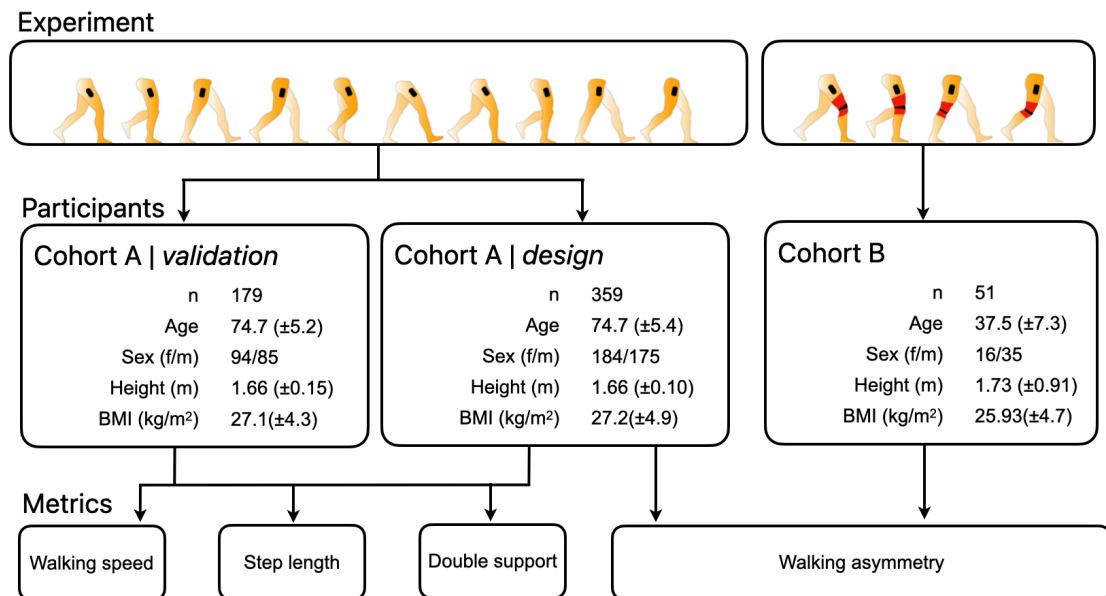
Alle deelnemers hebben onder begeleiding wandeltaken uitgevoerd door over een drukmat (het ProtoKinetics Zeno™ Walkway Gait Analysis System) te lopen. Ze droegen daarbij aan elke kant van het lichaam een iPhone op een van deze plaatsen: ter hoogte van de heup (met een heupklem), in een zak voor of achter, of in een heuptas. Van één device moesten de deelnemers aangeven op welke plaats het moest komen, te weten de plaats die het beste overeenkwam met de plaats waar hun eigen iPhone meestal zat. Voor het tweede device koos het testteam een contralaterale plaats.

Elke wandeltaak werd in een rechte lijn afgelegd op een traject van 12 meter met in het midden een drukmat van 8 meter. Deze drukmat meet heel nauwkeurig de landing van de hiel en de afzet van de tenen. Hiermee zijn de referentiewaarden gegenereerd voor het aantal stappen, de wandelsnelheid, staplengte,

tijd dubbele steun en asymmetrie van de deelnemers. Raadpleeg 'Gegevenscontrole' in de bijlage voor meer informatie over de opzet van de tests.

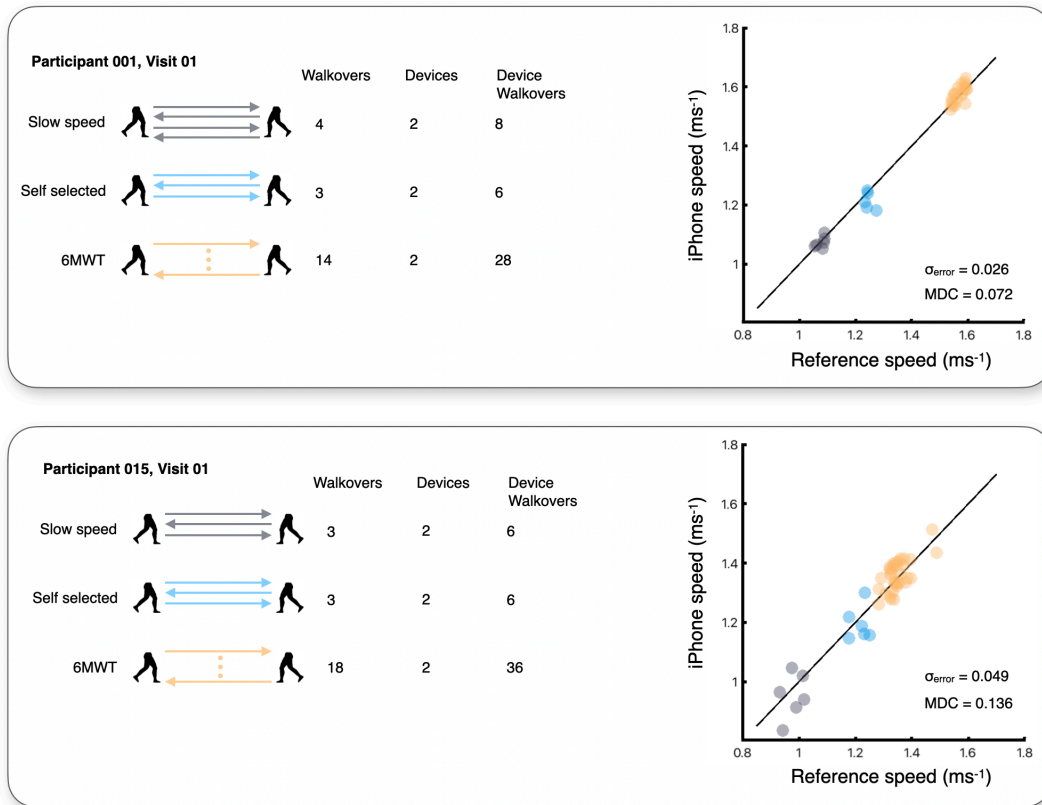
Voor de deelnemers in cohort A bestonden de taken uit: vier wandelcycli in een zelf gekozen tempo afleggen (een wandelcyclus is één keer over de drukmat lopen); vier wandelcycli in een laag tempo afleggen; en een variabel aantal wandelcycli in een snel tempo afleggen tijdens een 6-minutenwandelttest (6MWT) waarbij de deelnemers binnen zes minuten zo vaak mogelijk heen en weer moesten lopen over de drukmat.¹²

