



iPhoneの歩行指標を 使用した歩行の質の測定

2021年5月

目次

概要.....	3
はじめに	3
開発.....	4
試験計画	4
試験対象集団	6
結果.....	8
歩数.....	8
歩行速度.....	9
歩幅	10
歩行両脚支持時間	11
歩行非対称性.....	12
考察	13
まとめ	14
付録	14
データの健全性.....	14
統計的手法.....	14
非対称性の定義	15
参考文献.....	16

概要

iOS 14には、iPhone 8以降に搭載されているモーションセンサーを使用して、健康を維持するために重要な歩行指標を提示する機能があります。これには、歩行と運動能力の特徴付けに使用できる、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間、歩行非対称性^{1,2}の推定値が含まれます。本書では、iPhoneでこれらの歩行指標を推定する方法について、試験と検証も含めて詳しく説明します。

はじめに

歩行は、個人の怪我³、障害⁴、短期的および長期的な健康の重要な指標となります^{5,6}。高齢になり、運動能力が筋肉の退化⁷、神経疾患^{8,9}、心肺機能¹⁰を含む、さまざまな健康状態の影響を受けても自立した生活を送ることができるかどうかは、歩行に表れます¹¹。医師が個人の運動能力を測定する簡単な方法は、歩行を観察することです^{12,13}。歩行するには、一連の複雑な構成要素が複数の生理系間で関係している必要があり、いずれかの要素に不具合が1つあるだけで、疾患が進行したり怪我のリスクが高まったりすることがあります。

歩行パフォーマンスの測定は、個人の健康状態の評価¹⁴、怪我¹⁵や手術¹⁶からの回復の追跡、加齢による変化のモニタリング¹⁷によく使用されます。歩行パフォーマンスの測定値として一般的に使用されているものとしては、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間、歩行非対称性が挙げられます。

- 歩行速度とその経時変化は、臨床的に有意な健康転帰と密接な関連があります^{4,18}。歩行速度の測定値は、関節置換術³や脳卒中¹⁹などの急性の健康事象からの回復の追跡や、パーキンソン病の進行^{10,20}や加齢²¹などの経時的な変化のモニタリングによく使用されています。
- 歩幅は、いくつかの種類の神経学的疾患や筋骨格疾患による運動機能障害のマーカーとなります¹⁴。また、転倒や転倒恐怖感の予測にも使用できます²²。歩幅は年齢とともに減少するため、高齢者の歩幅は若齢者と比べて小さくなります^{23,24}。加齢に応じて歩幅の減少を考慮することが重要です²⁵。また、早期に運動介入を始めると、自立した生活の維持につながる可能性があります^{26,27}。
- 歩行両脚支持時間は、歩行中に両足が地面に触れている時間の割合を示します。この時間は、絶対時間と、怪我¹⁶や機能障害²⁸の影響がある各歩行周期の割合に伴って増加します。歩行両脚支持時間の増加は、個人の転倒恐怖感の高まりに関連しています²²。一方、歩行両脚支持時間の短縮は、歩行の安定性向上や転倒のリスク低下と相関があります²⁹。
- 歩行非対称性は、片側性の病変または怪我が発生しており、個人が歩行中に対側肢に依存している場合に生じます。歩行非対称性は、怪我をした後³⁰や、加齢または疾患による神経変性を原因として^{20,31}進行します。両脚間の両側性協調の低下は、転倒のリスク増加^{32,33}、手術後の転帰不良³⁰と関係があることがわかっており、今後の関節損傷の前兆と言えます^{34,35}。

iPhone 8以降を使用して推定される歩行指標は、若齢者から高齢者までの歩行の質を測定する受動的かつ非侵的な方法となります。iOS 14以降のヘルスケアAppでは、「歩行」でこれらの歩行指標の推定値を確認できます(図1を参照)。本書では、iPhoneの歩行指標(歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間、歩行非対称性)の開発と検証について説明し、使用に関する推奨事項を示します。

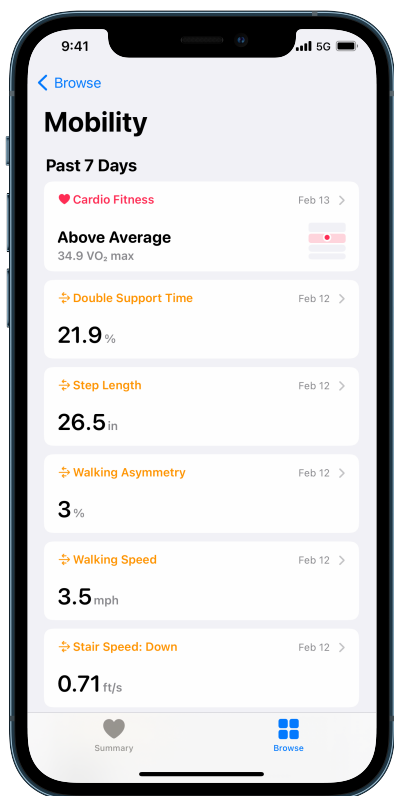


図1: iOS 14のヘルスケアAppに表示される歩行指標

開発

試験計画

歩行指標の設計と検証に使用するデータの収集のために、倫理委員会の承認を受けた複数の試験を実施しました。被験者は全員、1年かけて(8週間以上の間隔を置いて)最大2回実施される実験室内試験に参加し、各試験で一連の歩行タスクを実施しました。

被験者は全員、監督官の立ち会いの下、計器付きの圧力マット(ProtoKinetics Zeno™ Walkway歩行解析システム)上で地上歩行タスクを実施しました。その際に被験者は、2台のiPhoneデバイスを身体の両側に1台ずつ、腰(ウエスト用クリップ)に付けたり、前または後ろのポケットやウエストバッグに入れたりして携帯しました。1台のデバイスは、身体の右側または左側の、ユーザーがよく行う動作を最もよく再現できる位置を選んで配置してもらい、もう1台のデバイスは監督官がその反対側の位置に配置しました。

