



オリジナル記事

高齢者における足首加速度計を用いた歩行速度測定の妥当性

今村圭吾^{1*}、河合寿¹、江尻 真奈美¹、平野 博彦¹、藤原義則¹、井原一成²、小淵修一¹

¹ 東京都健康長寿医療センター研究所、東京、日本
² 弘前大学医学部社会医学講座、青森県弘前市

抽象的な

背景/目的: 高齢者の歩行速度は、身体の健康状態を測る上で重要な指標です。これまでの研究では、研究室での歩行とスマートフォンのGPS（全地球測位システム）を使用して歩行速度を測定してきました。しかし、GPSを使用した歩行は主に屋外での活動であるため、主に屋内で生活する高齢者の歩行速度測定の妥当性は十分に検証されていません。本研究では、高齢者の足首バンド加速度計を使用した歩行速度測定の妥当性を、研究室環境でストップウォッチを使用して測定した歩行速度（歩行速度測定のゴールドスタンダード）と比較することを目的としました。

方法: 2022年に行われたOtassha Study 2011コホート追跡調査の一環として、合計509名（平均年齢73.8歳、女性62.9%）が総合健康診断に参加した。歩行速度は、通常の歩行速度と最大歩行速度として測定された。足首バンド加速度計による歩行速度測定の妥当性は、級内相関係数（ICC）（2,1）を使用して評価され、系統的バイアスはBland-Altmanプロットを使用して観察された。

結果: ストップウォッチと足首バンド加速度計による平均通常歩行速度はそれぞれ1.38（SD: 0.24）m/sと1.30（0.27）m/sであり、平均最大歩行速度はそれぞれ2.09（0.39）m/sと2.09（0.49）m/sであった。ICCは通常歩行速度で0.780、最大歩行速度で0.849であり、Bland-Altmanプロットは最大歩行速度に比例するバイアスを示した。

結論: 歩行速度測定における足首バンド加速度計の精度を評価しました。

ISSN 2663-8851/Copyright © 2024、アジアフレイル・サルコペニア協会および台湾統合ケア協会。発行元: Full Universe Integrated Marketing Limited。

*対応

今村 圭吾 博士

東京都健康長寿医療センター研究所、東京、日本

メールアドレス: imamura@tmig.or.jp

2024年2月2日受領

2024年5月29日に受理

キーワード

歩行速度、足首バンド加速度計、妥当性、高齢者。

1. はじめに

歩行速度は高齢者の身体の健康にとって重要なパラメータとして認識されています。高齢者の歩行速度が遅いと、機能障害などの有害事象が発生することが報告されています。

歩行速度は、日常生活動作、障害、死亡率に影響を与えます。1-3 歩行速度は、虚弱性4およびサルコペニア5の診断指標でもあり、その有病率は加齢とともに増加します。そのため、歩行速度を測定することは、高齢者の機能的な能力の管理とサクセスフルエイジングにとって重要です。

いくつかの研究では、歩行速度と健康関連の結果との関連性が報告されており、実験室環境では、歩道で一定の距離（例：4メートルまたは10メートル）を歩くのにかかる時間をストップウォッチで測定しています。6この方法はシンプルで、歩行能力の測定には正確であることが示されていますが⁷、参加者はテスト中に意図的に歩行速度を変えることができるため、日常生活での歩行速度を必ずしも反映するわけではないことが示唆されています。⁸

最近では、ウェアラブル加速度計やスマートフォンアプリなどの技術により、高齢者の歩行速度を参加者が気付かないうちに測定することが可能になった。⁸⁻¹²前回の研究では、GPS（全地球測位システム）を内蔵したスマートフォンを使用して、日常の屋外活動中の歩行速度を測定し、その再テスト信頼性¹³、加齢による変化¹⁴、およびプレフレイルの識別可能性¹⁵を示した。

ただし、GPS ベースの歩行測定は屋外歩行に限られます。高齢者は虚弱で主に屋内で生活している可能性があるため、屋内での歩行速度を測定する必要があります。さらに、新型コロナウイルス感染症の拡大に伴い、虚弱の有病率が上昇していると報告されています。¹⁶虚弱で活動的な高齢者層では、家庭内での歩行活動を測定することの重要性が高まる可能性があります。加速度計による測定はいくつかの研究で報告されており、屋内での歩行速度を測定できます。^{8,12}ただし、屋内での歩行速度を測定できる評価デバイスの妥当性は十分に研究されていません。