De deelnemers in cohort B moesten de wandelcyclus diverse keren afleggen in een zelf gekozen tempo, in een laag tempo en in een zeer laag tempo (alsof ze na letsel aan het revalideren waren). De deelnemers in deze cohort werden specifiek geselecteerd om asymmetrie te simuleren door een commerciële kniebrace te dragen.³⁶ De brace was zo aangelegd dat het been maximaal 30 graden kon worden gebogen en maximaal 10 graden kon worden gestrekt. Figuur 2 bevat een beschrijving van de cohorten en de groepsverdeling.



Figuur 2: Studieopzet en gegevensaggregatie. De deelnemers in cohort A werden opgesplitst in een ontwerp- en een validatiegroep voor de meetwaarden wandelsnelheid, staplengte, dubbele steun en asymmetrie. De stappen van de stappenteller werden van alle deelnemers in cohort A gevalideerd. De deelnemers in cohort B hebben aan het ontwerp van de meetwaarde asymmetrie bijgedragen door met een kniebrace aan één been een asymmetrische gang te simuleren.

De prestaties van de mobiliteitswaarden werden getoetst door de afgeleide waarden van de drukmat en de iPhones direct met elkaar te vergelijken. Elke iPhone die bij de studie werd gebruikt, werd als een onafhankelijke waarnemer beschouwd vanwege de uiteenlopende plaatsen waar het device zich onder het lopen bevond. Een meting van één iPhone die tijdens een bezoek per deelnemer en wandeltaak werd gebruikt, wordt aangeduid als een devicebezoek. Voorbeeld: een deelnemer die tijdens een bezoek twee devices droeg, staat voor twee devicebezoeken. Het aantal afgelegde rechte stukken op de drukmat vermenigvuldigd met het aantal devicebezoeken, resulteerde in het aantal wandelcycli (zie figuur 3). De statistische methoden voor het toetsen van de prestaties van de mobiliteitswaarden worden in de bijlage uitgebreid beschreven.



Figuur 3: Voorbeeld van verzameling en analyse van gegevens. Hierboven staan twee voorbeelden van de verzameling van gegevens voor cohort A. De deelnemers moesten 4 wandelcycli op de drukmat voltooiën in een laag tempo, 4 wandelcycli in een zelfgekozen snelheid plus zoveel mogelijk wandelcycli voor de 6MWT. Daarbij droegen ze twee devices. De gegevenssets voor elk scenario werden alleen in de analyse meegenomen als ze minimaal 3 valide wandelcycli bij elk gevraagd tempo bevatten plus minimaal 10 valide wandelcycli voor de 6MWT. De gegevens van alle scenario's en devices werden samengevoegd om de prestaties van de meetwaarden door schattingen te berekenen, zoals de standaard absolute foutafwijking (σ_{error}) en de MDC (Minimal Detectable Change).

Populatie

Apple heeft door middel van meerdere studies onder twee cohorten deelnemers gegevens verzameld voor het ontwerp en de validatie van mobiliteitswaarden. Deze studies zijn door een ethische commissie goedgekeurd. Alle deelnemers hebben ons toestemming gegeven om hun gegevens voor dit doel te verzamelen en te gebruiken. Cohort A was een grote groep met oudere volwassenen die in de gemeenschap of zelfstandig wonen (zie tabel 1). Cohort B was een groep jongere volwassenen in goede gezondheid die een kniebrace moesten dragen om asymmetrie na te bootsen (tabel 2).

Tabel 1. Kenmerken deelnemers in cohort A

Unieke deelnemers	Ontwerp (N = 359)	Validatie (N = 179)
Demografische en biometrische gegevens		
Leeftijd	74,7 (\pm 5,4) [64, 92]	74,7 (\pm 5,3) [65, 95]
Geslacht (vrouw/man)	184/175	93/86
Lengte (meter)	1,66 (\pm 0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (\pm 0,95) [1,44, 1,88]
BMI (kg/m ²)	26,6 (\pm 4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (\pm 4,1) [17,9, 39,3]
Prevalentie van musculoskeletale aandoeningen	292 (81%)	142 (80%)
Prevalentie van cardiovasculaire aandoeningen*	259 (72%)	124 (69%)
Prevalentie van neurologische aandoeningen	54 (15%)	27 (15%)
Hulpmiddelen	13 (5%)	< 10 (< 5%)
Musculoskeletale aandoeningen – aantal (%)		
Amputatie	< 10 (< 5%)	< 10 (< 5%)
Artritis	94 (26%)	40 (22%)
Evenwichtsstoornis	64 (18%)	34 (19%)
Discusdegeneratie	27 (8%)	11 (6%)
Hoofd-/neklachten	41 (11%)	20 (11%)
Osteoartritis	177 (49%)	88 (49%)
Reumatoïde artritis	< 10 (< 5%)	< 10 (< 5%)
Hernia	23 (6%)	18 (10%)
Kunstgewricht	58 (16%)	29 (16%)
Iets anders	157 (44%)	75 (42%)

*Hoge bloeddruk, hartaanval, hartfalen, aandoening aan de kransslagaders, beroerte, hyperlipidemie, perifere arteriële aandoening, hartritmestoornis.