各歩行タスクは、12 mの直線コースの中央に8 m(26.2フィート)の圧力マットを敷いて実施しました。圧力マットは計器付きの装置で、踵接地とつま先離地の位置とタイミングに関する事象を非常に正確に示します。この装置を使用して、被験者の歩数、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間、歩行非対称性の基準値を生成しました。実験設定の詳細については、付録の「データの健全性」セクションを参照してください。

コホートAの被験者のタスクは、指示に従って自己選択した速度で行う4回の歩行(圧力マットを渡る1回の歩行と定義)、指示に従って低速で行う4回の歩行、速いペースでの6分間歩行試験(6MWT)中の可変回数の歩行で構成されます。6MWTでは被験者に、6分間でできるだけ多くの回数、圧力マットの上を往復歩行してもらいました¹²。コホートBでは被験者に、自己選択した速度、低速、および(怪我からの回復期のように)非常に低速で、複数回の歩行を実施してもらいました。このコホートの被験者は、市販の膝装具を装着して、歩行非対称性をシミュレートすることを目的として集められました³⁶。装具はロックして膝の屈曲を30°、伸長を10°に制限しました。コホートの説明とグループ分けを図2に示します。

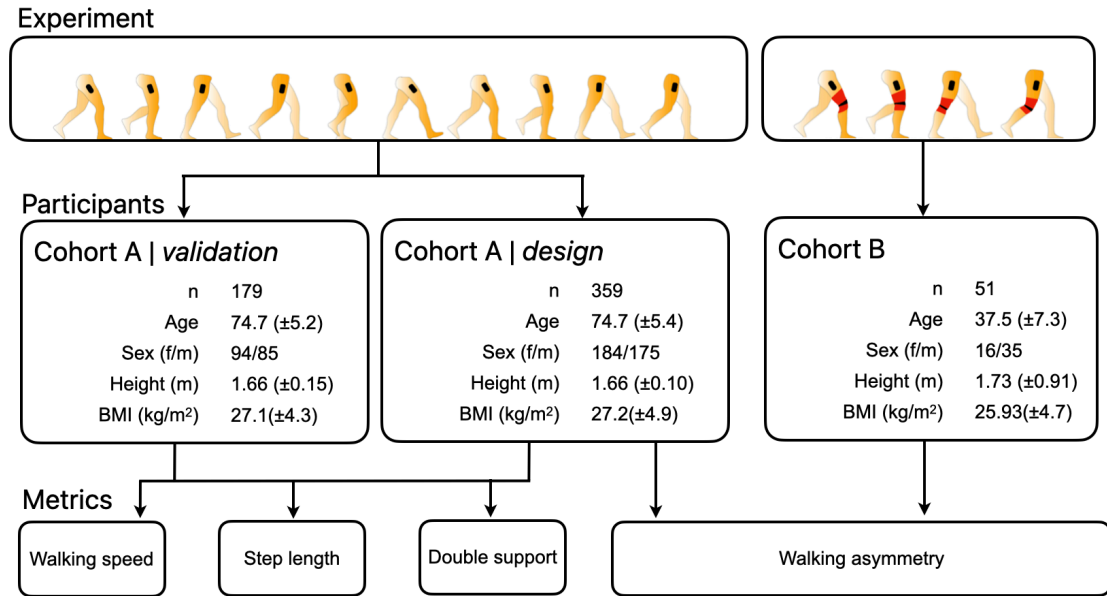


図2: 試験計画とデータ集計。コホートAの被験者を、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間の設計グループと検証グループに分けました。コホートAの被験者全員について、歩数計の歩数を検証しました。コホートBでは膝装具を片脚に装着してもらい、非対称な歩行をシミュレートすることによって、歩行非対称性指標の設計を行いました。

圧力マットとiPhoneデバイスから得られた値を直接比較することによって、歩行指標のパフォーマンスを評価しました。試験において各iPhoneは、歩行中に複数の異なる位置に配置されていることから、それぞれ独立した観察機器であると見なしました。1回の被験者試験で1回の歩行タスクに使用される1台のiPhoneからの測定を、デバイス試験と呼びます。たとえば、被験者が試験中に2台のデバイスを装着している場合、デバイス試験は2回となります。圧力マット上の直線コースを歩行した回数にデバイス試験の回数を乗じて、歩行の回数を算出しました(図3を参照)。指標のパフォーマンスを評価する統計的手法については、付録で詳しく説明しています。

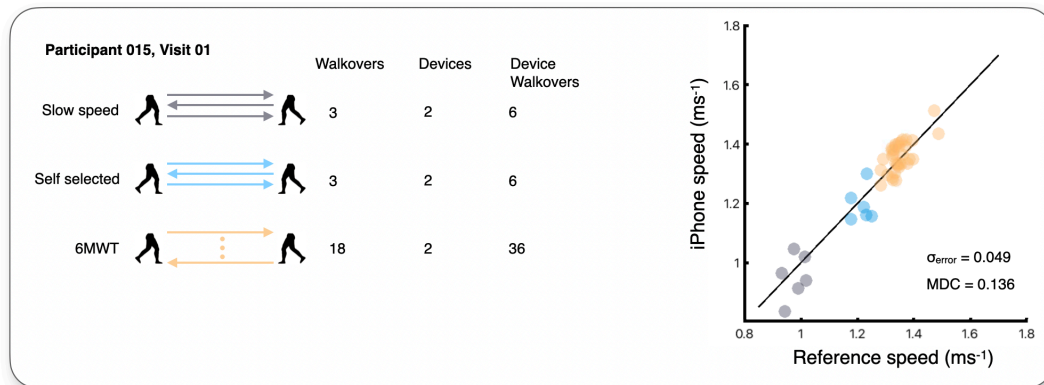
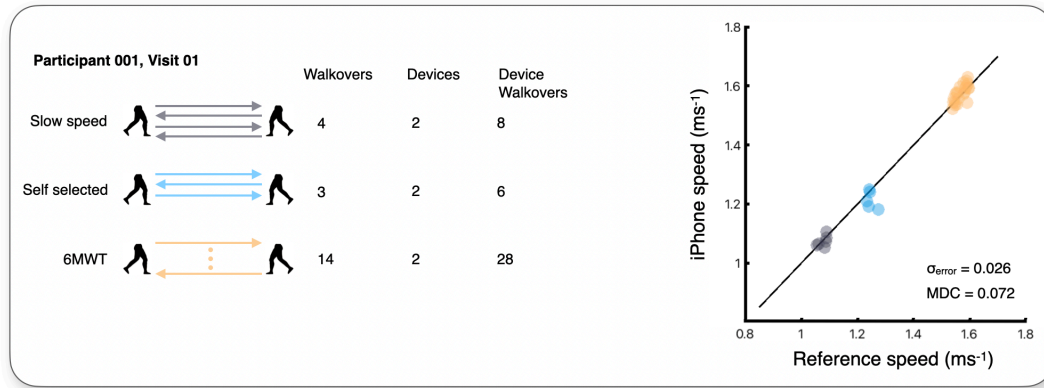


