



Messung der Gehqualität durch iPhone-Mobilitätsmetriken

Mai 2021

Inhalt

Überblick	3
Einleitung	3
Entwicklung	4
Studiendesign	4
Population	6
Ergebnisse	8
Schrittzählung	8
Gehgeschwindigkeit	9
Schrittlänge	10
Doppelstützzeit	11
Gangasymmetrie	12
Diskussion	13
Schlussfolgerungen	14
Anhang	14
Datensicherheit	14
Statistische Methoden	15
Definition der Asymmetrie	16
Quellen	17

Überblick

Durch die Anwendung der Bewegungssensoren, die im iPhone 8 und neuer eingebaut sind, kann iOS 14 Mobilitätsmetriken liefern, die für Ihre Gesundheit wichtig sind. Dies umfasst Schätzungen der Gehgeschwindigkeit, der Schrittlänge, der Doppelstützzeit und der Gangasymmetrie.^{1,2} Es handelt sich hierbei um Messgrößen, die dazu verwendet werden können, Ihren Gang und Ihre Mobilität zu charakterisieren. Dieses Dokument bietet umfassende Informationen darüber, wie die Schätzung dieser Mobilitätsmetriken auf dem iPhone erfolgt, einschließlich Informationen zu der Testung und der Validierung.

Einleitung

Das Gehen ist ein wesentlicher Indikator für Verletzungen,³ Behinderungen⁴ sowie die kurz- und langfristige Gesundheit einer Person.^{5,6} Die Mobilität beim Gehen kann eine Voraussetzung für Unabhängigkeit im Alter sein,⁷ wobei die Mobilität durch diverse Aspekte wie Muskeldegeneration,⁸ neurologische Erkrankungen^{9,10} und kardiopulmonale Fitness beeinträchtigt wird.¹¹ Die Beobachtung des Gehens stellt für Mediziner eine einfache Möglichkeit dar, die Mobilität einer Person zu beurteilen.^{12,13} Das Gehen basiert auf eine Reihe komplexer Komponenten, die über mehrere physiologische Systeme hinweg koordiniert werden. Versagt ein einziges Element, kann dies auf ein Fortschreiten der Erkrankung oder ein erhöhtes Verletzungsrisiko hinweisen.

Die Bestimmung der Gehleistung wird häufig zur Beurteilung des Gesundheitszustandes¹⁴ einer Person, zur Beobachtung der Genesung nach Verletzungen¹⁵ und Operationen¹⁶ oder zur Überwachung der Veränderungen mit zunehmendem Alter verwendet.¹⁷ Zu den häufig verwendeten Aspekten zur Bestimmung der Gehleistung gehören die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge, die Doppelstützzeit sowie die Gangasymmetrie.

- Die Gehgeschwindigkeit und ihre Veränderung im Verlauf der Zeit stehen in engem Zusammenhang mit klinisch bedeutsamen Gesundheitsergebnissen.^{4,18} Die bestimmte Gehgeschwindigkeit wird häufig verwendet, um die Genesung nach akuten gesundheitlichen Ereignissen wie Gelenkersatz³ und Schlaganfall¹⁹ zu beobachten und um Veränderungen im Laufe der Zeit zu überwachen, wie das Fortschreiten der Parkinson-Krankheit^{10,20} und des Alterns.²¹
- Die Schrittlänge ist ein Marker für eingeschränkte Mobilität bei verschiedenen neurologischen und muskuloskelettalen Erkrankungen¹⁴ und ist prädiktiv für Stürze und Sturzangst.²² Die Schrittlänge nimmt mit dem Alter ab, wobei ältere Erwachsene im Vergleich zu jüngeren Personen eine geringere Schrittlänge aufweisen.^{23,24} Die Verkürzung der Schrittlänge ist ein wichtiger Aspekt des Alterungsprozesses.²⁵ Frühzeitige Bewegungsinterventionen können eine Möglichkeit darstellen, die Unabhängigkeit zu erhalten.^{26,27}
- Die Doppelstützzeit beschreibt den Anteil der Zeit, in der beide Füße während des Gehens den Boden berühren. Sie steigt bei Gangzyklus mit einer Verletzung¹⁶ der Dysfunktion sowohl absolut als auch prozentual an.²⁸ Ein Anstieg der Doppelstützzeit wurde auch mit einer Zunahme der Angst des Einzelnen vor Stürzen in Zusammenhang gebracht,²² während niedrigere Doppelstützzeiten dagegen mit einer verbesserten Gehstabilität und einem geringeren Sturzrisiko korrelieren.²⁹
- Gangasymmetrie entsteht, wenn eine einseitige erkrankungsbedingte Beeinträchtigung oder Verletzung auftritt und der Betroffene sich beim Gehen auf die kontralaterale Gliedmaße stützt. Die Gangasymmetrie tritt verstärkt nach Verletzungen³⁰ oder aufgrund von alterungs- oder erkrankungsbedingter Neurodegeneration auf.^{20,31} Verschlechterungen der bilateralen Koordination zwischen beiden Beinen sind nachweislich mit einem erhöhten Sturzrisiko^{32,33} und schlechten chirurgischen Ergebnissen assoziiert.³⁰ Zudem sind sie prädiktiv für spätere Gelenkverletzungen.^{34,35}

Die mit dem iPhone 8 und höher geschätzten Mobilitätsmetriken bieten eine passive und nicht-intrusive Methode zur Bestimmung der Gehqualität in allen Altersgruppen. In der Health-App in iOS 14 und höher können diese geschätzten Mobilitätsmetriken unter Mobilität dargestellt werden (siehe Abbildung 1). In diesem Dokument werden die Entwicklung und Validierung der auf dem iPhone erfassten Mobilitätsmetriken (Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Doppelstützzeit und Gangasymmetrie) beschrieben. Darüber hinaus enthält es Empfehlungen für ihre Verwendung.

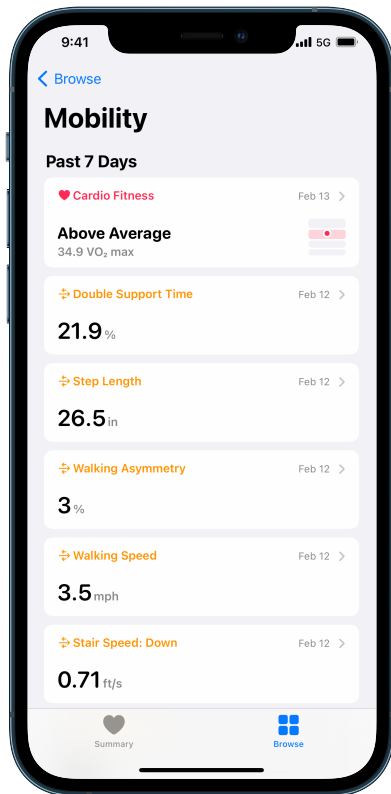


Abbildung 1: Mobilitätsmetriken in der Health-App in iOS 14

Entwicklung

Studiendesign

Die Datenerhebung für das Design und die Validierung der Mobilitätsmetriken bestand aus mehreren Studien, die von einer Ethikkommission genehmigt wurden. Alle Teilnehmer nahmen bis zu zwei Klinikbesuche im Laufe eines Jahres wahr, wobei zwischen ihnen mindestens 8 Wochen lagen und bei jedem Besuch eine Reihe von Gehaufgaben absolviert werden musste.