Tabel 2. Kenmerken deelnemers in cohort B

Ontwerp (N = 51)	
Demografische en biometrische gegevens	
Leeftijd	37,5 (\pm 7,3) [26, 55]
Geslacht (vrouw/man)	16/35
Lengte (meter)	1,73 (\pm 0,91) [1,55, 1,89]
BMI (kg/m ²)	25,9 (\pm 4,7) [18,3, 42,7]

Resultaten

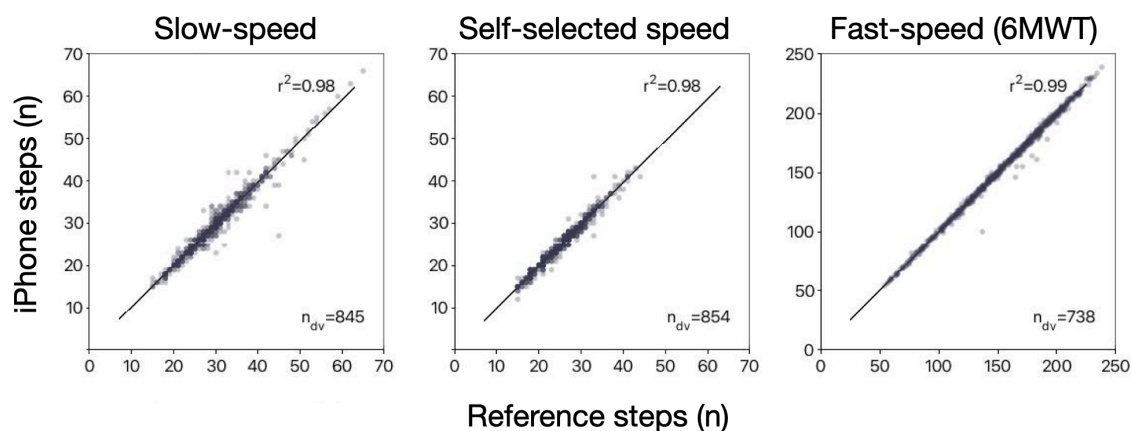
De geaggregeerde resultaten voor de deelnemers in cohort A staan in tabel 3; de resultaten van de ontwerp- en validatiegegevenssets zijn samengevoegd.

Tabel 3. Gemiddelde, standaardafwijking en bereik referentiewaarden drukmat cohort A

	Laag tempo	Zelf gekozen tempo	Snel tempo (6MWT)
	gem. ± st. afw. (bereik)	gem. ± st. afw. (bereik)	gem. ± st. afw. (bereik)
Devicebezoeken	845	854	738
Wandelcycli	3146	3175	16625
Cadans (stappen · min ⁻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)
Wandelsnelheid (meter · seconde ⁻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)
Staplengte (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)
Tijd dubbele steun (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Algehele temporele asymmetrie (geen eenheid)	1,07 ± 0,04 (1,00–1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,75)

Aantal stappen

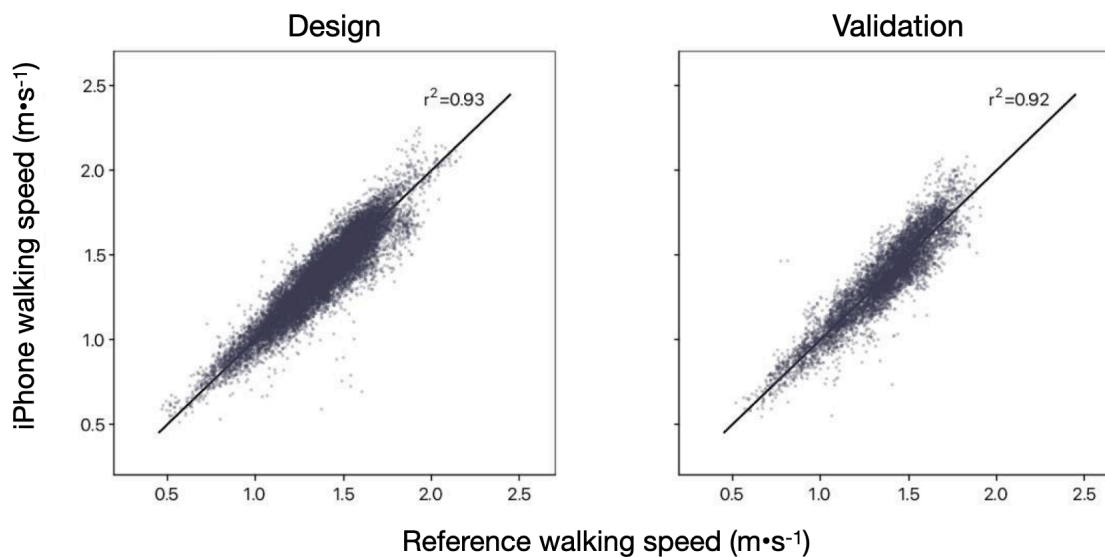
Het aantal stappen van de stappenteller is een objectieve meting van het aantal stappen dat een gebruiker zet terwijl hij het device draagt. De aantallen stappen die Apple Watch en iPhone tellen, worden slim samengevoegd tot een nauwkeurige schatting van het dagelijkse gedrag van de gebruiker. Op welk device de stappen zijn geteld, kan in HealthKit worden nagegaan. In figuur 4 zijn devicebezoekgegevens van cohort A geanalyseerd om de validiteit van het aantal stappen op iPhone te verifiëren.