足首バンド型加速度計「WALKX」は、一般の方のヘルスケア用途向けに開発された歩行速度測定装置です。これまでの研究で用いられた加速度計は腰の加速度から歩行速度を測定していましたが、本センサは足の加速度から歩行速度を測定します。歩行周期中の足の動きを直接測定するため、屋内歩行をより正確に捉えられることが期待されます。本センサが従来と同じ精度で歩行速度を測定できれば、屋内歩行を含め高齢者の歩行速度測定に広く活用できます。

この研究の目的は、高齢者の歩行速度を足首バンド加速度計で測定した場合の妥当性を、歩行速度測定のゴールドスタンダードである実験室でのストップウォッチの使用と比較して検討することです。

2. 方法

2.1. 参加者

この横断研究では、地域在住高齢者を対象に、包括的健康診断に参加した人口ベースのサンプルを用いて、

2022年に東京都板橋区で行われたOtassha Study 2011コホート追跡調査において、参加者は健康診断で最大の努力を要する身体機能（握力や最大歩行速度など）の測定値を得られなかった。通常の歩行速度評価には特別な除外基準はなかったが、狭心症、心筋梗塞、重度糖尿病（低血糖発作、空腹時血糖値200 mg/dL以上、または網膜症や腎症の合併症）、重度高血圧（収縮期血圧180 mmHg以上、または拡張期血圧110 mmHg以上）の参加者は看護師との面接で評価された。

この研究はヘルシンキ宣言に従って実施され、東京都老人総合研究所の倫理委員会および倫理委員会の承認を得ました（承認番号：R22-034）。研究開始前に、すべての参加者はすべての調査に対して書面によるインフォームドコンセントを得ました。

2.2. 足首バンド型加速度計とストップウォッチを用いた歩行速度の測定

この研究では、足首バンド型加速度計WALKX（ACOS株式会社、長野県）を使用しました。

加速度計は、センサが外側を向くように被験者の外果上部に装着され、ACOS が保有するアルゴリズム（特許番号：6843332）に基づいて、3次元加速度信号の出力を使用して、歩行速度、歩数、歩幅、ケイデンスなどの歩行パラメータを測定できる。歩行パラメータを測定する前に、身長データも取得した。被験者が健康診断中に通常および最大ペースで歩行しているときに、足首バンドとストップウォッチを使用して歩行速度を同時に測定した。被験者は、歩行経路の最初と最後の3mを加速および減速フェーズとして、歩道を5m歩行した。中間域の5mの経過時間をストップウォッチを使用して測定し、歩行速度を算出した。通常歩行速度は1回のみ測定し、最大歩行速度は2回測定し、2回のうち良い方の結果を採用した。WALKXは、歩行周期ごとに歩行速度を計算します。最も安定した2つの連続歩行サイクル（歩道の約3メートルから8メートルの間）の歩行速度が選択され、その平均速度が本研究に使用されました。

2.3. その他の測定

健康診断では、年齢、性別、身長、体重、自己評価による健康度（SRH）、手段的日常生活動作（IADL）、合併症が評価されました。SRH

IADL は、東京都老年研究所の能力評価尺度20のサブスケールを用いて評価し、0～5点の得点で IADL の自立性を示した。高血圧、脳卒中、心臓病、糖尿病、変形性関節症などの慢性疾患の有無も、健診時の看護師との面接で評価した。身体的虚弱性は、日本版心血管健康調査4の体重減少、虚弱、動きの鈍さ、疲労、活動性の低下の5つの基準で評価した。「体重減少」は、「この6か月間で2～3 kg 以上体重が減りましたか」という質問に対する回答に相当した。「筋力低下」とは、参加者の握力が男性で28 kg 未満、女性で18 kg 未満であることを意味します。握力は、参加者の利き手を使用して、スモドレー型ダイナモメーター（アズワン株式会社、大阪、日本）で測定されました。「遅さ」とは、1.0 m/s 未満の通常の歩行速度に相当します。「疲労感」とは、「過去2週間で特に理由もなく疲労を感じた」という回答に相当します。「活動性が低い」とは、軽い運動やスポーツ活動を定期的に行っていない参加者を指します。これらの要素のいずれも持たない参加者は強健とみなされ、1 つまたは2 つを持つ参加者はブレイルとみなされ、3 つ以上を持つ参加者はフレイルとみなされました。

