

3 軸加速度センサを用いた歩行時における上部と下部の体幹動揺の測定 — 反復測定結果の信頼性と体幹動揺特性の検討 —

松村剛志¹⁾

1) 常葉大学保健医療学部理学療法学科

要 旨

3 軸加速度センサから得られた加速度波形を体幹動揺指標に変換できる体幹 2 点歩行動揺計を用いて、算出された指標の反復測定結果の信頼性を確認するとともに、歩行中の上部と下部の体幹動揺特性を比較検討した。対象者は健常若年成人 35 名で、快適速度での 10m 歩行を 3 回行い、体幹上部と体幹下部の動揺量、軌跡長、歩行周期時間を算出した。検者内信頼性の級内相関係数を求めた結果は、上部と下部のいずれの体幹動揺指標も十分な反復測定結果の信頼性を得ることができた。上部と下部の体幹動揺特性を比較すると、前後、左右の動揺量は体幹上部で有意に小さくなっていた。体幹上部の前後動揺量ならびに矢状面と前額面の軌跡長および歩行周期時間は身長と中程度の正の相関を示し、体幹下部では左右動揺量に身長および体重との中程度の負の相関が認められた。身長との比率で指数化した体幹上部の前後動揺量指数は男性が有意に大きく、体幹下部の左右動揺量指数は女性が有意に大きかった。以上より、歩行時の頭部定位のための制御システムとして体幹上部と体幹下部では異なる動揺特性を示し、性差も認められることが明らかとなった。

キーワード：3 軸加速度センサ，歩行，体幹動揺

はじめに

重力加速度を基準とした空間座標軸に基づき、前後、上下、左右方向の加速度を検出できる 3 軸加速度センサ¹⁾は、小型軽量化と通信技術の進歩により、近年、環境制約の少ない歩行分析ツールとして注目を集めるようになった^{2,3)}。センサから得られた加速度波形は、歩行の動揺性、規則性、円滑性等を示す指標として用いられている^{4,5)}。3 軸加速度

センサの信頼性検証は、センサを重心位置に近似した第 3 腰椎レベルに設置して行われており、歩行中の床反力との比較^{6,7)}や立位における重心動揺との比較⁸⁾においてもテスト間の高い信頼性が確認されている⁹⁾。

歩行時の身体重心は、最高位の立脚中期から最低位の初期接地期まで、上下約 4.5 cm の振幅で移動し、側方では立脚中期を外側方限界として約 3 cm の正弦曲線を描いている¹⁰⁾。

しかし歩行時の体幹部は、長軸に対して約 8° の回旋運動も生じており、体幹上部と体幹下部では逆方向への回旋が出現している¹⁰⁾。また、PerryとBurnfeild¹¹⁾は、胸郭と腰椎部を姿勢保持に働くパッセンジャー、骨盤を下肢と共にパッセンジャーの支持と前進のために働くロコモーターと命名し、歩行中に異なる役割を担っているものと定義している。このため、歩行中の体幹動揺の分析は、体幹を上部と下部に分け、それぞれの動揺を分析すべきではないかと考えた。

そこで今回、健常者を対象として、3軸加速度センサより得られた歩行時の上部と下部の体幹動揺指標について、反復測定結果の信頼性を確認した。同時に体幹動揺特性を体幹上部と体幹下部で比較し、それぞれの体幹動揺指標について体格条件との関係性や性差に関して考察を加えた。

対象と方法

1. 対象

対象者は健常若年成人35名(男性17名、女性18名、平均年齢 20.6 ± 0.5 歳)。平均

身長は男性 174.0 ± 6.2 cm、女性 160.1 ± 5.8 cm、平均体重は男性 63.0 ± 7.7 kg、女性 52.9 ± 7.5 kgであった。対象者の条件は、測定段階において体幹および下肢に歩行を阻害するような機能障害を有しない者とした。