Alle Teilnehmer absolvierten überwachte Gehaufgaben auf einer instrumentierten Druckmatte (ProtoKinetics Zeno™ Walkway Gait Analysis System), während sie zwei iPhone-Geräte – eines auf jeder Körperseite – an verschiedenen Stellen trugen: an der Hüfte (Hüftclip), in einer Vorder- oder Gesäßtasche oder in einer Gürteltasche. Die Teilnehmer sollten wählen, wo ein Gerät platziert werden sollte, um das typische Benutzerverhalten am besten zu replizieren. Sie hatten die Wahl zwischen der rechten und der linken Körperseite. Ein zweites Gerät wurde an der kontralateralen Stelle platziert.

Jede Gehaufgabe wurde auf einer 12 Meter langen geraden Strecke absolviert, in deren Mitte eine 8 Meter lange Druckmatte platziert war. Bei der Druckmatte handelt es sich um ein instrumentiertes Gerät, das

hochpräzise Positionen und Zeitpunkte der Fersenauftritte und Zehenablösungen liefert. Sie wurde verwendet, um Referenzwerte für die Schrittzahl, die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge, die Doppelstützzeit und die Gangasymmetrie zu generieren. Weitere Details zum Versuchsaufbau finden Sie im Anhang im Abschnitt „Datensicherheit“.

In der Kohorte A umfassten die Aufgaben vier Walkover (definiert als einmaliges Gehen über die Druckmatte) bei einer selbst gewählten Geschwindigkeit; vier Walkover bei einer vorgegebenen langsamen Geschwindigkeit; und eine variable Anzahl von Walkovers während eines schnellen Sechs-Minuten-Gehtest (6MWT), bei dem die Teilnehmer so oft wie möglich innerhalb von sechs Minuten über die Druckmatte hin und her gingen.¹² Die Teilnehmer in der Kohorte B wurden gebeten, mehrere Gehversuche mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit, einer langsamen Geschwindigkeit und einer sehr langsamen Geschwindigkeit („als wäre man dabei, sich von einer Verletzung zu erholen“) zu absolvieren. Die Teilnehmer dieser Kohorte sollten mittels einer handelsüblichen Knieschiene³⁶ eine Gangasymmetrie simulieren. Die Schiene war so eingestellt, dass die Bewegung auf eine Flexion von 30° und eine Extension von 10° beschränkt war. Die Kohortenbeschreibungen und Gruppierungen sind in Abbildung 2 dargestellt.

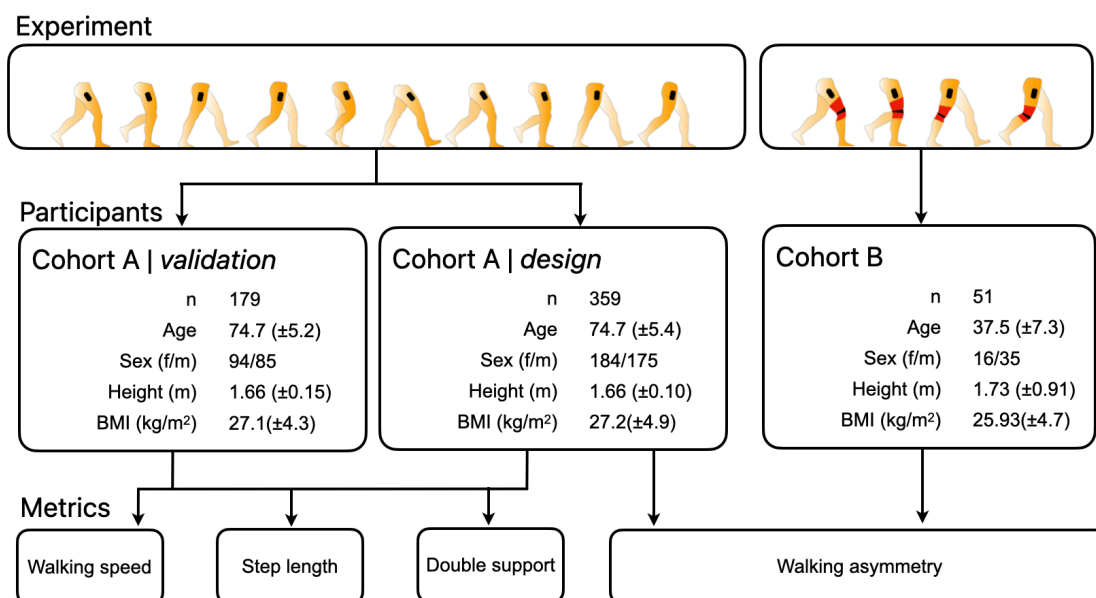


Abbildung 2: Studiendesign und Datenaggregation. Die Teilnehmer aus der Kohorte A wurden in eine Entwicklungs- und eine Validierungsgruppe für die Metriken Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Doppelstützzeit und Gangasymmetrie aufgeteilt. Die Pedometerschritte wurden bei allen Teilnehmern aus der Kohorte A validiert. Die Kohorte B trug zur Entwicklung der Metrik Gangasymmetrie durch das Tragen einer einseitigen Knieschiene bei, die einen asymmetrischen Gang simulierte.

Die Leistungsfähigkeit von Mobilitätsmetriken wurde durch direkte Vergleiche zwischen abgeleiteten Werten von der Druckmatte und den iPhone-Geräten beurteilt. Jedes iPhone, das während der Studie zur Anwendung kam, wurde als unabhängiger Beobachter betrachtet, da das Gerät während beim Gehen an mehreren Stellen angebracht wurde. Eine Messung von einem iPhone, das während jedes Teilnehmerbesuchs und bei jeder Gehaufgabe zur Anwendung kam, wird als Gerätebesuch bezeichnet. Ein Teilnehmer, der beispielsweise zwei Geräte während eines Besuchs trägt, würde zwei Gerätebesuche beitragen. Die Anzahl der Strecken, die auf der Druckmatte zurückgelegt wurden, wurden mit den Gerätebesuchen multipliziert, um die Anzahl der Walkover zu erhalten (siehe Abbildung 3). Die statistischen Methoden zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit der Metriken sind im Anhang detailliert beschrieben.