Figuur 4: Prestaties van de stappenteller op iPhone. In deze diagrammen wordt de correlatie getoond tussen de geaggregeerde op de drukmat geregistreeerde stappen (referentiewaarden) en het aantal getelde stappen op iPhone tijdens wandeltaken in een laag tempo (links), in een zelf gekozen tempo (midden) en voor de 6MWT (rechts). De correlatiecoëfficiënt van Pearson voor het aantal stappen in een zelf gekozen tempo ($1,30 \pm 0,18 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), in een laag tempo ($1,04 \pm 0,18 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) en voor de 6MWT ($1,46 \pm 0,18 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) waren allemaal boven de 0,96. De stapwaarden voor het zelf gekozen tempo en het lage tempo zijn van 3 of 4 wandelcycli geaggregeerd en de stapwaarden voor de 6MWT zijn van minimaal 10 wandelcycli geaggregeerd.

Wandelsnelheid

De wandelsnelheid als meetwaarde is een schatting van de snelheid waarmee een gebruiker over een vlakke ondergrond loopt. Deze waarde wordt afgeleid van een model van het massamiddelpunt van de gebruiker en is dan ook het nauwkeurigst als iPhone dicht op het lichaam wordt gedragen (zoals in een zak of bevestigd aan een riem). Bovendien moet de juiste lengte in de Gezondheid-app voor iOS ingevoerd zijn.



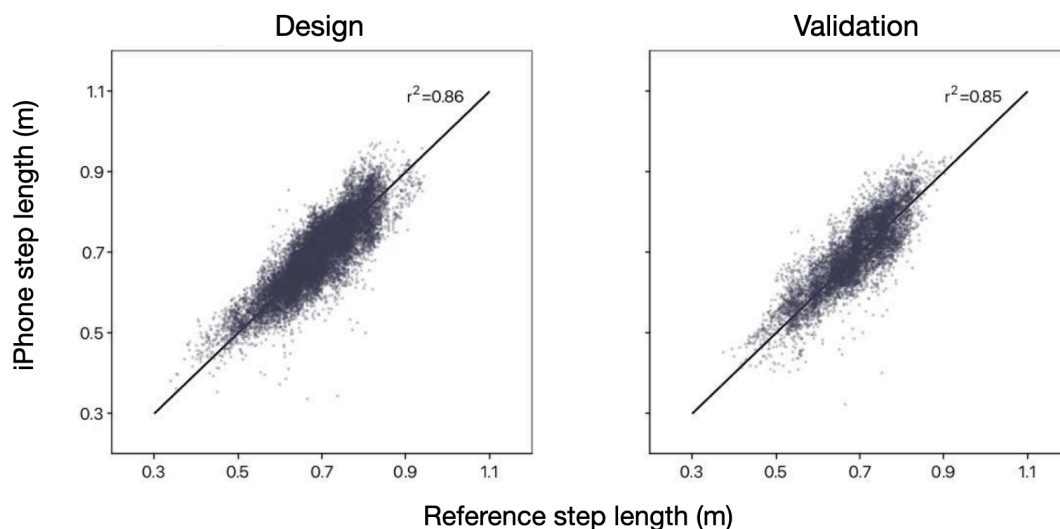
Figuur 5: Prestaties voor wandelsnelheid in iPhone. Hierin worden algoritme-prestaties weergegeven voor de ontwerpset (linkerdiagram) en de validatieset (rechterdiagram) die worden gebruikt bij de ontwikkeling van de waarde voor wandelsnelheid.

Tabel 4. Prestaties wandelsnelheid (iPhone op diverse plaatsen)

Meetwaarde	Beschrijving	Ontwerp	Validatie
<i>N</i>	Bezoeken deelnemers (unieke deelnemers)	528 (359)	250 (179)
Wandelcycli	Aantal wandelcycli op de drukmat die voor de vergelijking zijn gebruikt	15 487	7 440
Validiteit	Standaard absolute foutafwijking σ_{fout} (meter · seconde ⁻¹)	0,09	0,15
Betrouwbaarheid	Vergelijking referentiewaarde drukmat en geschatte wandelsnelheid op iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Gevoeligheid	MDC (Minimal Detectable Change) (meter · seconde ⁻¹)		
	10e percentiel (meest gevoelig)	0,07	0,08
	50e percentiel	0,13	0,14
	90e percentiel (minst gevoelig)	0,22	0,23

Staplengte

De staplengte is een nieuwe meetwaarde die is geschat aan de hand van de afstand tussen waar een voet de grond raakt en waar de andere voet de grond raakt onder het lopen. Deze meetwaarde wordt afgeleid van een model van de lengte van de gebruiker, de stapcadans en een geschatte snelheid wanneer de gebruiker in een gestaag tempo over een vlakke ondergrond loopt.