図3：データの収集と分析の例。コホートAのデータ収集について、2つの例を示しています。被験者に対し、2台のデバイスを装着した状態で、圧力マット上で低速で4回の歩行、自己選択した速度で4回の歩行を実施し、6MWTでできるだけ多くの回数の歩行を実施するように指示しました。各条件のデータセットは、指示した速度ごとの3回以上の有効な歩行と、6MWTでの10回以上の有効な歩行が含まれている場合にのみ、分析に使用しました。条件やデバイスによるデータの区別は行わず、絶対誤差の標準偏差 (σ_{error}) や最小可検変化量などの推定値を使用して、指標のパフォーマンスを計算しました。

試験対象集団

Appleは、2つの被験者コホートの協力を得て、複数の試験を通して歩行指標を設計および検証するためのデータを収集しました。試験は倫理委員会の承認を受けており、被験者全員がこの目的のために自分のデータを収集および使用することに同意しました。コホートAは、地域在住の高齢者または自立した生活を送る高齢者の大規模グループです(表1を参照)。コホートBは健常若齢者からなるグループで、非対称性を生じさせるために膝装具を装着してもらいました(表2を参照)。

表1. コホートAの被験者の特性

一意の被験者	設計 (N = 359)	検証 (N = 179)
人口統計学的特性と生物測定学的特性		
年齢	74.7(±5.4) [64, 92]	74.7(±5.3) [65, 95]
性別(女性/男性)	184/175	93/86
身長(m)	1.66(±0.10) [1.43, 1.95]	1.66(±0.95) [1.44, 1.88]
BMI(kg/m ²)	26.6(±4.4) [17.4, 43.8]	26.9(±4.1) [17.9, 39.3]
筋骨格疾患の有病者数	292(81%)	142(80%)
心臓疾患の有病者数*	259(72%)	124(69%)
神経疾患の有病者数	54(15%)	27(15%)
補助器具	13(5%)	<10(<5%)
筋骨格疾患 - 人数 (%)		
切断	<10(<5%)	<10(<5%)
関節炎	94(26%)	40(22%)
平衡障害	64(18%)	34(19%)
変性円板疾患	27(8%)	11(6%)
頭部または頸部の問題	41(11%)	20(11%)
変形性関節症	177(49%)	88(49%)
リウマチ性関節炎	<10(<5%)	<10(<5%)
椎間板ヘルニア	23(6%)	18(10%)
関節置換術	58(16%)	29(16%)
その他	157(44%)	75(42%)

*高血圧、心臓発作、心不全、冠動脈疾患、脳卒中、脂質異常症、末梢動脈疾患 (PAD)、不整脈。

表2. コホートBの被験者の特性

設計 (N = 51)	
人口統計学的特性と生物測定学的特性	
年齢	37.5(±7.3) [26, 55]
性別(女性/男性)	16/35
身長(m)	1.73(±0.91) [1.55, 1.89]
BMI(kg/m ²)	25.9(±4.7) [18.3, 42.7]

結果

コホートAの被験者に関する集計結果を表3に示します。これらの結果では、設計データセットと検証データセットの区別は行っていません。

表3. コホートAの圧力マットでの基準値の平均、標準偏差、範囲

	低速	自己選択した速度	高速(6MWT)
	平均±標準偏差(範囲)	平均±標準偏差(範囲)	平均±標準偏差(範囲)
デバイス試験	845	854	738
歩行	3146	3175	16625
歩行率 (steps·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)
歩行速度 (m·s ⁻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)
歩幅(m)	0.61 ± 0.08(0.34~0.86)	0.68 ± 0.08(0.45~0.88)	0.71 ± 0.07(0.38~0.94)
歩行両脚支持時間(%)	31.37 ± 3.69 (19.56~47.08)	28.38 ± 3.34 (18.13~39.71)	27.00 ± 3.40 (16.03~43.36)
全時間的対称性(単位なし)	1.07 ± 0.04(1.00~1.45)	1.06 ± 0.03(1.00~1.35)	1.06 ± 0.03(1.00~1.75)

歩数

歩数計の歩数は、ユーザーがデバイスを装着している間の歩数の客観的な測定値を示します。Apple WatchとiPhoneによって検出された歩数をインテリジェントに融合させて、ユーザーの1日の行動を正確に推定しています。歩数を検出したデバイスは、HealthKitで特定できます。図4では、iPhoneの歩数の妥当性を立証するために、コホートAのデバイス試験データを分析に使用しました。