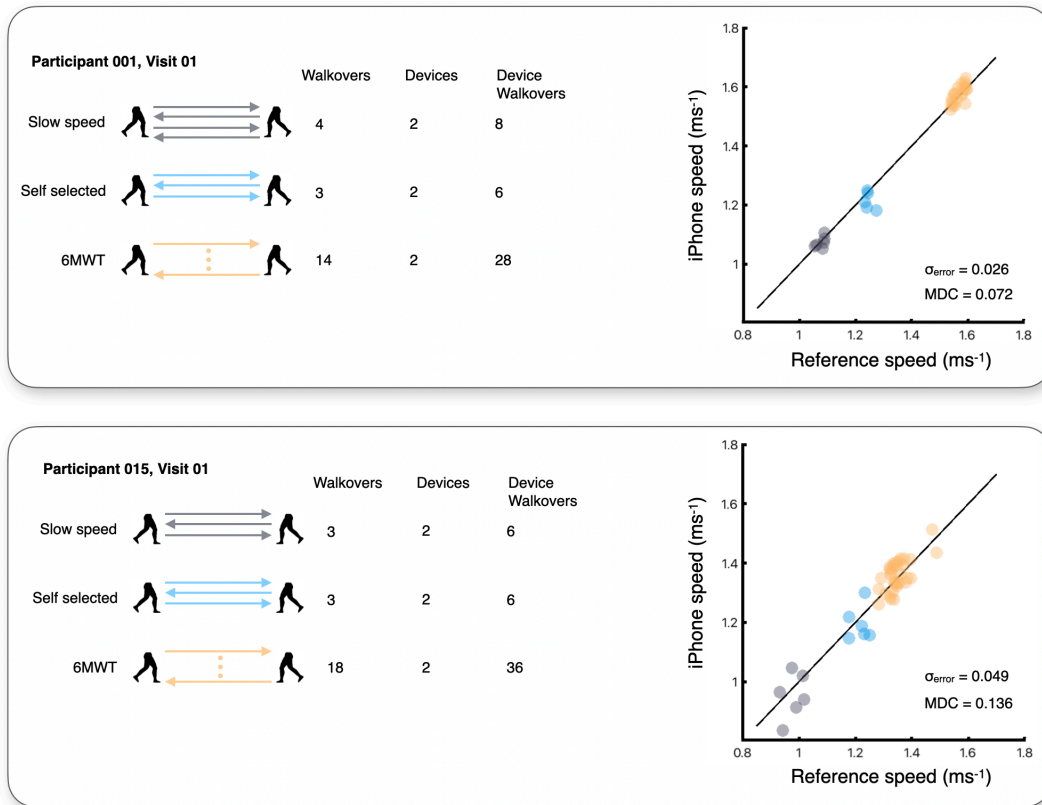


Abbildung 3: Beispiel-Datenerfassung und -analyse. Oben sind zwei Beispiele für Datenerhebungen in der Kohorte A dargestellt. Die Teilnehmer wurden angewiesen, zwei Geräte zu tragen, während sie 4 Gehversuche auf der Druckmatte mit einer langsamen Geschwindigkeit, 4 Gehversuche mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit und so viele Gehversuche wie möglich für den 6MWT absolvierten. Die Datensätze für jede der Bedingungen wurden nur dann in die Analyse aufgenommen, wenn sie mindestens 3 gültige Gehversuche bei jeder angewiesenen Geschwindigkeit und mindestens 10 gültige Gehversuche für den 6MWT enthielten. Die Daten über alle Erkrankungen und Geräte hinweg wurden zusammengeführt, um die metrische Leistung anhand von Schätzungen wie die Standardabweichung des absoluten Fehlers zu berechnen (σ_{Fehler}) und minimale nachweisbare Veränderung.

Population

Apple erfasste Daten für die Entwicklung und Validierung der Mobilitätsmetriken mittels mehrerer Studien mit zwei Kohorten an Studienteilnehmern. Die Studien wurden von einer Ethikkommission genehmigt und alle Teilnehmer haben der Erfassung und Verwendung ihrer Daten für diesen Zweck zugestimmt. Die Kohorte A war eine große Gruppe aus Erwachsenen, die entweder im eigenen Haushalt oder in einer Altersresidenz lebten (siehe Tabelle 1). Die Kohorte B bestand aus jüngeren, nicht behinderten Erwachsenen, die gebeten wurden, eine Knieschiene zu tragen, um eine Asymmetrie zu generieren (siehe Tabelle 2).

Tabelle 1. Charakteristiken der Teilnehmer aus der Kohorte A

Einzelne Teilnehmer	Design (N = 359)	Validierung (N = 179)
Demographie und Biometrie		
Alter	74,7 (\pm 5,4) [64, 92]	74,7 (\pm 5,3) [65, 95]
Geschlecht (weiblich/männlich)	184/175	93/86
Größe (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]
Prävalenz muskuloskelettaler Erkrankungen	292 (81 %)	142 (80 %)
Prävalenz kardiovaskulärer Erkrankungen*	259 (72 %)	124 (69 %)
Prävalenz neurologischer Erkrankungen	54 (15 %)	27 (15 %)
Hilfsmittel	13 (5 %)	<10 (<5%)
Muskuloskelettale Erkrankungen – Anz. (%)		
Amputation	<10 (<5%)	<10 (<5%)
Arthritis	94 (26 %)	40 (22 %)
Gleichgewichtsstörung	64 (18 %)	34 (19 %)
Degenerative Bandscheibenerkrankung	27 (8 %)	11 (6 %)
Erkrankungen im Kopf-/Halsbereich	41 (11 %)	20 (11 %)
Arthrose	177 (49 %)	88 (49 %)
Rheumatoide Arthritis	<10 (<5%)	<10 (<5%)
Bandscheibenvorfall	23 (6 %)	18 (10 %)
Gelenkersatzoperation	58 (16 %)	29 (16 %)
Sonstige	157 (44 %)	75 (42 %)

* Bluthochdruck, Herzinfarkt, Herzinsuffizienz, koronare Herzkrankheit, Schlaganfall, Hyperlipidämie, pAVK, Arrhythmie.

Tabelle 2. Charakteristiken der Teilnehmer aus der Kohorte B

Design (N = 51)	
Demographie und Biometrie	
Alter	37,5 (\pm 7,3) [26, 55]
Geschlecht (weiblich/männlich)	16/35
Größe (Meter)	1,73 (\pm 0,91) [1,55, 1,89]
BMI (kg/m ²)	25,9 (\pm 4,7) [18,3, 42,7]

Ergebnisse

Aggregierte Ergebnisse für die Teilnehmer der Kohorte A sind in Tabelle 3 dargestellt; diese Ergebnisse der Entwicklungs- und Validierungsdatensätze sind aggregiert.

Tabelle 3. Kohorte A Druckmattenreferenz Mittelwerte, Standardabweichungen und Bereiche.