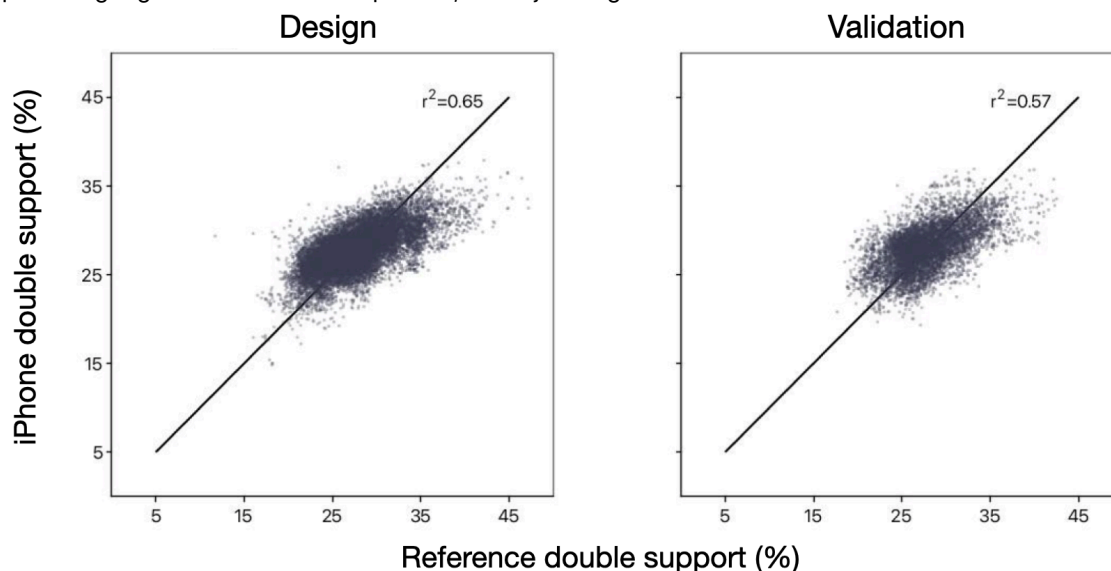
Figuur 6: Prestaties voor staplengte in iPhone. Hierin worden algoritmeperformances weergegeven voor de ontwerpset (linkerdiagram) en de validatieset (rechterdiagram) die worden gebruikt bij de ontwikkeling van de waarde voor staplengte.

Tabel 5. Prestaties staplengte (iPhone op diverse plaatsen)

Meetwaarde	Beschrijving	Ontwerp	Validatie
<i>N</i>	Bezoeken deelnemers (unieke deelnemers)	528 (359)	250 (179)
Wandelcycli	Aantal wandelcycli op de drukmat die voor de vergelijking zijn gebruikt	15 487	7 440
Validiteit	Standaard absolute foutafwijking (σ_{fout} meter)	0,05	0,05
Betrouwbaarheid	Vergelijking referentiewaarde drukmat en geschatte staplengte op iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Gevoeligheid	MDC (Minimal Detectable Change) (meter)		
	10e percentiel (meest gevoelig)	0,04	0,04
	50e percentiel	0,09	0,07
	90e percentiel (minst gevoelig)	0,14	0,12

Tijd dubbele steun

De tijd dubbele steun staat voor het percentage van de gangcyclus (van de landing van de hiel van de ene voet tot de landing van de hiel van de contralaterale voet) dat een gebruiker op beide voeten staat (dubbele steun). Deze meetwaarde kan een bereik beslaan tussen 0 procent (bijvoorbeeld wanneer een hardloper van voet naar voet overstapt zonder dat beide voeten tegelijk de grond raken) en 100 procent (bijvoorbeeld wanneer iemand stilstaat of heel erg aan het sloffen is, raken beide voeten constant de grond). Een gemiddeld percentage ligt tussen de 20 en 40 procent, waarbij een lagere waarde een betere balans betekent.



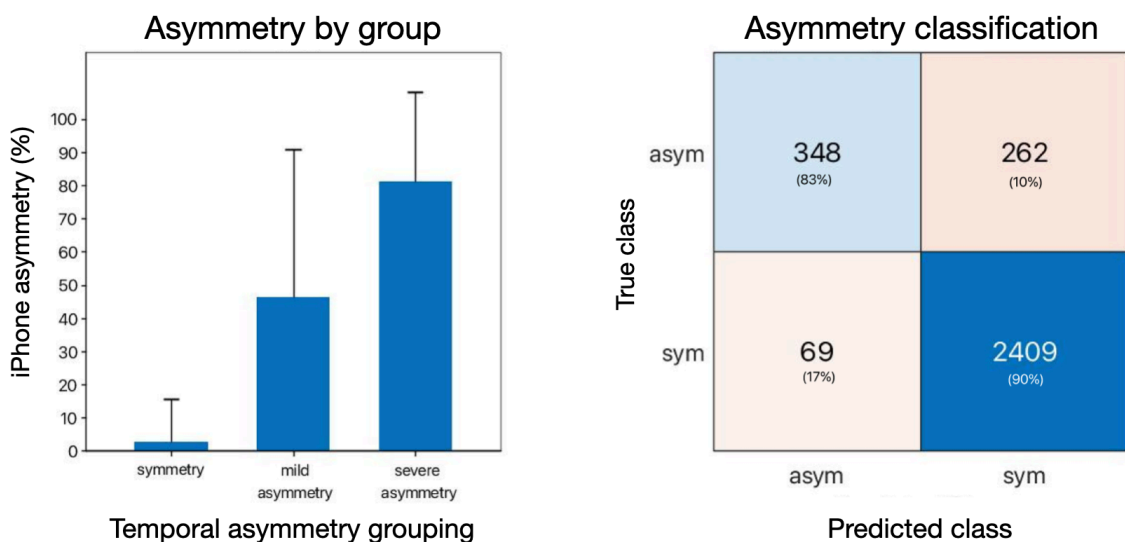
Figuur 7: Prestaties van tijd dubbele steun op iPhone Hierin worden algoritme Prestaties weergegeven voor de ontwerpset (linkerdiagram) en de validatieset (rechterdiagram) die worden gebruikt bij de ontwikkeling van de waarde voor tijd dubbele steun.