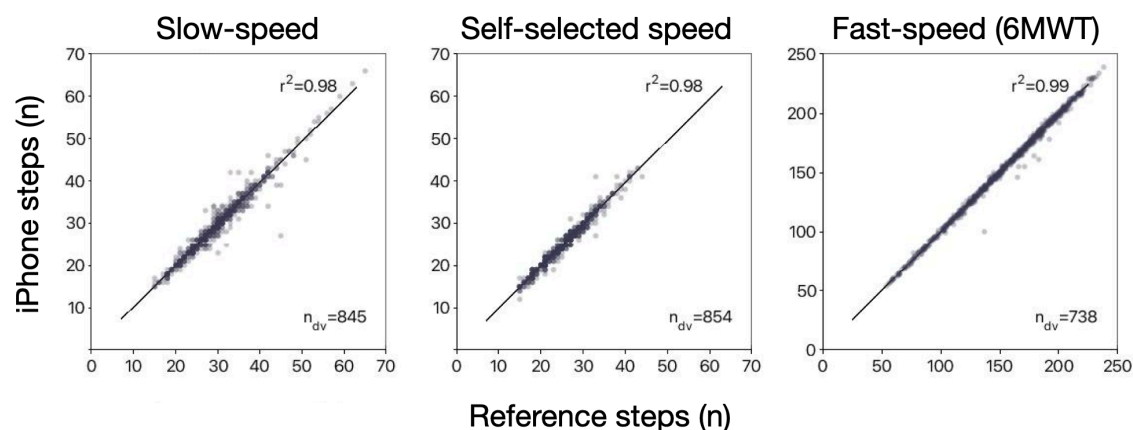


図4: iPhoneの歩数計の歩数のパフォーマンス。これらのグラフは、低速(左のグラフ)、自己選択した速度(中央のグラフ)、および6MWT(右のグラフ)での歩行タスク中の圧力マットでの基準値とiPhoneの歩数を使って登録された歩数の集計値間の相関関係を示しています。自己選択した速度(1.30 ± 0.18 m·s⁻¹)、低速(1.04 ± 0.18 m·s⁻¹)、6MWT(1.46 ± 0.18 m·s⁻¹)の歩数のピアソン相関係数は、すべて0.96を超えていました。自己選択した速度と低速の歩数値は3回または4回の歩行を使って集計し、6MWT歩数値は10回以上の歩行を使って集計していることに注意してください。

歩行速度

歩行速度指標は、ユーザーが平坦な地面を歩行する速度の推定値を表します。この指標は、ユーザーの重心のモデルを使って生成されます。そのため、iPhoneが身体に密着している場合（ポケットに入れている、ベルトに装着しているなど）に最も正確な指標が得られます。また、ユーザーがiOSのヘルスケアAppに最新の身長を入力していることも必要です。

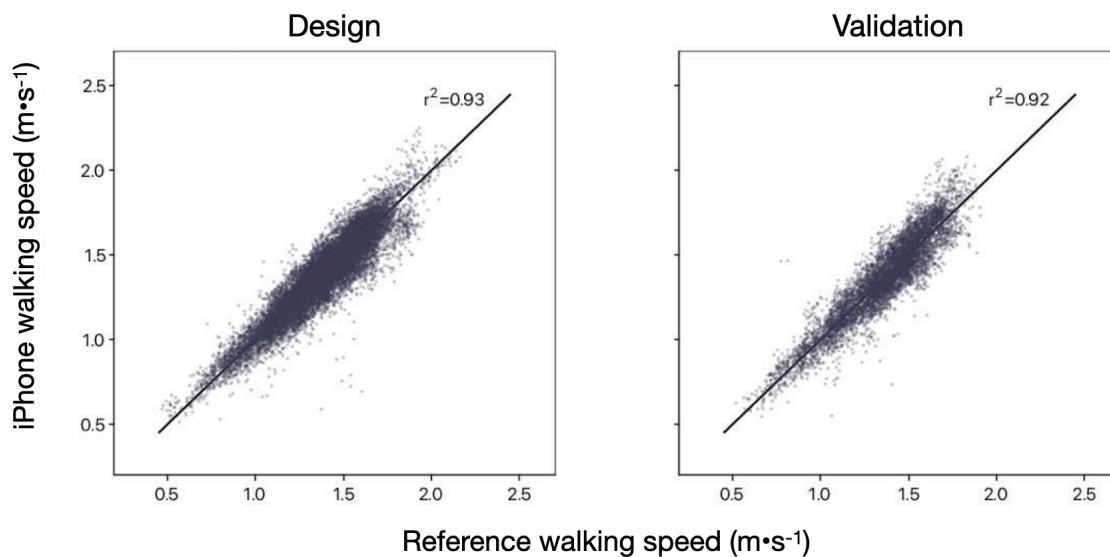


図5：iPhoneの歩行速度のパフォーマンス。歩行速度指標の開発に使用した設計セット（左のグラフ）と検証セット（右のグラフ）についてのアルゴリズムのパフォーマンスを示しています。

表4. 歩行速度のパフォーマンス（さまざまなiPhone位置で測定）

指標	説明	設計	検証
N	被験者試験（一意の被験者）	528(359)	250(179)
歩行	比較に使用した、圧力マットでの歩行の回数	15,487	7,440
妥当性	絶対誤差の標準偏差 ($\sigma_{\text{error}} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)	0.09	0.15
信頼性	圧力マットでの基準値とiPhoneの歩行速度の推定値の比較 (ICC _(A,1))	0.93	0.92
感度	最小可検変化量 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)		
	10パーセンタイル (感度が最も高い)	0.07	0.08
	50パーセンタイル	0.13	0.14
	90パーセンタイル (感度が最も低い)	0.22	0.23

歩幅

歩幅は、ユーザーの歩行中に一方の足が接地する点ともう一方の足が接地する点との間の推定距離を示す新しい指標です。この指標は、ユーザーの身長と、ユーザーが平坦な地面上を絶え間なく歩行している間の歩行率と歩行速度の推定値を使ったモデルから生成されます。