2. 体幹2点歩行動揺計

本研究にて用いた体幹2点歩行動揺計(マイクロストーン社製 MVP-WS2-S)は、3軸加速度センサ(マイクロストーン社製 MVP-RF8-GC-500:図1)を胸部専用固定ベルトで第6胸椎棘突起(Th6)レベル、骨盤固定用ワイドベルトで第2仙椎(S2)レベルの2か所に固定して計測を行うものである(図2)。Th6レベルは、前方に第7胸椎の椎体が位置し、上半身の質量中心に近似しているものと考えられる¹²⁾。また、S2レベルは骨盤において上後腸骨棘を介して触診の容易な部位として選択した。各センサより得られた加速度波形は、Blue Tooth通信によりコンピューターに送られて位置変位に変換される。歩行中の各センサの位置の変化を解析することで、Th6レベルとS2レベルにおける1歩行周期

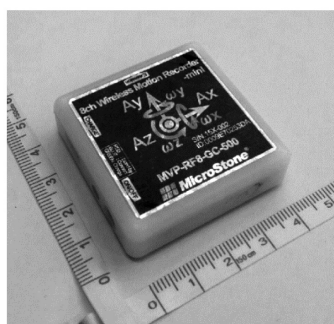


図1 測定に使用した3軸加速度センサ

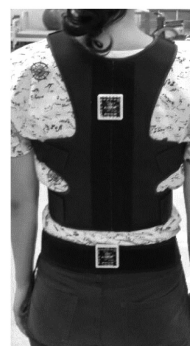


図2 装着した状態の3軸加速度センサ

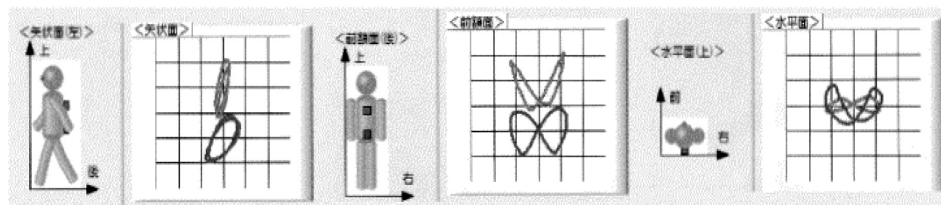


図3 各運動面におけるリサーチ図形

矢状面と前額面のリサーチ図形は上段がTh6レベル、下段がS2レベル、水平面では上下の狭い ∞ 型がTh6レベル、広い ∞ 型がS2レベルのリサーチ図形である。

中の前後・上下・左右の動揺量と矢状面・前額面・水平面の軌跡長が算出される。同時に、左右それぞれの1歩行周期時間も計算される。さらに体幹2点歩行動揺計は、得られた動揺量と軌跡長からリサージュ図形を作成し、各センサの運動を同期したアニメーションとして表示することで2点間における歩行時の動揺の関係性がイメージしやすいといった特徴も有している(図3)。

3. 測定方法

測定は、日常生活で使用している靴を履き、Th6 レベルと S2 レベルに3軸加速度センサを装着した状態で、快適な速度での屋内10m歩行を同一方向へと3回実施した。3回という反復回数は、Henriksen ら⁹⁾の算出した級内相関係数0.77を使用して、對馬ら¹³⁾の推奨する測定回数の推計計算式 $= [0.90 \cdot (1.00 - 0.77) / [0.77 \cdot (1.00 - 0.90)]]$ を用いることで算出した。Th6 レベルは体幹上部の動揺、S2 レベルは体幹下部の動揺特性を示す位置として想定した。本研究の指標となる動揺量、軌跡長および歩行周期時間は、菊池ら¹⁴⁾の「健常成人は歩行開始から3~4歩で定常歩行となる」との知見を参考に、歩行開始より4歩行周期目から6歩行周期目までの3歩行周期間の平均値から算出した。

4. 解析方法

以下の手順にて解析を進めて行った。

- (1) それぞれの歩行において得られた Th6 レベルと S2 レベルの、①前後・上下・左右の動揺量、②矢状面・前額面・水平面の軌跡長を体幹動揺の指標とし、歩行周期時間と合わせて Shapiro-Wilk Test による正規分布の検定を行った。
- (2) 正規分布の確認後に、3回の反復測定結果における信頼性を Intraclass Correlation Coefficient :ICC (1,1) にて確認した。この際、對馬ら¹³⁾の判定基準に基づ