2.4. 統計分析

すべての数値変数の平均と標準偏差、疾患の有病率、および虚弱状態が報告されています。ストップウォッチと WALKX を使用して測定した歩行速度の平均と標準偏差が計算されました。次に、ピアソンの相関係数、リンの一致相関係数 (CCC) [21]、および ICC (2,1) を計算し、ストップウォッチと WALKX 間の歩行パラメータの妥当性を評価しました。リンの CCC は以前の研究を参照して決定され、0.70 を超える係数は優れていると見なされました。[22,23] ICC値については、次のガイドラインを使用して結果を解釈しました。0.75 を超える値は優れていること、0.60～0.75 は良好、0.40～0.60 は普通、0.40 未満は不良であることを表します。[24] ストップウォッチと WALKX の測定値間の系統的バイアスは、Bland-Altman プロットを使用して決定しました。[25,26] さらに、固定バイアスと比例バイアスの有無が調査されました。以前の研究 [27] を参考に、固定バイアスの存在は、1 サンプル検定と効果サイズ（コーエンの d）> 0.5 を使用して、確率 < 0.05 と定義されました。比例バイアスの存在は、ピアソンの相関係数（r）> 0.3 と定義されました。合意の限界（LoA）、LoAの95%信頼区間、

測定精度を評価するため、最小95%信頼区間 (SEM) [28,29] および95%信頼区間内の最小検出変化 (MDC95) を計算した。[30] LoA、SEM、および MDC95 の計算式は以下のとおりである：95% LoA = $d \pm 1.96 \times SDD$ 、SEM = $SD_{pooled} \times \sqrt{1 - ICC}$ 、MDC95 = $SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$ 、ここで d はストップウォッチと WALKX 測定値の差の平均、SDD はストップウォッチと WALKX 測定値の差の標準偏差、SD_{pooled} はストップウォッチと WALKX 測定値の標準偏差の検定 SD プール値である。統計解析は Stata バージョン 16.1 (Stata Corp.、米国テキサス州カレッジステーション) および IBM SPSS Statistics バージョン 25 (IBM Japan、東京、日本) を使用して実施した。

3. 結果

2022年の健康診断に参加した参加者のうち、509人がストップウォッチと足首バンド加速度計の両方を使用して歩行速度測定を完了しました。参加者の特徴は表1のとおりです。509人のうち、320人が女性（62.9%）で、平均年齢は73.8歳（SD = 6.6）でした。参加者の合計95.9%が独立したIADLを持ち、虚弱の有病率は4.7%でした。ストップウォッチと WALKX を使用して測定した平均通常歩行速度は、それぞれ1.38 m/s（範囲：0.63～2.17 m/s）と1.30 m/s（範囲：0.64～2.17 m/s）でした。ストップウォッチと WALKX を使用して測定した平均最大歩行速度は、それぞれ2.09 m/s（範囲：0.86～3.33 m/s）と2.09 m/s でした。

s（範囲：0.78～4.71 m/s）でした。ストップウォッチと WALKX を使用して測定された歩行速度の重なり合うヒストグラムを図1に示します。

WALKX で測定した通常の歩行速度の分布はストップウォッチの分布よりわずかに左寄りであったが、最大歩行速度の分布のほとんどは2つの測定値と一致した。ストップウォッチと WALKX で測定した通常の歩行速度と最大歩行速度のピアソンの相関係数（r）とリンの一致相関係数（rc）は次のとおりであった。通常の歩行速度：r = 0.82 (0.79–0.85)、rc = 0.78 (0.75–

0.81)、最大歩行速度：r = 0.87 (0.86–0.89)、rc = 0.85 (0.83–0.87) (図2)。

ストップウォッチと WALKX の通常歩行速度と最大歩行速度のクラス内相関係数は、それぞれ0.78と0.85でした（表2）。通常の歩行速度については、有意な固定バイアス（効果サイズ = 0.31）も比例バイアス（r = -0.20）もありませんでした。最大歩行速度については固定バイアスはありませんでした（ストップウォッチと WALKX の平均最大歩行速度に差がなかったため）。ただし、比例バイアスが確認されました（r = -0.41）。ストップウォッチと WALKX の Bland-Altman プロットを図3に示します。