	Langsame Geschwindigkeit	Selbstgewählte Geschwindigkeit	Schnelle Geschwindigkeit (6MWT)
	Mittel ± SA (Bereich)	Mittel ± SA (Bereich)	Mittel ± SA (Bereich)
Gerätebesuche	845	854	738
Walkover	3146	3175	16625
Kadenz (Schritte · Minute ⁻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)
Gehgeschwindigkeit (Meter · Sekunde ⁻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)
Schrittlänge (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)
Doppelstützzeit (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Zeitliche Gesamtasymmetrie (ohne Einheit)	1,07 ± 0,04 (1,00–1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,75)

Schrittzählung

Die Schrittzählung mit dem Schrittzähler liefert ein objektives Maß für die Anzahl der Schritte, die ein Benutzer beim Tragen des Geräts macht. Die mittels Apple Watch und iPhone erfassten Schritte werden intelligent miteinander verschmolzen, um so eine genaue Schätzung des ganztägigen Verhaltens eines Benutzers zu erhalten. Die Gerätequelle für die erfassten Schritte kann in HealthKit identifiziert werden. In der Abbildung 4 wurden die Daten der Gerätebesuche aus der Kohorte A für die Analyse verwendet, um die Validität der iPhone-Schrittzählung zu bestimmen.

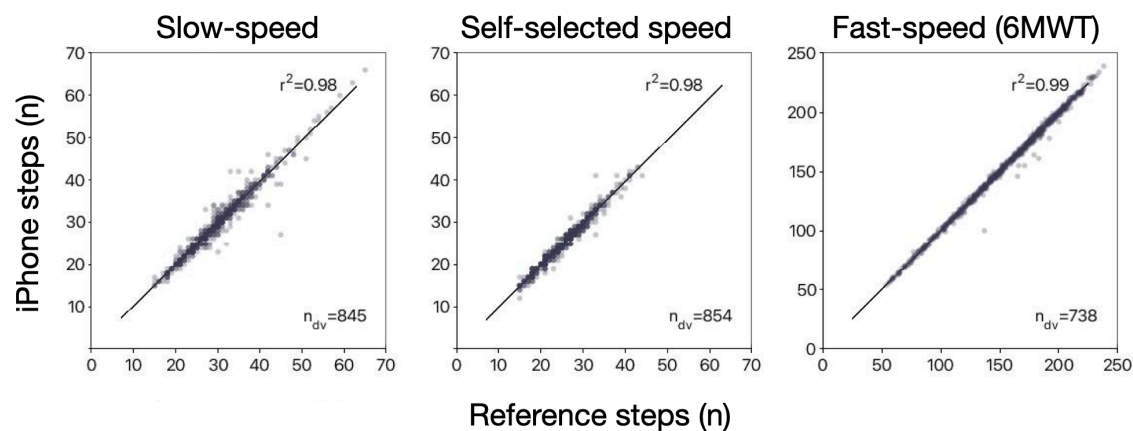


Abbildung 4: Schrittzähler-Leistung auf dem iPhone. Diese Abbildungen zeigen die Korrelation zwischen den aggregierten Schritten aus der Druckmattenerfassung sowie der Schätzung der Schrittzahl auf dem iPhone während langsamer (Abbildung links), selbstgewählter (Abbildung in der Mitte) und 6MWT-Gehaufgaben (Abbildung rechts). Der Pearson-Korrelationskoeffizient für selbstgewählte (1,30 ± 0,18 Meter Sekunde⁻¹), langsame (1,04 ± 0,18 Meter Sekunde⁻¹) und 6MWT (1,46 ± 0,18 Meter Sekunde⁻¹) Schrittzählungen lagen über 0,96. Beachten Sie, dass die Werte für selbstgewählte und langsame Geschwindigkeiten aus 3 oder 4 Gehversuchen und die Werte für die 6MWT-Schrittzahl aus mindestens 10 Gehversuchen aggregiert wurden.

Gehgeschwindigkeit

Die Metrik Gehgeschwindigkeit stellt eine Schätzung dessen dar, wie schnell Benutzer auf ebenem Boden gehen. Sie wird von einem Modell des Massenschwerpunkts des Benutzers abgeleitet. Daher ist die Messung am genauesten, wenn das iPhone eng mit dem Körper verbunden ist (beispielsweise wenn es sich in einer Tasche oder in einem Hüftgurt befindet). Zudem muss der Benutzer hierfür die aktuelle Körpergröße in der iOS Health-App eingetragen haben.

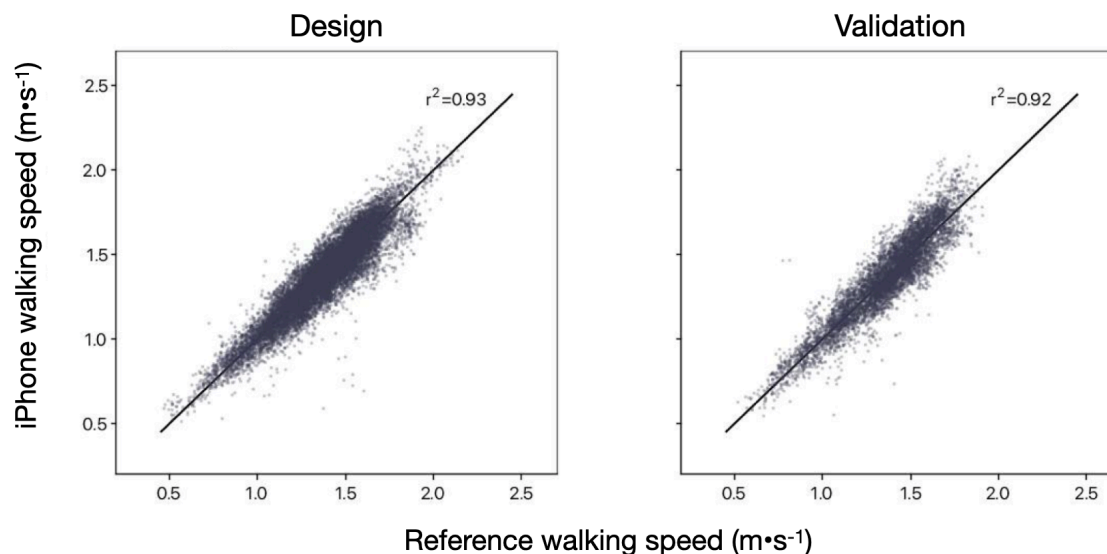


Abbildung 5: Gehgeschwindigkeits-Leistung auf dem iPhone. Dies zeigt die Algorithmusleistung für das Entwicklungs- (Abbildung links) und Validierungsset (Abbildung rechts), die bei der Entwicklung der Metrik Gehgeschwindigkeit verwendet wurden.