いて、級内相関係数 0.61 以上をもって十分な再テスト信頼性が確保されていると判断した。

- (3) 3回の測定結果の平均値を用いて、上部と下部の体幹動揺の特性を対応のない t 検定にて比較した。
- (4) 体幹動揺指標と歩行周期時間について対象者の身長、体重との関係を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。
- (5) 各体幹動揺指標と歩行周期時間を身長で除して指数化し、それぞれの性差について対応のない t 検定にて比較検討を行った。

本研究において、統計ソフトは SPSS (version21) を用い、有意水準は $p < 0.05$ とした。

5. 倫理的配慮

本研究は、常葉大学研究倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号 2015-018H)。対象者に対して研究内容に関する十分な説明を行い、同意を得た上で測定を開始した。本研究において開示すべき利益相反関係は生じていない。

結 果

1. 体幹動揺指標と歩行周期時間における反復測定結果の信頼性

体幹2点歩行動揺計による測定で得られた3回分全ての上部和下部の体幹動揺および歩行周期時間は正規分布を示していた。そこで Th6 レベルおよび S2 レベルの各動揺指標に関する ICC (1, 1) を求めると、その級内相関係数は、動揺量にて Th6 レベルが 0.71~0.81, S2 レベルは 0.66~0.87 の範囲であった。軌跡長では Th6 レベルが 0.65~0.79, S2 レベルは 0.79~0.85 の範囲で、歩行周期時間は 0.91 であった(表1)。

表1 体幹動揺指標および歩行周期時間における反復測定結果の信頼性

	Th6レベル			S2レベル			
	前後動揺量	上下動揺量	左右動揺量	前後動揺量	上下動揺量	左右動揺量	
級内相関係数	0.81	0.71	0.77	0.66	0.85	0.87	

	Th6レベル			S2レベル			歩行周期時間
	矢状面軌跡長	前額面軌跡長	水平面軌跡長	矢状面軌跡長	前額面軌跡長	水平面軌跡長	
級内相関係数	0.79	0.71	0.65	0.80	0.79	0.85	0.91

表2 Th6 レベルおよび S2 レベルの体幹動揺指標および歩行周期時間の男女別平均値

	男性		女性	
	Th6レベル	S2レベル	Th6レベル	S2レベル
前後動揺量 (mm)	25.71 ± 3.83	33.29 ± 5.02	19.98 ± 3.60	30.48 ± 4.55
上下動揺量 (mm)	43.29 ± 6.73	40.35 ± 6.47	38.78 ± 7.81	35.80 ± 8.43
左右動揺量 (mm)	39.76 ± 7.05	41.75 ± 10.69	35.91 ± 7.60	52.87 ± 14.48
矢状面軌跡長 (mm)	192.86 ± 24.45	204.49 ± 26.94	162.48 ± 28.76	177.30 ± 34.05
前額面軌跡長 (mm)	180.14 ± 24.32	181.75 ± 23.79	161.93 ± 22.96	182.06 ± 24.96
水平面軌跡長 (mm)	125.16 ± 14.35	153.24 ± 21.54	105.96 ± 11.32	161.00 ± 23.97
歩行周期時間 (sec)	1.07 ± 0.05		0.98 ± 0.04	