表1. 参加者の特徴 (n = 509)

	平均 (標準偏差) / n (%)
年齢 (歳)	73.8 (6.6)
女性 (%)	320 (62.9)
高さ (cm)	157.3 (8.7)
重量 (kg)	56.4 (11.6)
自己評価による健康状態、悪い (%)	70 (13.8)
高血圧 (%)	225 (44.2)
脳卒中 (%)	31 (6.1)
心臓病 (%)	61 (12.0)
糖尿病 (%)	109 (21.4)
変形性関節症 (%)	102 (20.1)
膝	67 (13.2)
ヒップ	17 (3.3)
IADL満点 (%)	489 (95.9)
握力 (kg)	24.7 (8.3)
虚弱状態	
屈強	197 (38.6)
虚弱前	261 (51.2)
虚弱	24 (4.7)
通常の歩行速度 (m/s)	
ストップウォッチ	1.38 (0.24)
ウォークス	1.30 (0.27)
最大歩行速度 (m/s)	
ストップウォッチ	2.09 (0.39)
ウォークス	2.09 (0.49)

データは、連続測定の場合は平均 (標準偏差)、カテゴリ測定の場合は % として表示されます。
IADL (日常生活動作)
参加者の特性に関する値が欠損しています (IADL強度 = 1、n = 3; ハンドグリップ
虚弱状態 = 27)。

図1. ストップウォッチとWALKXで測定した歩行速度のバイオリンプロット

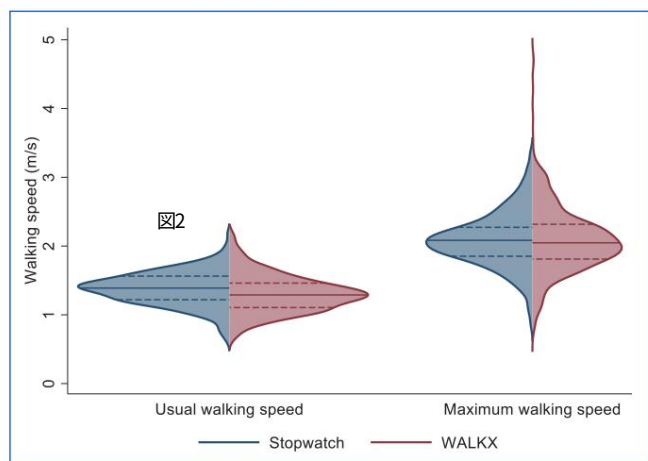


図1

表2. ストップウォッチとWALKXで得られた測定値の妥当性

	平均差 (95%信頼区間)	SEM (95%信頼区間)	LoAを下げる (95%信頼区間)	上限 LoA (95%信頼区間)	MD95 の	固定バイアス		比例バイアス	
						p 値	ES	r	
通常の歩行速度	0.08 (0.06-0.09)	0.78 (0.64-0.86)	-0.23 (-0.25, -0.20)	0.38 (0.36-0.40)	0.12	0.34	<0.05	0.31	-0.20
最大歩行速度	-0.002 (-0.02, 0.02)	0.85 (0.82, 0.87)	-0.48 (-0.51, -0.44)	0.47 (0.44, 0.51)	0.17	0.48	0.88	-	-0.41

CI: 信頼区間, ES: 効果サイズ, ICC: クラス内相関係数, LoA: 合意限界, MDC95: 95% 信頼区間での最小検出可能な変化。
r: ピアソンの相関係数, SEM: 測定の標準誤差