Tabelle 4. Gehgeschwindigkeits-Leistung(Verschiedene iPhone-Standorte)

Kennzahl	Beschreibung	Design	Validierung
<i>N</i>	Besuche der Teilnehmer (einzelne Teilnehmer)	528 (359)	250 (179)
Walkover	Anzahl der Walkover auf der verwendeten Druckmatte, die zum Vergleich herangezogen wurden	15 487	7 440
Gültigkeit	Standardabweichung der absoluten Fehler (σ_{Fehler} Meter Sekunde ⁻¹)	0,09	0,15
Zuverlässigkeit	Vergleich der Druckmattenerfassung und der Schätzung der Geschwindigkeit auf dem iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Sensitivität	Minimale nachweisbare Veränderung (Meter Sekunde ⁻¹)		
	10. Perzentile (am empfindlichsten)	0,07	0,08
	50. Perzentile	0,13	0,14
	90. Perzentile (am wenigsten empfindlich)	0,22	0,23

Schrittlänge

Die neue Metrik Schrittlänge ist eine Schätzung des Abstands zwischen den Stellen, an denen die Füße jeweils den Boden während des Gehens berühren. Sie wird von einem Modell der Körpergröße des Benutzers abgeleitet, neben der Schätzung der Schrittfrequenz und der Geschwindigkeit, während der Benutzer gleichmäßig auf ebenem Boden läuft.

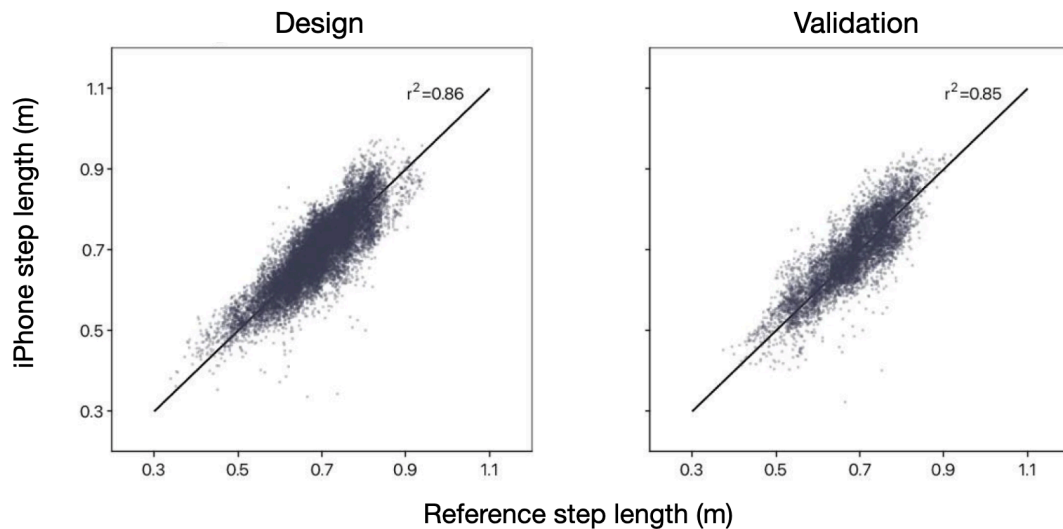


Abbildung 6: Schrittlänge-Leistung auf dem iPhone. Dies zeigt die Algorithmusleistung für das Entwicklungs- (Abbildung links) und Validierungsset (Abbildung rechts), die bei der Entwicklung der Metrik Schrittlänge verwendet wurden.

Tabelle 5. Schrittlänge-Leistung(Verschiedene iPhone-Standorte)

Kennzahl	Beschreibung	Design	Validierung
<i>N</i>	Besuche der Teilnehmer (einzelne Teilnehmer)	528 (359)	250 (179)
Walkover	Anzahl der Walkover auf der verwendeten Druckmatte, die zum Vergleich herangezogen wurden	15 487	7 440
Gültigkeit	Standardabweichung der absoluten Fehler (σ_{Fehler} Meter)	0,05	0,05
Zuverlässigkeit	Vergleich der Druckmattenerfassung und der Schätzung der Schrittlänge auf dem iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Sensitivität	Minimale nachweisbare Veränderung (Meter)		
	10. Perzentile (am empfindlichsten)	0,04	0,04
	50. Perzentile	0,09	0,07
	90. Perzentile (am wenigsten empfindlich)	0,14	0,12

Doppelstützzeit

Die Metrik Doppelstützzeit gibt den prozentualen Anteil des Gangzyklus (vom Fersenauftritt auf einem Fuß bis zum Fersenauftritt auf dem kontralateralen Fuß) an, den ein Benutzer auf zwei Füßen verbringt (Doppelstütze). Die Metrik kann Werte zwischen 0 Prozent (beispielsweise beim Laufen machen die Personen mit jedem Fuß einen Ausfallschritt, ohne dass die beiden Füße gleichzeitig den Boden berühren) und 100 Prozent (beispielsweise beim Stehen oder extremen Schlurfen, wenn beide Füße stets den Boden berühren) erreichen. Die Werte für das typische Gehverhalten liegen zwischen 20 und 40 %, wobei niedrigere Werte auf ein besseres Gleichgewicht verweisen.

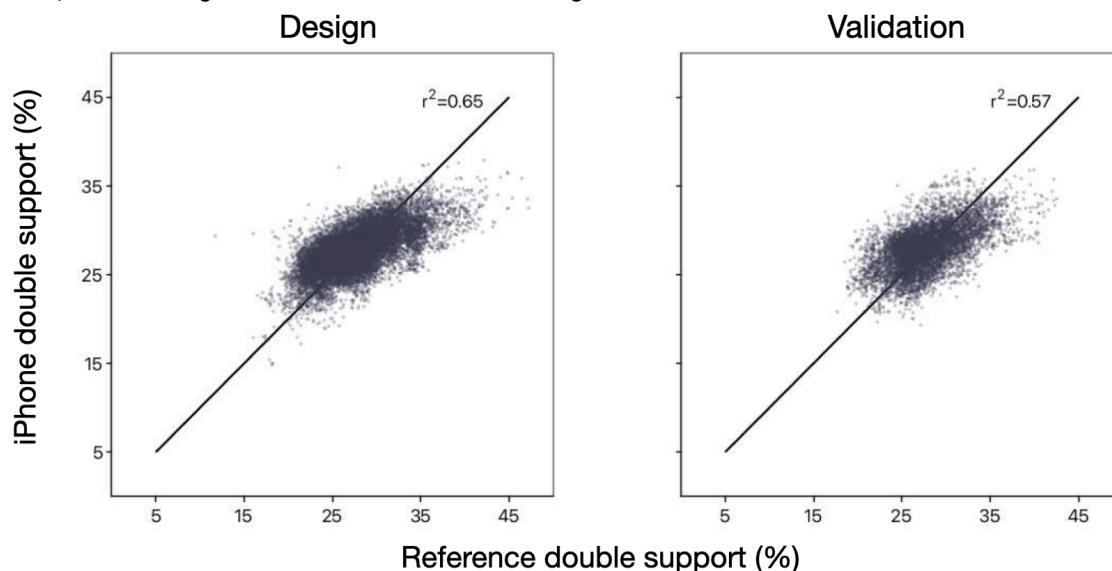


Abbildung 7: Doppelstützzeit-Leistung auf dem iPhone. Dies zeigt die Algorithmusleistung für das Entwicklungs- (Abbildung links) und Validierungsset (Abbildung rechts), die bei der Entwicklung der Metrik Doppelstützzeit verwendet wurden.