Tabel 6. Prestaties tijd dubbele steun (iPhone op diverse plaatsen)

Meetwaarde	Beschrijving	Ontwerp	Validatie
<i>N</i>	Bezoeken deelnemers (unieke deelnemers)	528 (359)	250 (179)
Wandelcycli	Aantal wandelcycli op de drukmat die voor de vergelijking zijn gebruikt	15 487	7 440
Validiteit	Standaard absolute foutafwijking ($\sigma_{\text{error}} \%$)	2,91	2,95
Betrouwbaarheid	Vergelijking referentiewaarde drukmat en geschatte tijd dubbele steun op iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Gevoeligheid	Minimal detectable change (%)		
	10e percentiel (meest gevoelig)	2,06	2,12
	50e percentiel	3,17	3,18
	90e percentiel (minst gevoelig)	5,06	4,51

Asymmetrie

Asymmetrie als meetwaarde is een schatting van het percentage van de tijd van een wandelsessie dat asymmetrische stappen zijn gedetecteerd. Deze meetwaarde geeft niet aan hoe ernstig de asymmetrie is, maar een percentage van de tijd dat asymmetrische gang is gedetecteerd. De meetwaarde kan een bereik beslaan tussen 0 procent (waarbij volgens de schatting alle stappen in een waargenomen wandelsessie symmetrisch zijn) en 100 procent (waarbij volgens de schatting alle waargenomen stappen asymmetrisch zijn).



Figuur 8: Asymmetrie op iPhone In het linkerdiagram worden de gemiddelde en standaardafwijking van asymmetrieschattingen op iPhone weergegeven, waarbij de referentiewaarden in de devicebezoeken als 'symmetrisch', 'licht asymmetrisch' of 'zeer asymmetrisch' zijn geclassificeerd. In het rechterdiagram wordt de Confusion-matrix voor de asymmetrieclassificatie weergegeven, waarbij een asymmetrie van 35 procent op iPhone een positief voorspellingspercentage van 84,2 procent vertoonde (348 echt positieve gevallen van 417 als asymmetrisch geclassificeerde devicebezoeken) en een foutpositiefpercentage van 2,78 procent (69 foutpositieve gevallen van 2671 als symmetrisch geclassificeerde devicebezoeken).

Tabel 7. Classificatie asymmetrie op basis van waarden algehele temporele symmetrie

	Asymmetrie		
	Symmetrisch	Licht asymmetrisch	Zeer asymmetrisch
Algehele temporele symmetrie	1,0 – 1,1	1,1 – 1,5	> 1,5
Deelnemers	392	125	21
Devicebezoeken (aantal)	2478	516	94

Discussie

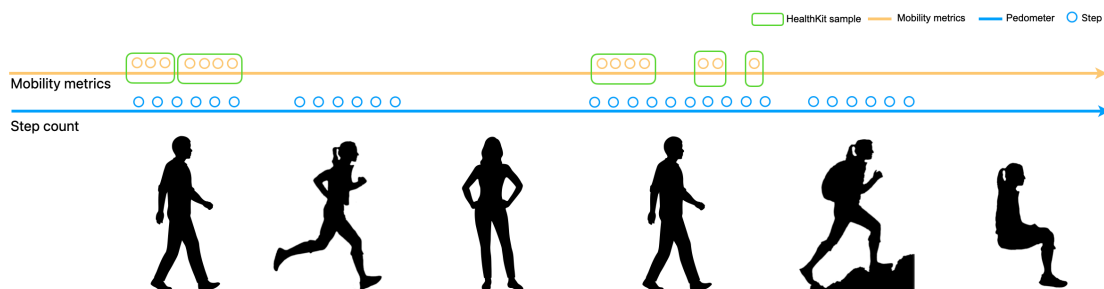
De mobiliteitswaarden die in dit document worden beschreven, kunnen consumenten, onderzoekers en zorgverleners gebruiken met een mechanisme om de mobiliteit in het dagelijks leven buiten een ziekenhuis om te beoordelen. Eerdere pleidooien voor gangbeoordelingen waren vooral gericht op een kosten-batenanalyse en beperkten het aanbevolen gebruik van ganganalyses op basis van de kosten en beschikbaarheid van tests tot bepaalde aandoeningen³⁷. Dat deze meetwaarden nu op een veelgebruikt consumentenplatform als iPhone beschikbaar zijn, kan het aantal aanbevolen toepassingen vergroten. Uit ander onderzoek is eerder al het praktisch nut van inertiële sensoren aangetoond, zoals die bijvoorbeeld in wearables zitten, voor klinische onderzoeken als objectieve maatstaven voor een verslechterde gezondheid, voor het monitoren van een ziekteverloop en het evalueren van de reactie op een behandeling.³⁸

De beschikbaarheid en toepassing van deze meetwaarden in een klinische of onderzoeksomgeving kunnen inzicht verschaffen in klinisch betrouwbare en zinvolle drempelwaarden, en een bredere toepassing van bekende drempelwaarden mogelijk maken. Een daling van 10 cm/s in de wandelsnelheid binnen een jaar, bijvoorbeeld, wordt in verband gebracht met een valrisico bij oudere populaties.³⁹ Wanneer de wandelsnelheid binnen een kort tijdsbestek verandert bij senioren met hartfalen, heeft dat een aantoonbaar voorspellende waarde voor de resultaten op de langere termijn.⁴⁰ En wandelsnelheid, staplengte en tijd dubbele steun zijn gebruikt om bij personen met multiple sclerose na behandeling verbeteringen in hun loopprestaties objectief te meten.⁴¹ Er bestaan nog meer toepassingen, en daar komen er vast nog meer bij die tot op heden nog niet zijn ontdekt doordat dit soort gegevens altijd ontbraken.