図2. ストップウォッチとWALKXを使用して測定した歩行速度の散布図と回帰直線

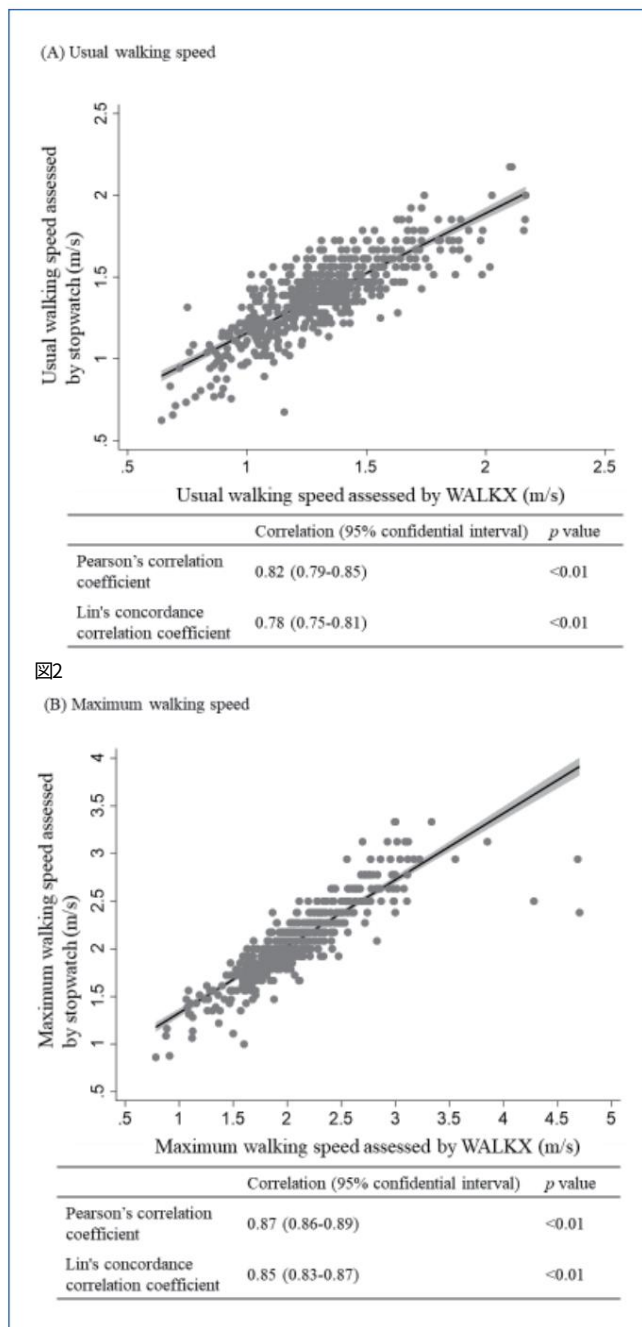


図3. 歩行速度のブランド・アルトマンプロット
点線は2つの測定値の平均差を示します。破線は一致の95%限界を示します。

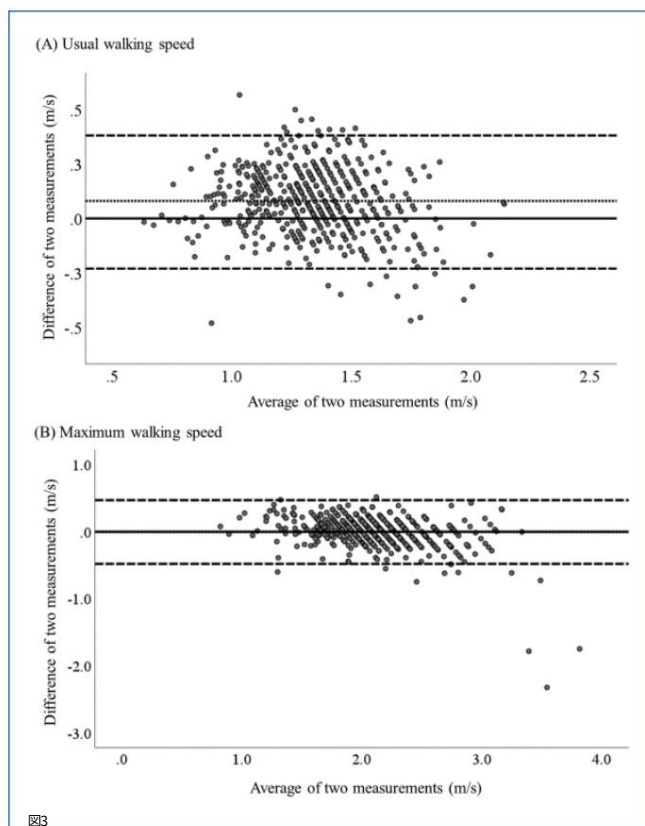


図3

4. 議論

この研究では、高齢者の歩行速度を測定するための標準的な方法であるストップウォッチを使用した測定と足首バンド加速度計を比較して、足首バンド加速度計の妥当性を調査しました。足首バンド加速度計で測定した通常および最大歩行速度は、ストップウォッチ測定と比較して優れた妥当性を示しました。