平均値±標準偏差

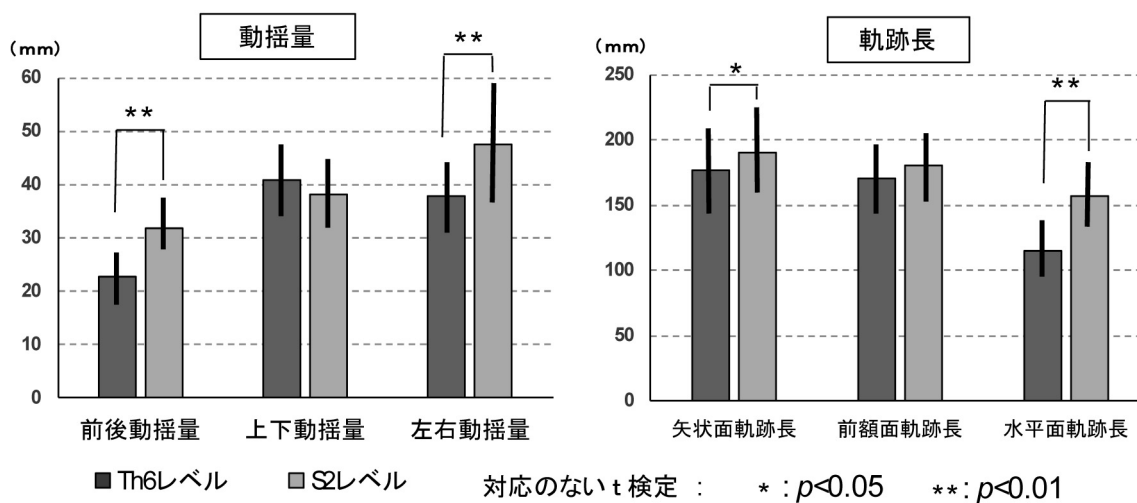


図4 体幹動揺特性の Th6 レベルと S2 レベルにおける比較

表 3 体幹動揺指標及び歩行周期時間と身長・体重との相関関係

	指標	身長	体重	指標	身長	体重
Th6レベル	前後動揺量	0.49 **	0.22	矢状面軌跡長	0.46 **	0.34 *
	上下動揺量	0.32	0.31	前額面軌跡長	0.37 *	0.38 *
	左右動揺量	0.15	0.18	水平面軌跡長	0.44 **	0.26
S2レベル	前後動揺量	0.23	0.17	矢状面軌跡長	0.32	0.24
	上下動揺量	0.24	0.22	前額面軌跡長	-0.08	-0.03
	左右動揺量	-0.47 **	-0.41 *	水平面軌跡長	-0.25	-0.20
	歩行周期時間	0.59 **	0.34 *			