Tabelle 6. Doppelstützzeit-Leistung(Verschiedene iPhone-Standorte)

Kennzahl	Beschreibung	Design	Validierung
<i>N</i>	Besuche der Teilnehmer (einzelne Teilnehmer)	528 (359)	250 (179)
Walkover	Anzahl der Walkover auf der verwendeten Druckmatte, die zum Vergleich herangezogen wurden	15 487	7 440
Gültigkeit	Standardabweichung der absoluten Fehler ($\sigma_{\text{Fehler}} \%$)	2,91	2,95
Zuverlässigkeit	Vergleich der Druckmattenerfassung und der Schätzung der Doppelstützzeit auf dem iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Sensitivität	Minimale nachweisbare Veränderung (%)		
	10. Perzentile (am empfindlichsten)	2,06	2,12
	50. Perzentile	3,17	3,18
	90. Perzentile (am wenigsten empfindlich)	5,06	4,51

Gangasymmetrie

Die Metrik Gangasymmetrie liefert eine Schätzung des prozentualen Anteils der Dauer eines Gehvorgangs, in dem die asymmetrischen Schritte erkannt werden. Die Metrik bietet keine Klassifizierung des Schweregrads der Asymmetrie, sondern erlaubt lediglich eine Aussage über den prozentualen Anteil der Zeit, in der ein asymmetrischer Gang erkannt wird. Diese kann Werte zwischen 0 Prozent (was anzeigt, dass alle Gehschritte innerhalb eines beobachteten Gehvorgangs als symmetrisch eingestuft wurden) und 100 Prozent (was anzeigt, dass alle beobachteten Gehschritte asymmetrisch sind) erreichen.

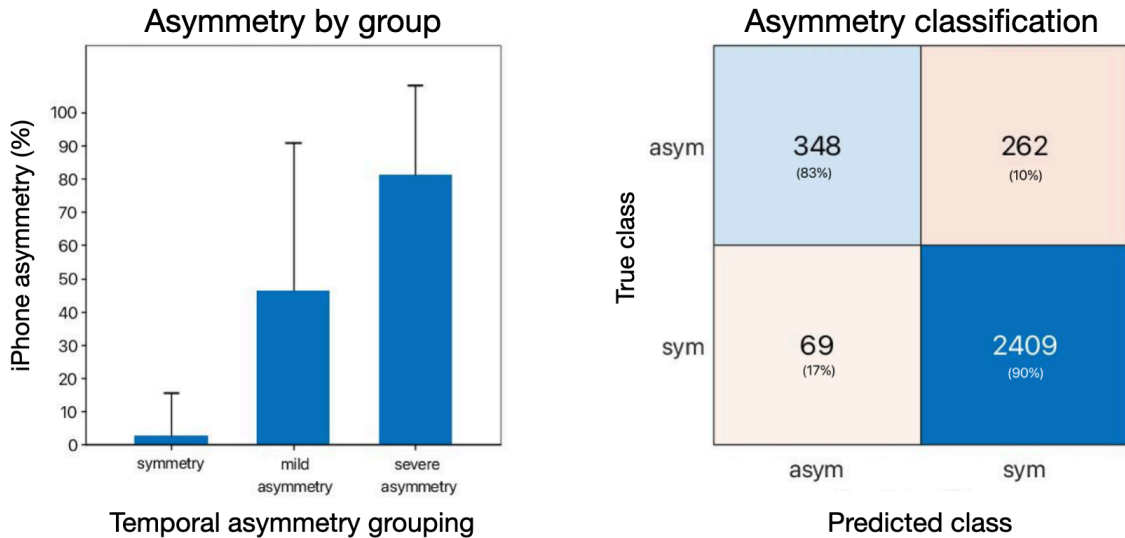


Abbildung 8: iPhone-Gangasymmetrie. Das Diagramm links zeigt den Mittelwert und die Standardabweichung der iPhone-Gangasymmetrie-Schätzungen, wobei die Gerätebesuche anhand der Referenzwerte als symmetrisch, leicht asymmetrisch oder stark asymmetrisch klassifiziert wurden. Das rechte Diagramm zeigt die Konfusionsmatrix für die Asymmetrie-Klassifizierung, bei der eine iPhone-Asymmetrie von 35 Prozent eine positive Vorhersagerate von 84,2 Prozent (348 echte Positive von 417 Asymmetrie-klassifizierten Gerätebesuchen) und eine Falsch-Negativ-Rate von 2,78 Prozent (69 Falsch-Positive von 2671 Symmetrie-klassifizierten Gerätebesuchen) ergab.

Tabelle 7. Klassifizierung der Asymmetrie basierend auf Werten der zeitlichen Gesamtsymmetrie

	Asymmetrie		
	Symmetrie	Leichte Asymmetrie	Schwere Asymmetrie
Zeitliche Gesamtsymmetrie	1,0–1,1	1,1–1,5	>1,5
Teilnehmer	392	125	21
Gerätebesuche (Anzahl)	2478	516	94

Diskussion

Die in diesem Dokument beschriebenen Mobilitätsmetriken bieten Verbrauchern, Forschern und Medizinern einen Mechanismus zur Beurteilung der Mobilität im täglichen Leben außerhalb der klinischen Umgebung. Bisher wurde die Ganganalyse basierend auf der Kosten-Nutzen-Analyse befürwortet. Man beschränkte dabei zudem die empfohlene Anwendung der Ganganalyse ausgehend von den Kosten und der Verfügbarkeit der Testung³⁷ auf bestimmte Bedingungen. Die Verfügbarkeit dieser Metriken auf einer weit verbreiteten Verbraucherplattform, wie dem iPhone, könnte die Bandbreite der empfohlenen Anwendungen erweitern. Andere Forschungsarbeiten haben bereits den Nutzen von Inertialsensoren, wie denjenigen, die in tragbaren Geräten zu finden sind, bei der Optimierung klinischer Untersuchungen durch objektive Messungen der Beeinträchtigung, der Überwachung des Krankheitsverlaufs und der Bewertung des Ansprechens auf Behandlungen aufgezeigt.³⁸