最大歩行速度には比例的な偏りがあったものの、妥当性は許容範囲内であると判断されました。

この研究の参加者は、虚弱が疑われる参加者（通常の歩行速度が1.0 m/s未満）から健康者まで、身体機能が幅広い参加者でした。

彼らの平均通常および最大歩行速度（1.30~1.38 m/s）は、以前の研究で報告された値（男性：1.29 m/s、女性：1.25 m/s）よりも速かった。

31参加者のほぼ全員がADLにおいて自立しており、虚弱の有病率は以前の研究で報告された値よりも低かった。32そのため、本研究の参加者の多くは比較的良好な身体機能を有していた。

足首バンド加速度計とストップウォッチの測定値の相関係数は、通常および最大歩行速度で0.8以上であり、リンの

CCCは >0.7 、ICCは >0.75 で、妥当性が優れていることを示しています。以前の研究では、スマートフォンに内蔵された加速度計を使用して実験室の歩行速度との一致の度合いを調べ、 $ICC = 0.69 \sim 0.96$ と報告されています。9,33したがって、この研究で報告されたICCは妥当であると考えられます。最大歩行速度には系統的バイアスが見られました。しかし、Bland-Altmanプロットは、この誤差は主に、3.0 m/sを超える非常に速い速度で歩いた参加者が数人いたためであることを示しました。このような外れ値を除いて、系統的バイアスを考慮する必要はありません。

高齢者向けのウェアラブルデバイスには、使用意欲を高めるためにアクセシビリティが求められます。34この研究で使用したWALKXは装着が簡単で、デバイスの調整や毎日のデータ収集などの特別な設定が不要なため、高齢者でも簡単に使用できます。さらに、この研究の結果で確認されたWALKXの有効性は、デバイスに対する高齢者の信頼と健康行動への関心を高めるだけでなく、WALKXによって収集されたデータは、入院が必要な場合に病院を受診する前に患者のライフスタイルをより深く理解するために、医師や理学療法士に重要な情報を提供する可能性があります。

この研究にはいくつかの限界がある。第一に、研究参加者は無作為に選ばれなかったため、参加者のほとんどは比較的健康であると考えられ、少数の人だけが虚弱であると考えられた。将来的には、より多くの虚弱な参加者を含むサンプルでこの研究の結果を検証し、足首バンド加速度計を使用して測定された歩行パラメータと身体的虚弱の要素との関係を詳細に調べる必要がある。これは、拘束される可能性が高い虚弱高齢者の歩行パラメータを評価するのに役立つ可能性がある。第二に、この研究はWALKXとストップウォッチで測定された歩行速度の検証に限定されており、再テストの信頼性を評価できなかった。また、同じモデルの複数のユニットを調べたり、歩行測定の以前の研究でよく使用されている他の加速度計（例：ヒップ）でWALKXを検証したりしなかった。したがって、この研究ではWALKXの信頼性や他のデバイスとの妥当性を推測することはできなかった。第三に、意識的に監視されていない日常の歩行速度に対する足首バンド加速度計の有効性は確認されていません。

今後の研究では、足首バンド加速度計で測定された日常の歩行速度と、これまでの研究で検証されたGPSベースの測定との関係を検証する必要があります。

結論として、この研究は、高齢者の歩行速度をストップウォッチで測定するゴールドスタンダードの測定法と比較して、足首バンド加速度計で測定する方が優れた妥当性を示した。

将来的には、足首バンド加速度計は使いやすさから、高齢者の日常生活における歩行活動をモニタリングするために使用できる可能性があります。

利益相反

著者らは、本論文の執筆および出版に関して潜在的な利益相反がないことを宣言します。

謝辞

本研究にご協力いただいた皆様に感謝申し上げます。また、本研究にご協力いただいたACOS株式会社の原美氏にも感謝申し上げます。

資金援助 / サポート

この研究は、東京都健康長寿医療センター研究所自律予防研究チーム経費、JSPS科研費[補助金番号20K12751]、国立長寿医療研究センター[補助金番号29-42.20-1]の支援を受けて行われた。