*: $p < 0.05$ ** : $p < 0.01$

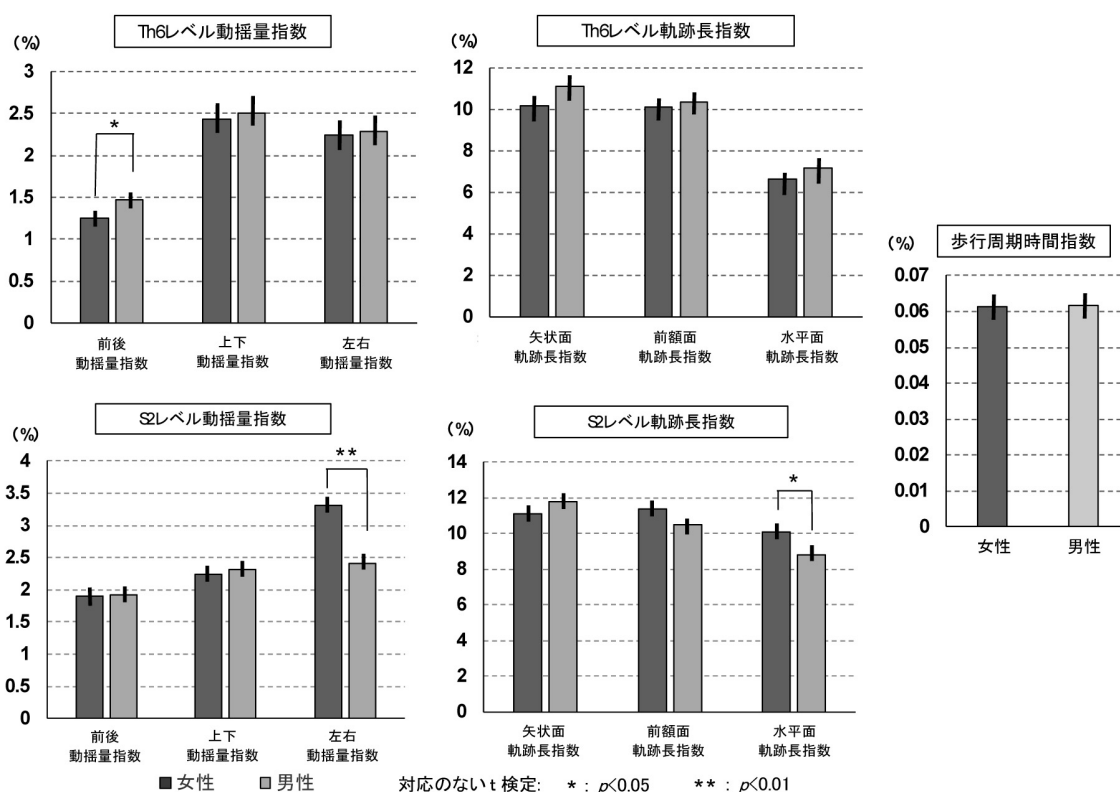


図 5 Th6 レベルと S2 レベルにおける指数化した体幹動揺指標と歩行周期時間の性差

2. 上部と下部の体幹動揺指標の男女別平均値
 快適歩行において得られた Th6 レベルおよび S2 レベルの各動揺量, 軌跡長および歩行周期時間の男女別平均値は表 2 の通りであった.

3. 上部と下部の体幹動揺特性

上部と下部の体幹動揺の特性を比較してみると, 前後, 左右の動揺量は S2 レベルより

も Th6 レベルで有意に小さくなっており, 軌跡長では矢状面と水平面において Th6 レベルが S2 レベルよりも有意に短いことが確認された (図 4).

4. 体幹動揺指標および歩行周期時間と身長, 体重との相関関係

上部と下部の体幹動揺および歩行周期時間

と身長、体重との相関関係を確認した結果が表3である。Th6レベルでは前後動揺量が身長と中程度の正の相関を示し ($r=0.49$)、軌跡長においては矢状面 ($r=0.45$) と水平面 ($r=0.44$) で身長との間に中程度の正の相関が認められた。S2レベルでは、左右動揺量のみ身長 ($r=-0.47$)、体重 ($r=0.41$) のいずれにおいても中程度の負の相関を示した。歩行周期時間では、身長との間に中程度の正の相関が認められた ($r=0.59$)。

5. 体幹動揺特性に影響する性差

体幹動揺指標と歩行周期時間を身長で除して指数化し、歩行時の上部と下部の体幹動揺特性に関する性差を確認した結果が図5である。Th6レベルの前後動揺量指数にて男性が有意に大きな値を示していた。一方、S2レベルでは左右動揺量指数にて女性が有意に大きな値を示し、水平面軌跡長指数においても女性が有意に長かった。

考 察

1. 反復測定結果の信頼性

体幹加速度データに関する検者内の信頼性検証は、多くの研究者により実施されてきた。高田ら¹⁵⁾は、加速度波形そのものの級内相関係数を算出し、上下方向が0.62~0.98、前後方向は0.46~0.99と一致性が高いことを報告している。しかし、左右方向は0.16~0.93とばらつきが大きかったことを報告している。Henriksenら⁹⁾は加速度データから得られる歩幅やケイデンスの級内相関係数が0.77~0.96であったこと、諸角ら¹⁶⁾は算出されたRoot Mean Square (RMS)の級内相関係数が0.68~0.98であったことを示している。本研究では加速度データから得られた体幹動揺の指標と歩行周期時間の結果について、反復性の概念から検者内における信頼性の検討を行った。その結果、算出された級内相関係数からは、体幹上部と体幹下部のどち