Die Verfügbarkeit und Anwendung dieser Metriken in klinischen oder Forschungsumgebungen kann Einblicke in klinisch zuverlässige und sinnvolle Grenzwerte und einen besseren Einsatz bekannter Grenzwerte ermöglichen. So wurde beispielsweise eine Abnahme der Gehgeschwindigkeit um 10 cm/s innerhalb eines Jahres bei älteren Menschen mit einem Sturzrisiko assoziiert.³⁹ Kurzfristige Veränderungen der Gehgeschwindigkeit bei älteren Erwachsenen mit Herzinsuffizienz haben sich als prognostisch für den längerfristigen Verlauf erwiesen.⁴⁰ Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und Doppelstützzeit wurden zur objektiven Messung behandlungsbedingter Verbesserungen des Gehens bei Personen mit Multipler Sklerose verwendet.⁴¹ Es ist wahrscheinlich, dass in der Zukunft weitere Anwendungsmöglichkeiten entdeckt werden. Ihre Erforschung wurde zuvor durch die mangelnde Verfügbarkeit solcher Daten beeinträchtigt.

Die Entwicklung und Validierung der Mobilitätsmetriken sind in mehrfacher Hinsicht eingeschränkt. Zunächst wurde die Asymmetrie aufgrund des Mangels an Personen mit asymmetrischem Gang in der Kohorte B künstlich mit einer Kniestütze induziert. Obwohl nachgewiesen wurde, dass diese Methode zuverlässig ein asymmetrisches Gangbild³⁶ hervorruft, könnte sich die Mechanik dieser Art von Asymmetrie wesentlich von der Asymmetrie unterscheiden, die beispielsweise durch neurodegenerative Erkrankungen⁴² oder Prothesen verursacht wird.⁴³ Zudem waren nicht alle Altersgruppen in der Studienpopulation repräsentiert, die zudem auf Personen mit Wohnsitz im Santa Clara Valley beschränkt war. Obwohl sich die Gehfähigkeit je nach ethnischer Zugehörigkeit⁴⁴ unterscheiden kann, geht man im Allgemeinen davon aus, dass sich das zweibeinige Pendelgehen im Erwachsenenalter nicht mehr erheblich verändert, außer das Gangbild wird wesentlich beeinträchtigt.⁴⁵ Die hier erläuterten Metriken sollten daher eine genaue Verfolgung des normalen Gehens über die Lebensspanne hinweg ermöglichen. Allerdings müssen sie für spezifischere Populationen weiter validiert werden.

In diesem Dokument beschreiben wir die Leistungsfähigkeit von Mobilitätsmetriken auf dem iPhone, indem wir jeden erfassten Schritt und Gangzyklus mit einer Goldstandard-Druckmatten-Referenz abgleichen. In HealthKit werden diese Metriken in Zeitabschnitten mit gültigem freiem Gehen aggregiert. Daher sind die hier beschriebenen Mobilitätsmetriken nicht im Verlauf des ganzen Tages verfügbar (sie sind beispielsweise nicht vorhanden, wenn Benutzer laufen oder bergauf wandern, siehe Abbildung 9), sondern werden vorgefiltert, um eine möglichst genaue Ausgabe zu ermöglichen.

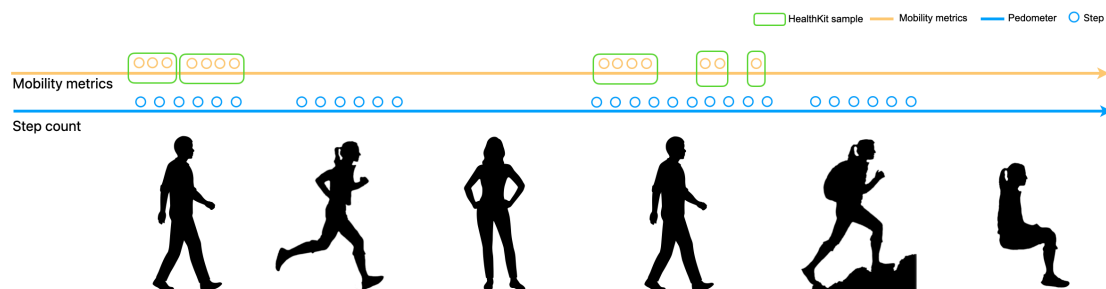


Abbildung 9: Schematische Darstellung der Verfügbarkeit der HealthKit-Metriken. Die Mobilitätsmetriken werden in HealthKit während des freien Gehens auf ebener Fläche angegeben, während die Schrittzählerschritte bei jeder Aktivität gemeldet werden, sofern die Schritte zuverlässig geschätzt werden können. Da die Metriken vorgefiltert werden, sodass nur Zeiträume erfasst werden, in denen die Gehqualität am besten eingeschätzt werden kann, ist es möglich, dass sich die Verfügbarkeit der Metriken nicht mit den Schrittzählungen der Schrittzähler überschneidet.

Die Metriken werden von einem biomechanischen Modell des Gehens abgeleitet. Dieses hängt von einer genauen Schätzung der Beinlänge ab, die ausgehend von der eingegebenen Körpergröße des Benutzers geschätzt wird. Die Benutzer sollten ihre Körpergröße in der Health-App für iOS eingeben, um die genauesten Schätzungen zu erhalten; ansonsten ist keine Kalibrierung erforderlich. Außerdem wird die Verfügbarkeit von Messungen weitgehend von der Interaktion der Benutzer mit dem iPhone abhängen. Angesichts der Tatsache, dass eine enge Kopplung eines Geräts mit dem Massenschwerpunkt eines Benutzers erforderlich ist, erhalten Personen, die das iPhone an einem Ort tragen, der ein gutes Signal liefert (beispielsweise in einer Tasche in der Nähe der Hüfte), häufiger Schätzungen als Benutzer, die das iPhone hauptsächlich an einem anderen Ort tragen (beispielsweise in der Hand, in einem Rucksack oder einer Handtasche). Bei den Benutzern, die mindestens eine Schätzung hinsichtlich des Gehens erhalten haben, bekommen im Durchschnitt über 80 Prozent mindestens fünf Schätzungen ihrer Mobilitätsmetriken pro Tag. Wenn Benutzer den Rollstuhlmodus in der Health-App für iOS aktiviert haben, sind die Metriken nicht verfügbar.

Schlussfolgerungen

Die Mobilitätsmetriken auf dem iPhone ermöglicht es dem Benutzer, seine funktionale Mobilität opportunistisch und passiv zu beurteilen. Das longitudinale, nicht-intrusive Tracking dieser Metriken bietet ein objektives Maß für die ganztägige Mobilität, welches als Ergänzung zu speziellen Funktionstests und klinischen Fragebögen fungieren kann. Diese Metriken bieten Anwendern, Forschern und Medizinern ein neues Werkzeug zur Beobachtung und Quantifizierung der funktionalen Mobilität.