参考文献

1. ドナヒュー OA、サヴァ GM、クローニン H、ケニー RA、ホーガン NF。65歳以上の地域在住成人の日常生活における障害の発生を予測するために、タイムドアップアンドゴーと通常の歩行速度を使用する。Arch Phys Med Rehabil. 2014 ;95(10):1954-1961. doi:10.1016/j.apmr.2014.06.008
2. Wang DXM, Yao J, Zirek Y, Reijniere EM, Maier AB. 筋肉量、筋力、身体能力による日常生活動作の予測 :メタ分析。J Cachexia Sarcopenia Muscle. 2020;11(1):3-25. doi:10.1002/jcsm.12502
3. Studenski S, Perera S, Patel K, et al. 高齢者の歩行速度と生存率。JAMA. 2011;305(1):50-58. doi:10.1001/jama.2010.1923
4. 佐竹 誠、荒井 浩。改訂日本版心血管健康研究基準 (改訂J-CHS基準) 。老年学国際誌2020;20(10):992-993. doi:10.1111/14005 ギギ
5. Chen LK, Woo J, Assantachai P, et al. サルコペニアに関するアジアワーキンググループ :サルコペニアの診断と治療に関する2019年のコンセンサスアップデート。Am Med Dir Assoc. 2020 ;21(3):300-307.e2. doi:10.1016/j.jamda.2019.12.012
6. Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, et al. 「臨床研究における歩行速度の評価 :系統的レビュー」J Eval Clin Pract. 2008;14(4):552-562. doi:10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x
7. Peters DM, Fritz SL, Krotish DE. 健康な高齢者の歩行速度を測定するための10メートル歩行テストと比較した短距離歩行テストの信頼性と妥当性の評価。J Geriatr Phys Ther. 2013 ;36(1):24-30. doi:10.1519/0b013e318248e20d 翻訳:
8. Van Ancum JM, van Schooten KS, Jonkman NH, et al. 「4m歩行テストで評価した歩行速度は、地域在住成人の日常生活の歩行速度を代表するものではない」Maturitas. 2019;121:28-34. doi:10.1016/j.maturitas.2018.12.008
9. Silsupadol P, Teja K, Lugade V. スマートフォンベースの歩行パラメータ評価の信頼性と妥当性、歩行速度とスマートフォンの位置 (身体、バッグ、ベルト、手、ポケット)の違い。歩行姿勢。2017 ;58:516-522. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.030
10. Kiselev J, Nuritdinov T, Spira D, et al. 日常生活における長期歩行測定 :ベルリン老化研究 II (BASE-II) の結果。PLoS One. 2019 ;14(12):e0225026. doi:10.1371/journal.pone.0225026
11. Schimpl M, Moore C, Lederer C, et al. 「モバイル加速度計を用いた健康で自由生活を送る個人の歩行速度と年齢の関連性 - 横断的研究」PLoS One. 2011;6(8):e23299. doi:10.1371/journal.pone.0023299
12. 高柳 暢、須藤 正之、山城 勇、他 「健康な地域在住高齢者の日常歩行速度と実験室歩行速度の関係」Sci Rep. 2019;9(1):3496. doi:10.1038/s41598-019-39695-0
13. 小淵 早紀、土屋 誠、河合 秀。スマートフォンのGPSで測定した日常生活の歩行速度の再テスト信頼性、歩行姿勢。2018 ;61:282-286. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.01.029
14. 小淵 裕之、河合 秀、村川 功。日本人成人の日常生活における歩行パラメータの基準値。Geriatr Gerontol Int. 2020;20(7):664-669. doi:10.1111/ggi.13931
15. 河合 秀、小淵 聡、渡辺 勇、他 「健康な高齢者の日常生活での歩行速度と実験室環境での歩行速度の関係」Int J Environ Res Public Health. 2020;17(8):2707. doi:10.3390/ijerph17082707
16. 広瀬 剛志、澤谷 勇、石坂 正之、橋本 暢、久保 明、浦野 徹。日本におけるCOVID-19パンデミック下における脆弱性 :2017年から2021年にかけての脆弱性有病率の変化。J Am Geriatr Soc. 2023;71(5):1603-1609. doi:10.1111/jgs.18237
17. 計良 孝、河合 秀、吉田 秀、他 「基本チェックリストを用いた脆弱度の分類 :都市部高齢者のクラスター分析」Geriatr Gerontol Int. 2017;17(1):69-77. doi: 10.1111/12676 ...
18. 藤原 勇、鈴木 秀、河合 秀、他 「モンテリオール認知機能評価の日本語版による軽度認知障害のある高齢者の身体的および社会心理学的特徴」J Geriatr Psychiatry Neurol. 2013;26(4):209-220. doi:10.1177/0891988713497096
19. Schnittker J, Bacak V. 自己評価による健康の予測妥当性の向上。PLoS One. 2014 ;9(1):e84933. doi:10.1371/journal.pone.0084933
20. 小谷野 W, 柴田 英, 中里 和, 芳賀 英, 陶山 裕。能力の測定 :TMIG能力指数の信頼性と妥当性。Arch Gerontol Geriatr. 1991 ;13(2):103-116. doi:10.1016/0167-4943(91)90053-s
21. Lin, LI. 再現性を評価するための一致相関係数。バイオメトリクス 1989, 45, 255-268.
22. Carrier B, Salatto RW, Davis DW, et al. マウンテンバイク走行中のウェアラブル技術による複数の心拍数モニターの有効性の評価。Int J Exerc Sci. 2023;16(7):1440-1450.
23. ギギンズ OM, ドイル J, スミス S, クラブツリー DR, フレイザー M。自由生活活動中の Withings ScanWatch デバイスを使用した心拍数の測定: 検証研究。JMIR Form Res. 2022;6(9):e34280. doi:10.2196/34280
24. Cicchetti DV. 心理学における標準化された評価ツールを評価するためのガイドライン、基準、経験則。Psychol Assess. 1994;6(4):284-290. doi:10.1037/1040-3590.6.4.284
25. Bland JM, Altman DG. 2つの臨床測定方法間の一致を評価するための統計的方法。ランセット1986;1(8476):307-310.
26. Bland JM, Altman DG. 方法比較研究における測定一致。Stat Methods Med Res. 1999 ;8(2):135-160. doi:10.1177/096228029900800204
27. 鈴木裕、上出直、北井裕、他絶対的な信頼性