De ontwikkeling en validatie van de mobiliteitswaarden kennen diverse beperkingen. Ten eerste waren er niet veel mensen met een asymmetrische gang te vinden. Daarom is asymmetrie in de studie van cohort B kunstmatig nagebootst met een kniebrace. Hoewel deze methode asymmetrie wel betrouwbaar simuleerde³⁶, kan dit type asymmetrie aanzienlijk anders werken dan asymmetrie door bijvoorbeeld een neurodegeneratieve aandoening⁴² of door het gebruik van een prothese.⁴³ Bovendien omvatte onze studiepopulatie niet alle leeftijdsgroepen van volwassenen en was deze beperkt tot inwoners van Santa Clara Valley. Hoewel de loopcapaciteit per categorie (zoals ras of etniciteit) kan verschillen,⁴⁴ wordt algemeen aangenomen dat het lopen op twee benen met een pendelbeweging bij volwassenen niet wezenlijk anders is, tenzij de gang ernstig beperkt is.⁴⁵ De meetwaarden in dit document zijn daarom dus nauwkeurig genoeg voor het bijhouden van normale looppatronen in de loop van iemands leven. Ze moeten echter nader worden gevalideerd voor meer specifieke populaties.

In dit document hebben we de prestaties van de mobiliteitswaarden op iPhone beschreven door elke gedetecteerde stap en gangcyclus af te stemmen op een ideale referentiewaarde van de drukmat. In HealthKit worden deze meetwaarden geaggregeerd in tijdvakken van valide wandelsessies op een natuurlijke ondergrond. Daarom zullen de hier beschreven mobiliteitswaarden niet de hele dag beschikbaar zijn (bijvoorbeeld niet wanneer de gebruiker aan het hardlopen of bergopwaarts aan het wandelen is, zoals te zien is in figuur 9). Ze worden dan voorgefilterd om de meest nauwkeurigste output te geven.

Figuur 9: Schema van de beschikbaarheid van de meetwaarden in HealthKit. De mobiliteitswaarden worden in HealthKit vastgelegd tijdens tijdvakken van wandelsessies op een vlakke natuurlijke ondergrond, en de stappen van de stappenteller worden vastgelegd tijdens alle activiteiten



waarbij het aantal stappen betrouwbaar kan worden geschat. Omdat de meetwaarden zijn voorgefilterd op perioden waarin de wandelkwaliteit het best kan worden geschat, overlapt de beschikbaarheid van de meetwaarden mogelijk niet met het aantal stappen van de stappenteller.

De meetwaarden zijn afgeleid van een biomechanisch wandelmodel dat op een nauwkeurige schatting van de beenlengte is gebaseerd. Deze beenlengte wordt geschat op basis van de opgegeven lengte van de gebruiker. Gebruikers moeten hun lengte in de Gezondheid-app voor iOS invoeren om zo nauwkeurig mogelijke schattingen te ontvangen. Verdere kalibratie is niet nodig. De beschikbaarheid van de metingen hangt verder in grote mate af van de interactie van de gebruiker met iPhone. Aangezien een device zich dicht bij het massamiddelpunt van een gebruiker moet bevinden, ontvangen degenen die iPhone op een plaats met een goed signaal dragen (bijvoorbeeld in een zak vlak bij de heupen), vaker een schatting dan degenen die iPhone voornamelijk ergens anders bij zich dragen (bijvoorbeeld in de hand of in een rugzak of tas). Van de gebruikers die minimaal één schatting na een wandelsessie hebben ontvangen, ontvangt gemiddeld ruim 80 procent minimaal vijf geschatte mobiliteitswaarden per dag. Deze meetwaarden zijn niet beschikbaar wanneer gebruikers in de Gezondheid-app voor iOS de rolstoelmodus hebben ingeschakeld.

Conclusies

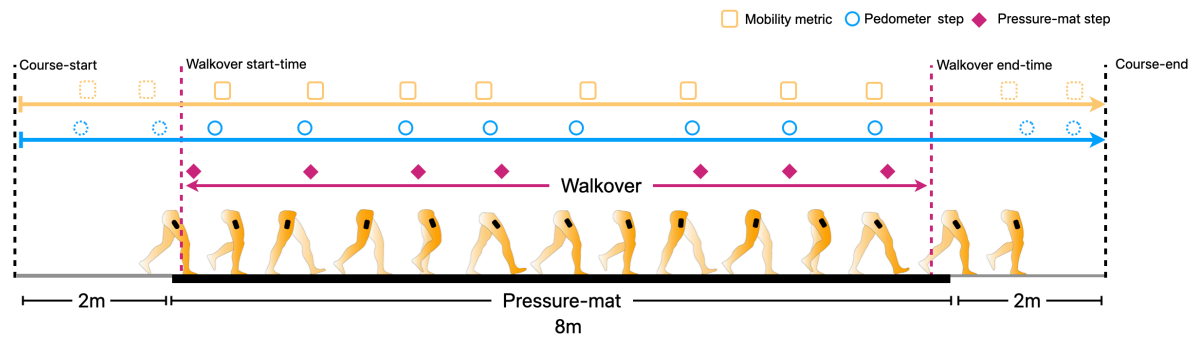
Met de mobiliteitswaarden op iPhone kunnen gebruikers naar eigen inzicht passief hun functionele mobiliteit bijhouden. Door deze meetwaarden over een langere periode en op een niet-ingrijpende manier bij te houden, kan de dagelijkse mobiliteit objectief worden bijgehouden. Deze waarden kunnen worden gebruikt bij gespecialiseerde functionele tests en klinische vragenlijsten. Deze meetwaarden bieden gebruikers, onderzoekers en zorgverleners een nieuwe tool om de functionele mobiliteit bij te houden en te kwantificeren.