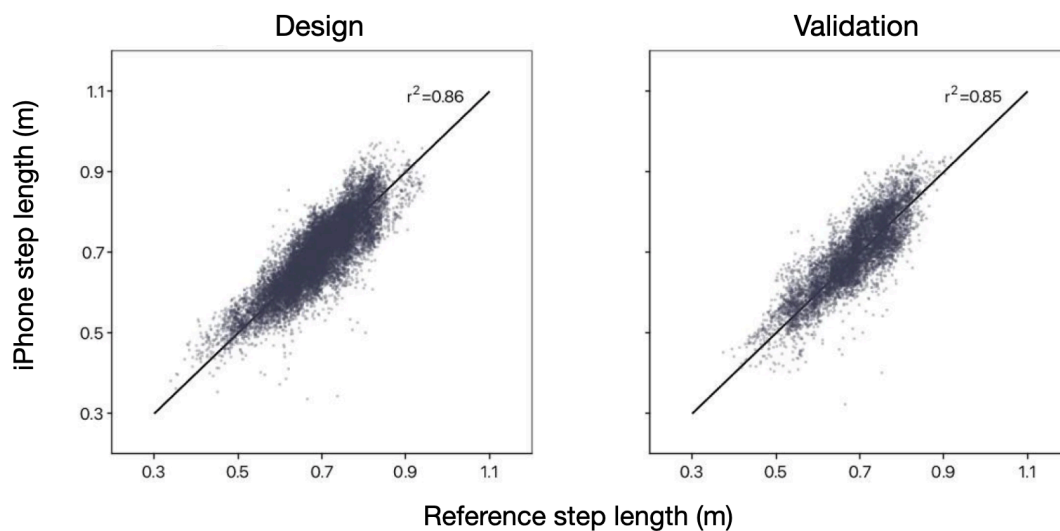


図6：iPhoneの歩幅のパフォーマンス。歩幅指標の開発に使用した設計セット(左のグラフ)と検証セット(右のグラフ)についてのアルゴリズムのパフォーマンスを示しています。

表5. 歩幅のパフォーマンス(さまざまなiPhone位置で測定)

指標	説明	設計	検証
N	被験者試験(一意の被験者)	528(359)	250(179)
歩行	比較に使用した、圧力マットでの歩行の回数	15,487	7,440
妥当性	絶対誤差の標準偏差 (σ_{error} m)	0.05	0.05
信頼性	圧力マットでの基準値とiPhoneの歩幅の推定値の比較 ($\text{ICC}_{(A,1)}$)	0.85	0.84
感度	最小可検変化量 (m)		
	10パーセンタイル(感度が最も高い)	0.04	0.04
	50パーセンタイル	0.09	0.07
	90パーセンタイル(感度が最も低い)	0.14	0.12

歩行両脚支持時間

歩行両脚支持時間指標は、歩行周期(片足の踵接地から対側足のつま先離地まで)の中で、ユーザーが両足で立っている(両脚支持)時間の割合の測定値を示します。この指標の値は、0%(ランニング中に片足を前に振り出して両足が同時に地面に付いていない場合など)から100%(静止中や極端な引きずり歩行時に両足が常に地面に付いている場合など)の範囲で変化します。一般的な歩行動作での範囲は20%~40%で、値が低いほどバランスが取れていることを示します。

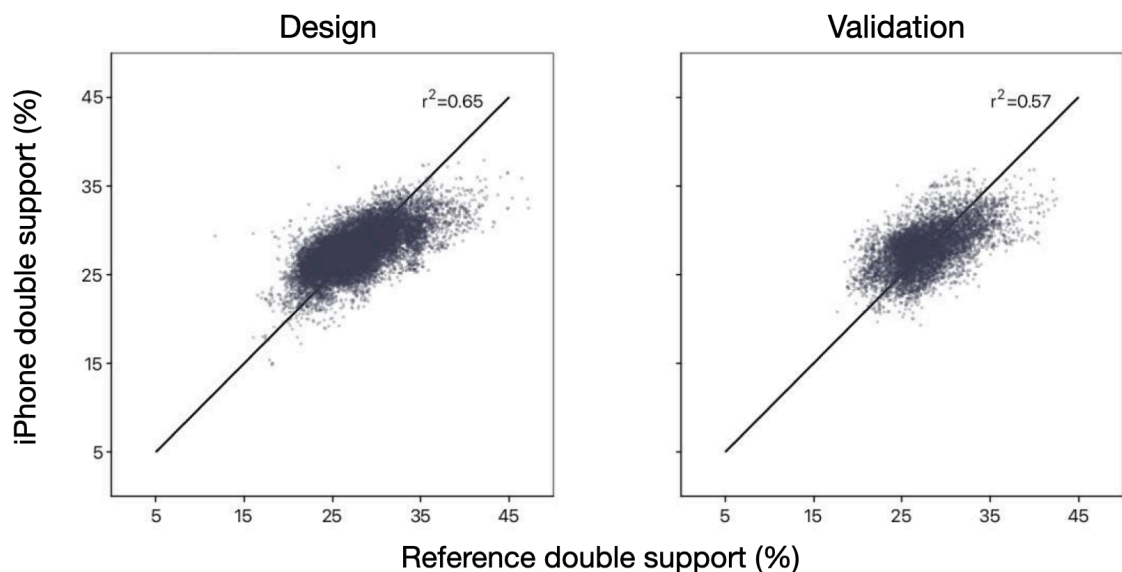


図7: iPhoneの歩行両脚支持時間のパフォーマンス。歩行両脚支持時間指標の開発に使用した設計セット(左のグラフ)と検証セット(右のグラフ)についてのアルゴリズムのパフォーマンスを示しています。

表6. 歩行両脚支持時間のパフォーマンス(さまざまなiPhone位置で測定)

指標	説明	設計	検証
N	被験者試験(一意の被験者)	528(359)	250(179)
歩行	比較に使用した、圧力マットでの歩行の回数	15,487	7,440
妥当性	絶対誤差の標準偏差(σ_{error} %)	2.91	2.95
信頼性	圧力マットでの基準値とiPhoneの歩行両脚支持時間の推定値の比較($\text{ICC}_{(A,1)}$)	0.59	0.53
感度	最小可検変化量(%)		
	10パーセンタイル(感度が最も高い)	2.06	2.12
	50パーセンタイル	3.17	3.18
	90パーセンタイル(感度が最も低い)	5.06	4.51