- 高齢者の筋力と身体能力の測定。Eur Geriatr Med. 2019;10(5):733–740.
doi:10.1007/s41999-019-00218-9
28. Fulk GD, Echternach JL. 脳卒中後のリハビリテーションを受けている人の再テスト信頼性と歩行速度の検出可能な最小変化。J Neurol Phys Ther. 2008;32(1):8–13. doi:10.1097/NPT.0b013e31816593c0
29. Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. 脳卒中後の片麻痺患者の到達動作の3次元運動解析の再現性と検出可能な最小変化。Phys Ther. 2008;88(5):652–663.
doi:10.2522/ptj.20070255
30. Almarwani M, Perera S, VanSwearingen JM, Sparto P, Brach JS. 若年者と高齢者の通常の地上歩行中の再テスト信頼性と空間的および時間的歩行変動の最小検出変化。歩行姿勢。2016;44:94–99. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.11.014
31. 清野 誠、新開 誠、藤原 勇、他 「地域在住の日本人高齢者の身体能力指標の基準値と年齢・性別による差異」6つのコホート研究の統合分析。PLoS One. 2014;9(6):e99487.
doi:10.1371/journal.pone.0099487
32. 小島 剛、イリフ 聡、谷口 勇、島田 秀、桑木 秀、ウォルターズ 健。日本における虚弱性の有病率：系統的レビューとメタ分析。J Epidemiol. 2017;27(8):347–353.
doi:10.1016/j.jepi.2016.09.008 掲載
33. 齊藤 勇、中村 聡、田中 明、渡辺 亮、成松 秀、鄭 宇井。スマートフォンアプリを用いた日本の高齢者における10メートル歩行テストの妥当性と信頼性の評価。フロンティアスポーツアクティビティ。2022;4:904–924. doi:10.3389/fspor.2022.904924
34. Moore K, O'Shea E, Kenny L, et al. ウェアラブルデバイスの使用に関する高齢者の経験：質的システマティックレビューとメタシナシス。JMIR Mhealth Uhealth. 2021;9(6):e23832.
doi:10.2196/23832