らの結果も反復性に関する信頼性を確認することができた。

2. 体幹動揺特性とその関連要因

歩行中の上部と下部の体幹動揺の特性を比較すると、前後、左右の動揺量はS2レベルよりもTh6レベルが有意に小さくなっており、矢状面と水平面においてTh6レベルの軌跡長がS2レベルに対して有意に短いことが確認された。PerryとBurnfeild¹¹⁾によれば、歩行中の加速度は仙骨部で最も大きく、頭部が一番小さくなる。これは頭部をできる限り静かに前方へ運ぶことで認知器官の照準をより良く合わせるためと考えられている。不整地歩行の実験においても、骨盤の加速度は増すが頭部の加速度には変化が認められず、骨盤運動が頭部の姿勢制御システムとして機能していることが示されている¹⁶⁾。本研究では、Th6レベルを体幹上部の指標とし、S2レベルを体幹下部の指標として用いた。動揺量は、前後、左右においてS2レベルよりも頭部に近いTh6レベルで有意に小さくなっており、骨盤が頭部定位のための制御システムとして働くという先行研究の結果と一致していた。さらにPerryとBurnfeild¹¹⁾は、歩行中に仙骨、体幹、頭部の垂直移動は同期すると述べており、この点でも本研究の上下動揺量にてTh6レベルとS2レベル間で有意な相違が認められなかった結果と一致していた。

各指標と体格条件との関係では、体幹上部の前後動揺量と前後軸を含んでいる矢状面、水平面の軌跡長が身長と正の相関を示し、歩行周期時間も同様の結果を示した。快適歩行時、重力は接地している下肢のロッカー機能によって推進力へと変換される¹¹⁾。このため、身長が高ければ前後方向の重力加速度の変化は大きくなり、動揺量と移動距離は増す。さらに、体幹上部のみに身長との正の相関が認められたのは、体幹下部が頭部定位のための制御システムとして機能していたためと推定

される。しかし、体幹上部の前後動揺量指数にて男性が有意に大きな値を示しているため、身長という体格条件以外にも、性差に関連した前後動揺量の規定因子があるものと予想される。男性よりも女性の方が骨盤から頭部へ向けた加速度の減衰を有効に行っているとの報告¹⁸⁾があり、女性よりも骨盤での加速度減衰が不十分な男性において、体幹上部の動揺が大きくなったものと推測できる。

一方、体幹下部では左右動揺量が身長および体重と負の相関を示していた。ただし、左右動揺量指数において女性が男性よりも有意に大きくなっていることから、体格条件よりも性差による影響が大きいものと考えられる。下部体幹とは骨盤のことであり、一般的に女性にて横径が大きい。さらに高齢者における性差の比較結果から、女性は下肢・体幹の筋力が有意に小さく、柔軟性は有意に高いことが示されている¹⁹⁾。したがって、女性は大きな骨盤とその周囲の柔軟性の高さを利用して、少ない筋力で効率よく頭部定位のための制御システムを活用していることが推定された。このため体幹を上部と下部に分けて歩行分析する場合、対象者の性別比率を慎重に選定する必要性が認められた。

3. 限界と課題

本研究の限界は、まず信頼性検証において再テストおよび平行テストによる信頼性検証がなされていない点である。今後は、同一条件下で期間を空けて再テストを行うこと、および重心動揺を示す他の指標と体幹上部および体幹下部における動揺指標との関係を平行テストにて確認する必要がある。また今回、体幹動揺の指標として用いた動揺量と軌跡長は、前者が一歩行周期中の各運動方向における振幅の大きさを示すものであり、後者は各運動面における移動距離を表した指標で、歩行の不規則性や非対称性を明らかにすることはできない。不規則性を示す RMS の算出や

非対称性を確認できるリサーチ図形の分析について、今後検討して行くことが求められる。しかしながら、今回の調査では若年健康成人における上部と下部の体幹動揺指標の平均値を得ることができた。これにより、同一条件下の被験者では上部と下部の体幹動揺について、基準値からのズレを確認することが可能となった。今後は被験者の年齢層を拡大し、年代別の基準値を明確にして行くこと、そして多数存在する歩行の規定因子が上部と下部の体幹動揺の違いにどのように関与しているのか明らかにしていくことが求められる。