Anhang

Datensicherheit

Der Start- und Endzeitpunkt für jeden Walkover wurde jeweils als erster Fersenauftritt auf der Druckmatte sowie als letzter Zehenablösung von der Druckmatte definiert. Die Referenzwerte der Druckmatte wurden zeitlich exakt mit den iPhone-Schätzungen für die Schrittzählung (siehe blaue Linie in der Abbildung 10) und Mobilitätsmetriken (siehe orange Linie in der Abbildung 10) abgeglichen. Zudem wurden direkte Vergleiche für jeden Walkover vorgenommen.

Die Schrittzählungen wurden für Teilnehmerbesuche geschätzt die mindestens 3 gültige Gehversuche für die selbst gewählten und langsamen Geschwindigkeitsaufgaben sowie 10 gültige Gehversuche für die 6MWT-Aufgabe umfassten. Die Walkover wurden zurückgewiesen, wenn die Teilnehmer den druckempfindlichen Teil der Matte verließen oder die Fußkontakte nicht korrekt registriert wurden (beispielsweise weil der Fuß nur teilweise auf der druckempfindlichen Matte aufkam).

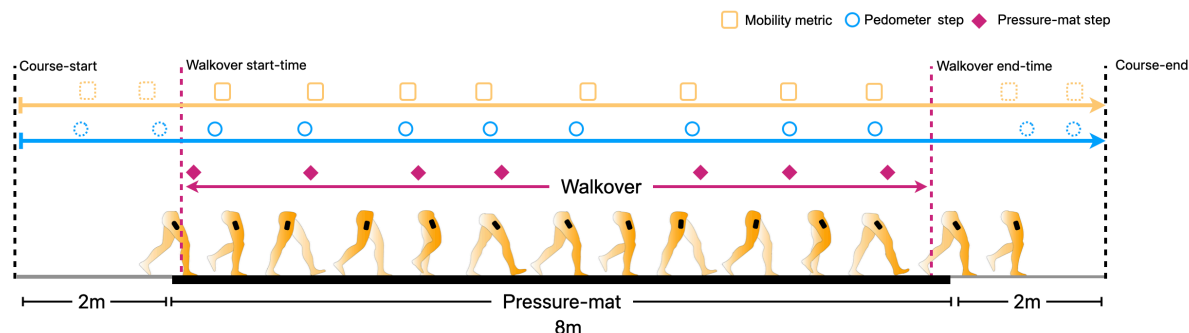


Abbildung 10: Versuchsaufbau für den Vergleich der Druckmatte mit den iPhone-Mobilitätsmetriken und -Schrittzähler. Die Teilnehmer liefen über eine Druckmatte (8 Meter), die die Fußkontaktzeit und -distanz aufzeichnet. Für jeden Walkover wurden anhand der Anzahl der Fußkontakte, der Fußkontaktzeiten sowie der Fußkontaktdistanzen die Schrittzahl auf der Druckmatte, die Gehgeschwindigkeit, die Schrittlänge sowie die Doppelstützzeit bestimmt. Die erste und letzte registrierte Druckmatten-Fußkontaktzeit bestimmte die Walkover-Start- und -Endzeit (lila Linie), die exakt mit dem iOS-Schrittzähler und den Mobilitätsmetriken abgeglichen wurden.

Statistische Methoden

Kontinuierliche Metriken

Zeitsynchronisierte iPhone- und Referenzschrittzählungen wurden für jede Gehaufgabe aggregiert und mit Hilfe des Pearson-Korrelationskoeffizienten verglichen (r^2).

Für die Entwicklung der Metriken Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge sowie Doppelstützzeit wurden die Gerätebesuche der Kohorte A in Entwicklungs- und Validierungsdatensätze aufgeteilt, wobei das Entwicklungsset für die Entwicklung des Algorithmus der jeweiligen Metrik verwendet wurde. Die Leistungsfähigkeit des Algorithmus für die drei Metriken wurde durch den Vergleich ihrer Schätzungen mit den Referenzwerten der Druckmatte ermittelt. Die Validität der Metriken wurde anhand der Standardabweichung der absoluten Fehler zwischen Referenz- und iPhone-Schätzungen beurteilt. Die Verlässlichkeit der Metriken wurde anhand des Pearsons-Korrelationskoeffizienten, (r^2) und des Inter-Rater Intraklassen-Korrelationskoeffizienten ($ICC_{(A,1)}$) bestimmt. Die Sensitivität wurde anhand der minimalen nachweisbaren Veränderung⁴⁶ der einzelnen Gerätebesuche bestimmt, wobei Perzentilverteilungen angegeben wurden.

Klassifizierungsmetriken

Für die Entwicklung der Gangasymmetrie wurden die Daten der Gerätebesuche der beiden Kohorten A und B aggregiert. Jedes Gerätebesuchssset wurde verwendet, um das zeitliche Gesamtsymmetrieverhältnis⁴⁷ zu berechnen und die Referenzgerätebesuche als „symmetrisch“, „leicht asymmetrisch“ und „stark asymmetrisch“ zu klassifizieren. Für die Gerätebesuche jeder Klassifizierung wurden der Mittelwert und die Standardabweichung der iPhone-Gangasymmetrie berechnet. Eine ROC-Analyse (Operationscharakteristik eines Beobachters) wurde anschließend verwendet, um die Fähigkeit der iPhone-Gangasymmetrie zu beurteilen, den Gang der Teilnehmer korrekt als symmetrisch oder asymmetrisch zu kategorisieren.

Definition der Asymmetrie

Für jeden Teilnehmer-Gerätebesuch wurde die Symmetrie als gesamtes zeitliches Symmetrieverhältnis angegeben⁴⁷:

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

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

Wobei $swing_{time}$ und $stance_{time}$ die mittleren Schwung- und Standzeiten der Schritte auf der Druckmatte sind, die für die linke (SSR_{left}) und die rechte (SSR_{right}) Seite berechnet werden. Die Definition der Symmetrie basiert auf Funktionen $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ und $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ im Zähler bzw. Nenner, um die Seitigkeit aus der Interpretation herauszunehmen. Der Gang von Teilnehmern mit einem zeitlichen Gesamtsymmetrieverhältnis zwischen 1,0 und 1,1 wurde als symmetrisch, zwischen 1,1 und 1,5 als leicht asymmetrisch und von mehr als 1,5 als schwer asymmetrisch eingestuft.⁴⁷ Eine Zusammenfassung der Druckmatten-Symmetrie-Cutoffs, einschließlich der Anzahl der Gerätebesuche für jede der drei Arten von Gangasymmetrie (Symmetrie, leichte Asymmetrie und schwere Asymmetrie), finden Sie in Tabelle 7.

Quellen

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, Bhrmazadeh 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.