歩行非対称性

歩行非対称性指標は、歩行期間内に非対称なステップが検出される時間の割合の推定値を示します。この指標は、非対称性の重症度の分類ではなく、非対称な歩行が検出される時間の割合を示すものです。この指標は0%から100%の範囲で変化します。0%は観察された歩行期間内のすべての歩行ステップが対称と推定されていることを示し、100%は観察されたすべての歩行ステップが非対称であることを示します。

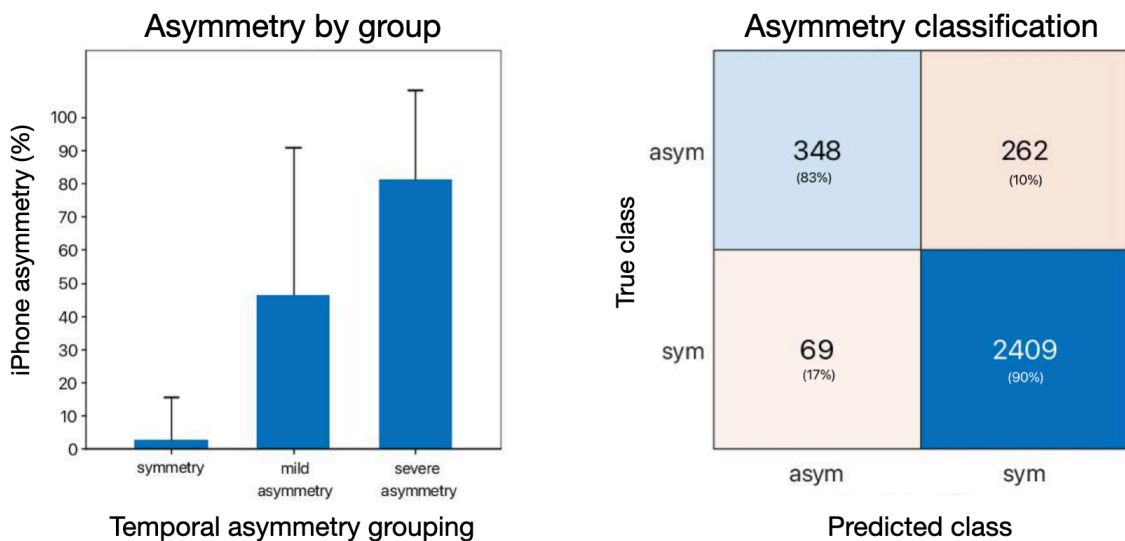


図8：iPhoneの歩行非対称性。左のグラフにはiPhoneによる歩行非対称性の推定値の平均と標準偏差を示しており、基準値を使用して、デバイス試験を対称、軽度の非対称、または重度の非対称に分類しています。右のグラフには非対称への分類の混同行列を示しており、iPhoneの非対称性が35%の場合は陽性的中率が84.2% (非対称に分類された417件のデバイス試験のうち348件が真陽性)、偽陰性率が2.78% (対称に分類された2,671件のデバイス試験の結果のうち69件が偽陽性)であることを示しています。

表7. 全時間的対称性の値による非対称性の分類

	非対称		
	対称	軽度の非対称	重度の非対称
全時間的対称性	1.0~1.1	1.1~1.5	>1.5
被験者	392	125	21
デバイス試験(回数)	2478	516	94

考察

本書で説明している歩行指標は、消費者、研究者、医療従事者に、診療所以外での日常生活における歩行能力を評価するためのメカニズムを提供します。これまで歩行評価は費用対効果分析に重点を置いて行われ、歩行解析の使用は試験のコストと可用性に基づいて特定の条件に限って推奨されていました³⁷。これらの指標がiPhoneのように広く使用されている消費者向けプラットフォームで利用可能になることで、推奨用途の幅が広がる可能性があります。ほかの研究では、障害の客観的な測定により臨床試験を補う際、疾患の進行をモニタリングする際、および治療に対する反応を評価する際に、ウェアラブルデバイスに採用されているような慣性センサーに有用性があることが既の実証されています³⁸。

臨床環境や研究環境におけるこれらの指標の可用性と用途によって、臨床的な信頼性のある有意なしきい値に関する洞察が得られたり、既知のしきい値をより大規模に適用したりできる可能性があります。たとえば、歩行速度が1年以内に10 cm/s低下した場合、高齢者の転倒のリスクと関連付けられています³⁹。心不全を抱えている高齢者に見られる歩行速度の短期的な変化は、長期転帰の予後を示すことがわかっています⁴⁰。また、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間は、多発性硬化症を抱えている方に対する治療による歩行の改善を客観的に測定するために使用されています⁴¹。ほかにも、過去にこのようなデータを利用できなかったために探求されなかった、未発見の用途が存在すると思われる。

歩行指標の開発と検証には、いくつかの点で制限があります。まず、非対称な歩行が見られる方が少ないため、コホートBの試験で膝装具を使用して非対称性を人為的に誘導しました。この方法では非対称な歩行が確実に誘導されることがわかっていますが³⁶、このような非対称性の機構は、神経変性疾患⁴²または人工装具⁴³を要因とする非対称性とは実質的に異なる可能性があります。さらに、試験対象集団はすべての成人年齢層を網羅しておらず、サンタクララバレーに居住する方に限定されています。歩行能力は人種や民族などのカテゴリによって異なる可能性があります⁴⁴、二足振子歩行は、歩行に実質的な障害が生じない限り、成人年齢に達した後は実質的に変化しないことが広く認められています⁴⁵。そのため、ここで概説している指標は、一生を通じて通常の歩行を追跡するための精度を備えていると考えられます。ただし、より特異的な集団についてはさらなる検証が必要になります。