Bijlage

Gegevenscontrole

De begin- en eindtijden van elke wandelcyclus werden bepaald door de eerste landing van de hiel op de drukmat en de laatste afzet van de tenen op de drukmat. De referentiewaarden van de drukmat werden qua tijd precies afgestemd op de schattingen op iPhone van het aantal stappen (de blauwe lijn in figuur 10) en de mobiliteitswaarden (de oranje lijn in figuur 10). Deze werden bij elke wandelcyclus direct tegen elkaar afgezet.

De aantallen stappen werden geschat voor de bezoeken waarbij de deelnemers minimaal 3 valide wandelcycli voor de wandeltaak in een zelf gekozen en een laag tempo voltooiden, plus 10 valide wandelcycli voor de 6MWT-taak. De wandelcycli werden afgewezen wanneer de deelnemers niet op het drukgevoelige deel van de mat liepen of wanneer de contactmomenten van de voeten niet correct werden geregistreerd (bijvoorbeeld omdat een voet maar deels in contact kwam met de drukgevoelige mat).



Figuur 10: Experimentele opzet van de tests ter vergelijking van de drukmat met de mobiliteitswaarden en stappenteller op iPhone. De deelnemers liepen over een drukmat (8 meter) die het contact en de verplaatsing van de voeten registreert. Bij elke wandelcyclus werden het aantal contactmomenten van de voeten, de duur van deze contactmomenten en de verplaatsingen van de voeten gebruikt om het aantal stappen, de wandelsnelheid, de staplengte en de tijd dubbele steun op de drukmat te bepalen. Het eerste en laatste geregistreerde contactmoment van de voet met de drukmat bepaalde de begin- en eindtijden van de wandelcyclus (paarse lijn). Deze werden precies afgestemd op de stappenteller en mobiliteitswaarden in iOS.

Statistische methoden

Doorlopende meetwaarden

De qua tijd gesynchroniseerde aantallen stappen op iPhone en de referentietellingen werden voor elke wandeltaak geaggregeerd en vergeleken met behulp van de correlatiecoëfficiënt van Pearson (r^2).

Voor de ontwikkeling van de meetwaarden wandelsnelheid, staplengte en tijd dubbele steun zijn de devicebezoeken uit cohort A opgesplitst in ontwerp- en validatiegegevenssets, waarbij de ontwerpset voor de ontwikkeling van het algoritme van elke meetwaarde werd gebruikt. De prestaties van het algoritme voor de drie meetwaarden werden bepaald door de schattingen daarvan te vergelijken met de referentiewaarden van de drukmat. De validiteit van de meetwaarden werd getoetst aan de hand van de standaard absolute foutafwijking tussen de referentiewaarden en de iPhone-schattingen. De betrouwbaarheid van de meetwaarden werd getoetst aan de hand van de correlatiecoëfficiënt van Pearson (r^2) en de inter-rater Intraclass Correlation Coefficient ($ICC_{(A,1)}$). De gevoeligheid is getoetst aan de hand van de MDC (Minimal Detectable Change)⁴⁶ van elk devicebezoek, met vastgelegde percentiele verdelingen.

Classificatiemeetwaarden

Voor de ontwikkeling van de meetwaarde asymmetrie zijn de gegevens van de devicebezoeken van de deelnemers in zowel cohort A als B gecollationeerd. Elke set devicebezoeken werd gebruikt voor het berekenen van de algehele temporele symmetrieratio⁴⁷ en om de referentiedevicebezoeken te classificeren in de categorieën 'symmetrisch', 'licht asymmetrisch' en 'zeer asymmetrisch'. Voor de devicebezoeken in elke categorie werden het gemiddelde en de standaardafwijking van de asymmetrie op iPhone berekend. Vervolgens werd door middel van een ROC-analyse (Receiver Operating Characteristic) geëvalueerd in hoeverre de asymmetriemeetwaarde op iPhone in staat was om de deelnemers als symmetrische of asymmetrische lopers te categoriseren.

Definitie van asymmetrie

Voor elk devicebezoek van de deelnemers was de symmetrie berekend als een algehele temporele symmetrieratio⁴⁷:

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

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

waarbij $swing_{time}$ en $stance_{time}$ de gemiddelde zwaai- en standtijden van de stappen op de drukmat zijn die worden berekend voor links (SSR_{left}) en rechts (SSR_{right}). In de definitie van symmetrie worden in de teller en de noemer respectievelijk de functies $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ en $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ gebruikt om links of rechts in de interpretatie uit te sluiten. Deelnemers met een algehele temporele symmetrieratio tussen 1,0 en 1,1 werden als personen met een symmetrische gang gecategoriseerd. Tussen 1,1 en 1,5 hadden zij een licht asymmetrische gang en boven 1,5 hadden zij een zeer asymmetrische gang.⁴⁷ Tabel 7 bevat een samenvatting van de grenswaarden voor symmetrie op de drukmat, inclusief het aantal devicebezoeken voor de drie typen asymmetrie (symmetrisch, licht asymmetrisch en zeer asymmetrisch).

Referentiebronnen

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, 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.
- 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.