結 語

加速度データを上部と下部の体幹動揺の指標に変換できる体幹 2 点歩行動揺計を用いて健康若年成人の快適歩行時における体幹動揺の計測を行い、十分な反復測定結果の信頼性を得ることが出来た。また上部と下部の体幹動揺の相違は、歩行時の頭部定位のための制御システムを示した先行研究の体幹動揺特性と一致しており、本研究で用いた体幹動揺の測定方法が体幹動揺を容易かつ詳細に評価できる歩行分析ツールである可能性を提示することができた。

謝 辞

研究データの取得に際してご協力いただきました皆様には心より感謝申し上げます。また本研究には、常葉大学保健医療学部の大内敬太、柿谷健、玉川光、増田健人が参加し、本研究の一部を平成 28 年度卒業研究として発表した。

引用文献

- 1) 廣瀬圭, 近藤亜希子: 人間工学のための計測手法 動作計測 (2) - 慣性センサによる動作計測 - 人間工学 50: 182-190, 2014.
- 2) 香川真二, 千田廉, 他: リサーチ図形

- を用いた歩行加速度データの可視化評価の開発と臨床的有用性. 理学療法学 36 : 18-23, 2009.
- 3) 芥川知彰, 榎勇人, 他: 加速度センサを用いた歩行分析の妥当性—体幹加速度と重心加速度の比較から—.保健医療雑誌 6: 10-14, 2015.
 - 4) 山田実, 平田総一郎, 他: 体幹加速度由来歩容指標による歩容異常の評価—歩容指標の変形性股関節症患者と健常者との比較, および基準関連妥当性—.理学療法学 33 : 14-21,2006.
 - 5) 池淵充彦,岩城啓好,他: Wearable 速度計を用いた三次元的な歩行時重心動揺計. 臨床バイオメカニクス 33 : 433-438, 2012.
 - 6) 高田耕太郎, 安保雅博: 小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討.慈恵医大誌 119 : 331-228,2004.
 - 7) 田中尚文, 園田茂, 他: 小型加速度計による歩行分析の再現性および妥当性の検討. リハ医学 33 : 549-553, 1996.
 - 8) 柘幸伸: 3次元加速度計による重心動揺評価. 理学療法科学 19 : 305-309, 2004.
 - 9) Henriksen M, Lund H, et al. : Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. Gait Posture 19 : 288—297, 2004.
 - 10) 中村隆一, 齋藤宏, 他: 基礎運動学. 第6版補訂, 東京. 医歯薬出版, 2012, 384-386.
 - 11) Perry J, Burnfield JM: ベリー 歩行分析—正常歩行と異常歩行—. 原著第2版, 武田功統括監訳, 東京, 医歯薬出版, 2012, 9-29, 83-88.
 - 12) 福井勉, 山口光圀, 他: 結果の出せる整形外科理学療法. 東京, メジカルレビュー社, 2009, 96.
 - 13) 對馬栄輝, 石田水里: 医療系データのとり方・まとめ方-SPSS で学ぶ実験計画法と分散分析. 東京, 東京図書, 2013, 62.
 - 14) 菊池麻美, 對馬均: 歩き始めから定常歩行となるまでの歩数と距離に及ぼす加齢の影響—健常成人と虚弱高齢者の比較. 理学療法研究 30 : 11-15, 2013.
 - 15) 高田耕太郎, 安保雅博: 小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討. 慈恵医大誌 119 : 331-228, 2014.
 - 16) 諸角一記, 藤原孝之, 他: Bluetooth 通信式 3 軸加速度計・筋電計歩行解析装置の信頼性及びその応用について. 日本生理人類学会誌 13 : 51-58, 2008.
 - 17) Menz HB, Lord SR : Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. Gait Posture 18 : 35-46, 2003.
 - 18) Mazzà C, Iosa M, et al.: Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking. Gait Posture 29(2) : 300-303, 2009.
 - 19) 藤原和彦, 村田伸, 他: 介護予防事業に参加している高齢者の身体機能の年代差と性差. West Kyushu Journal of Rehabilitation Sciences 5 : 33-36 , 2012.