本書では、検出された各ステップおよび歩行周期を、圧力マットによる絶対的な基準値に照らすことにより、iPhoneの歩行指標のパフォーマンスについて説明しました。HealthKitでは、これらの指標を集計して有効な地上歩行の期間が生成されます。そのため、1日の中にはここで説明している歩行指標を利用できない時間が生じます(たとえば、図9に示すように、ユーザーがランニングしているときや上り坂でハイキングしているときには指標が得られません)が、指標を事前にフィルタリングすることによって最も正確な出力が示されます。

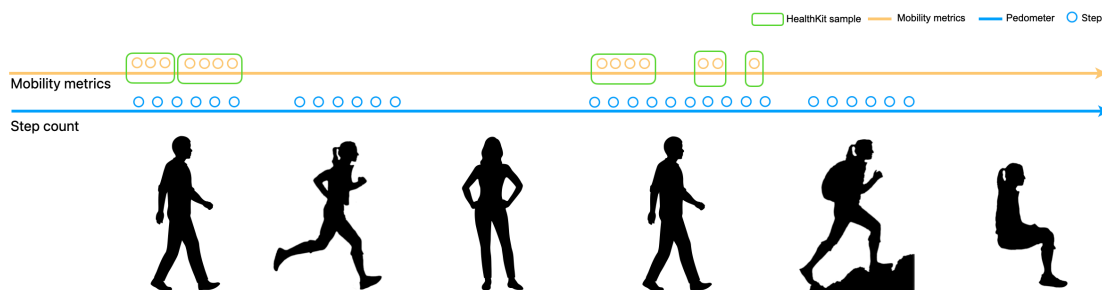


図9: HealthKit指標の可用性の模式図。歩行指標は、平坦な地面での地上歩行中にHealthKitで報告されます。一方、歩数計の歩数は、歩数を確実に推定できる活動中に報告されます。指標は歩行の質の最適な推定が行われる期間に事前にフィルタリングされるため、指標を利用できる期間は歩数計の歩数を利用できる期間と重複していないことがあります。

指標の生成に使用される歩行の生体力学的モデルは、脚の長さが正確に推定されるかどうかによって左右されます。脚の長さは、ユーザーが入力した身長から推定されます。最も正確な推定値を受け取るには、ユーザーがiOSのヘルスケアAppに身長を入力する必要があります。それ以外の調整は必要ありません。さらに、測定の可用性は、ユーザーのiPhoneの扱い方に大きく左右されます。デバイスはユーザーの重心部分に密着している必要があります。そのため、良好な信号が得られる位置（腰に近いポケットなど）にiPhoneを携帯している方は、別の位置に携帯している（たとえば、手で持っていたり、バックパックやハンドバッグに入れていたりする）方より、頻繁に推定値を受け取るようになります。歩行期間の推定値を1回以上受け取っているユーザーの場合、平均で80%を超える方が、1日に5回以上、歩行指標の推定値を受け取るようになります。ユーザーがiOSのヘルスケアAppで車椅子モードを有効にしている場合、これらの指標は利用できません。

まとめ

iPhoneの歩行指標を使用すると、ユーザーは機能的歩行能力を便宜的かつ受動的に評価できます。これらの指標を非侵襲的な方法で長期的に追跡することにより、1日の歩行を客観的に測定し、特殊な機能試験や臨床での聞き取り調査を補うことができます。これらの指標はユーザー、研究者、医療従事者にとって、機能的歩行能力を追跡および数値化するための新しいツールとなります。

付録

データの健全性

各歩行の開始時間と終了時間は、圧力マットの最初の踵接地から最後のつま先離地までの時間を使用して定義しました。圧力マットでの基準値は、歩数（図10の青色の線を参照）および歩行指標（図10のオレンジ色の線を参照）のiPhoneでの推定値と正確な時間調整を行い、各歩行についてこれらを直接比較しました。

歩数は、自己選択したタスクと低速タスクの3回以上の有効な歩行、および6MWTタスクの10回の有効な歩行で構成される被験者試験に対して推定しました。被験者がマットの感圧部から逸れて歩行した場合や、（感圧マットに着地したのが足の一部であることなどが原因で）足の接地が正しく登録されなかった場合には、これらの歩行を除外しました。

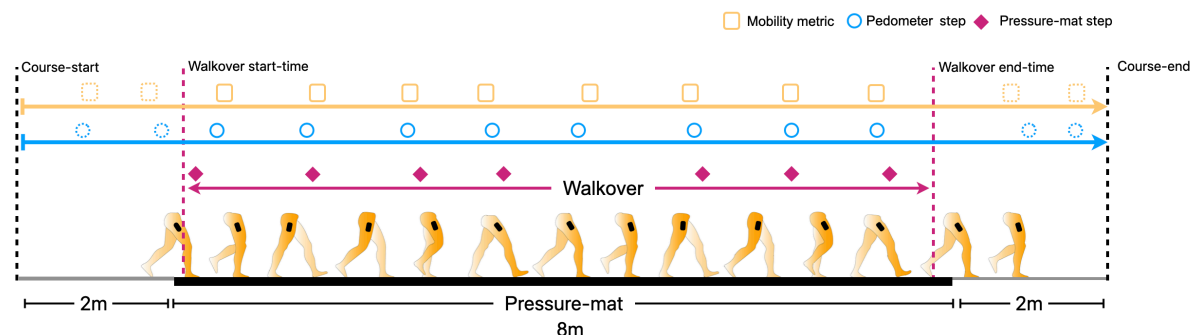


図10：圧力マットでの基準値をiPhoneの歩行指標および歩数と比較するための実験設定。被験者は、足の接地時間と変位量を登録する圧力マット（8 m）の上を歩行しました。各歩行について、足の接地回数、足の接地時間、足の接地変位量を使用して、圧力マットでの歩数、歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間を求めました。最初と最後に登録された圧力マットでの足の接地時間から、歩行の開始時間と終了時間（紫色の線）を求め、iOSの歩数計の歩数と歩行指標との正確な調整を行いました。

統計的手法

連続的指標

時間同期を行ったiPhoneでの歩数と基準歩数を歩行タスクごとに集計し、ピアソン相関係数(r^2)を使用して比較しました。

歩行速度、歩幅、歩行両脚支持時間の各指標の開発のために、コホートAからデバイス試験のデータを収集し、設計データセットと検証データセットに分割しました。各指標のアルゴリズムの開発には設計セットを使用しました。3つの指標のアルゴリズムのパフォーマンスは、これらの指標の推定値と圧力マットでの基準値を比較することによって判断しました。指標の妥当性は、基準値とiPhoneでの推定値のペア間の絶対誤差の標準偏差を使用して評価しました。指標の信頼性は、ピアソン相関係数(r^2)と検者間級内相関係数($ICC_{(A,1)}$)を使用して評価しました。感度は、各デバイス試験の最小可検変化量⁴⁶と、報告されているパーセンタイル分布を使用して評価しました。

分類指標

歩行非対称性指標の開発のために、コホートAとコホートBの両方から収集されたデバイス試験データを照合しました。デバイス試験の各セットを使用して、全時間的対称比⁴⁷を計算し、基準デバイス試験を「対称」、「軽度の非対称」、「重度の非対称」の歩行グループに分類しました。各グループに分類されたデバイス試験について、iPhoneの歩行非対称性指標の平均と標準偏差を計算しました。次に、受信者操作特性(ROC)解析を使用して、iPhoneの歩行非対称性指標によって、被験者を対称または非対称の歩行者に適切に分類できているかを評価しました。

非対称性の定義

各被験者デバイス試験について、対称性は全時間的対称比⁴⁷として計算しました。

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

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

ここで、 $swing_{time}$ および $stance_{time}$ は、圧力マットでの歩行の平均遊脚時間と平均立脚時間であり、左側(SSR_{left})および右側(SSR_{right})について計算されます。対称性は、分子と分母に関数 $\max(SSR_{left}, SSR_{right})$ および $\min(SSR_{left}, SSR_{right})$ を使用して定義します。左右側性を解釈から除外するためです。被験者の全時間的対称比が1.0~1.1の場合は歩行が対称であると見なし、1.1~1.5の場合は軽度の非対称、1.5を超える場合は重度の非対称であると見なしました⁴⁷。3種類の歩行非対称性(対称、軽度の非対称、重度の非対称)のそれぞれに分類されたデバイス試験の数を含み、圧力マットでの対称性のカットオフ値の要約を表7に示しています。

参考文献

- 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.
- ⁷Sosnoff 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.
- ⁸Mielke 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.
- ⁹Mirelman 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.
- ¹⁰Yates 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.
- ¹¹Satariano 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.
- 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, Dhaher YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke:Multi-factorial associations. *Journal of Biomechanics*.2009; 42(11):1673–1677. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.04.015.
- ²⁰Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait:effects of aging and Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*.2007; 181(4):561–570. doi:10.1007/s00221-007-0955-7.
- ²¹Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, et al. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*.2003; 18(5):435–443. doi:10.1016/S0268-0033(03)00029-9.
- ²²Maki BE. Gait changes in older adults:predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American Geriatrics Society*.1997; 45(3):313–320. doi:10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x.
- ²³Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age:the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology:Series A*.1996; 51(6):303–312. doi:10.1093/gerona/51a.6.m303.
- ²⁴Aboutorabi A, Arazpour M, Bhrmizadeh M, et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects:A literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*.2016; 28(3):393–405. doi:10.1007/s40520-015-0420-6.
- ²⁵Guimaraes RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*.1980; 2(4):177–180. doi:10.3109/09638288009163984.
- ²⁶Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke:a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.2011; 8(66). doi:10.1186/1743-0003-8-66.
- ²⁷Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*.2000; 29(1):1–12. doi:10.2165/00007256-200029010-00001.

- ²⁸Gabell A, Nayak USL. The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*.1984; 39(6):662–666. doi:10.1093/geronj/39.6.662.
- ²⁹Williams DS, Martin AE. Gait modification when decreasing double support percentage. *Journal of Biomechanics*.2019; 92:76–83. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.05.028.
- ³⁰Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, et al. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *The American Journal of Sports Medicine*.2013; 41(6):1310–1318. doi:10.1177/0363546513482718.
- ³¹Richmond SB, Swanson CW, Peterson DS, et al. A temporal analysis of bilateral gait coordination in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*.2020; 45:102445. doi:10.1016/j.msard.2020.102445.
- ³²Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*.2007; 26(4):555–589. doi:10.1016/j.humov.2007.05.003.
- ³³Lord S, Galna B, Verghese J, et al. Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: Validation of factor analysis approach. *The Journals of Gerontology: Series A*.2013; 68(7):820–827. doi:10.1093/gerona/gls255.
- ³⁴Roos PE, Button K, Sparkes V, et al. Altered biomechanical strategies and medio-lateral control of the knee represent incomplete recovery of individuals with injury during single leg hop. *Journal of Biomechanics*.2014; 47(3):675–680. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.046.
- ³⁵Duffell LD, Gulati V, Southgate D, et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*.2013; 38(4):745–750. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.03.015.
- ³⁶Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, et al. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*.2008; 23(4):459–467. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- ³⁷Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*.2016; 52(4):560–574.
- ³⁸O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummidisetty CK, et al. Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. *Sensors (Basel)*.2019; 19(20):4537. doi:10.3390/s19204537.
- ³⁹Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*.2009; 64(8):896–901. doi:10.1093/gerona/glp033.
- ⁴⁰Tanaka S, Kamiya K, Hamazaki N, et al. Short-term change in gait speed and clinical outcomes in older patients with acute heart failure. *Circulation Journal*.2019; 83(9):1860–1867. doi:10.1253/circj.CJ-19-0136.
- ⁴¹Novotna K, Ruzs 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.