

靴紐の締め方の強弱が若年者の歩行動作に与える影響¹

村野良太^{2,3}, 佐藤 健⁴, 友野貴之^{5,6}, 加藤麻樹²

The present study aimed to clarify the effects of “shoe-lacing tightness” on gait. Participants included nine males (22.8±1.2 years) and nine females (21.9±1.8 years), who walked at their normal pace and a fast pace under two shoe-lacing conditions, which differed in lacing tightness (fit and loose). Walking speed, step length, and step width were measured with a walking posture measurement system, which includes Kinect v2. Gait cycle time, trunk movement, and Harmonic Ratio (HR) were measured and calculated with another system, which uses two inertial sensors placed on the thoracic vertebrae (Th6) and sacrum (S2) of each participant. Two-way repeated-measures MANOVA was conducted for all analysis items, and significant differences were found in the walking task and the shoe-lacing condition. Walking speed, vertical movement of S2, and vertical HR of Th6 under loose-lacing conditions were significantly smaller than those under fit-lacing conditions. Mediolateral movement of Th6 and anteroposterior movement of S2 under loose-lacing conditions were significantly larger than those under fit-lacing conditions. This study clarified that loose-lacing conditions affects gait.

本研究は靴紐の締め方の強弱 (tightness) が歩行動作に与える影響を明らかにすることを目的とした。実験参加者は男性9名 (22.8±1.2歳), 女性9名 (21.9±1.8歳) とし, 歩行課題 (自然歩行, 努力歩行) と靴紐の締め方の強弱 (fit条件, loose条件) を操作した歩行実験を行った。Kinect v2を用いた歩行姿勢測定システムで歩行速度, 歩幅, 歩隔を, 体幹2点歩行動揺計で歩行周期時間, 胸椎背部 (以下, Th6) および仙骨付近 (以下, S2) における3方向 (左右, 上下, 前後) の平均動揺量とHarmonic Ratio (以下, HR) を計測, 算出した。すべての分析項目を用いて対応のある二元配置多変量分散分析を実施した結果, 歩行課題と靴紐条件について主効果が認められた。loose条件ではfit条件よりも, 歩行速度, S2の上下動揺量, Th6の上下方向のHRは有意に小さく, Th6の左右動揺量, S2の前後動揺量は有意に大きかった。本研究より, 靴紐の締め方が緩い (loose条件) と歩行中の体幹の動きに影響を与えることが示された。(キーワード: 靴, 靴紐, 履き方, 歩行)

1. はじめに

外出, 運動, または危険をとまなう作業時に靴着用は不可欠であり, 靴は日常生活において最も身近で重要な道具の一つといえる。靴に求められる機能として“足の保護”と“歩行の補助”が挙げられる。これらの機能を十分に発揮させるには適切な方法で靴を着用する必要がある¹⁾。

しかしながら, 多くの日本人の靴の履き方は適切ではないと示唆されている²⁾。日本で一般市民が靴を履くようになったのは第2次世界大戦後からであり, 欧米諸国の数百年の歴史と比較すると非常に短い^{2,3)}。それに加えて, 日本の教育課程では, 靴に関する指導が行われていない。靴について正しい知識を学ぶ場は提供されておらず, 靴の適合・不適合の判断は自分なりの靴の適合感を基にした, あいまいな基準で行われている²⁾。また, 主な履物が下駄や草履から靴に代わってからも, 下駄と草履の履き方を踏襲しており, 靴紐を締め直さずに靴を着脱する習慣が多くの日本人の日常動作になっている^{2,3)}。具体的には, ①手を使わずに履けるように, 常に靴ひもを少し緩めに結んだままにしておき, ②靴を履く時には, ひもを結んだまま手を使わずに靴に足先を入れ, ③つま先をトントンと地面にたたきつけながら足全体を靴の中に入れて込むといった履き方である²⁾。靴紐を結び直さないうで靴を着用することで, 靴の中で足が動き, 足に靴が

1 受付: 2023年3月8日 受理: 2023年4月25日

2 早稲田大学人間科学学術院

Faculty of Human Sciences, Waseda University

3 早稲田大学大学院人間科学研究科

Graduate School of Human Sciences, Waseda University

4 実践女子大学生生活科学部

Faculty of Human Life Sciences, Jissen Women's University

5 札幌学院大学心理学部

Faculty of Psychology, Sapporo Gakuin University

6 早稲田大学人間総合研究センター

Advanced Research Center for Human Sciences, Waseda University

フィットしないため、靴の機能を十分に発揮させられないと考えられる。

“靴のサイズ”あるいは“靴紐の締め方”と歩行との関連性について論じた先行研究¹⁴⁻⁷⁾は、いずれも大きすぎる靴、あるいは靴紐の締め方が不十分な靴が歩行に負の影響を与えたと示唆している。靴のサイズと歩行との関連性について論じた知見として以下の研究が挙げられる。Doi⁴⁾は高齢者を対象に、日頃の靴の着用状況により実験参加者を群分けし、それぞれの群の歩行の特徴を比較する歩行実験を行った。フィットしていない靴（「緩過ぎる」が86%）を着用する高齢者（ $n=37$ ）はフィットした靴を着用する高齢者（ $n=48$ ）と比較し、歩行速度は遅く、歩幅は短く、歩行の規則性は低かったが、フィットした靴を着用することで、歩行速度、歩幅、歩行の規則性の数値が改善されたとしている。Kobayashi⁵⁾は、子どもを対象に、靴のサイズを独立変数とした歩行実験を行った。三次元動作解析システム（VICON）を用いて全身の歩行動作を計測し、主成分分析を用いて解析を行った結果、大きいサイズの靴を着用した条件では、実験参加者は歩行中に靴が脱げないようにするための歩行の方略をとるとしている。また村野⁶⁾は、若年者を対象に、靴のサイズを独立変数とした歩行実験を行い、適切なサイズよりも大きいサイズの靴着用時に歩行中の体幹の水平面軌跡長が大きくなることを明らかにした。

靴紐の着用状態と走行または歩行との関連性について論じた知見として以下の研究が挙げられる。Hagen¹⁾は、ランニングシューズの靴紐の締め方のパターンと走行時の下肢の挙動および足底圧との関連性について、靴紐を全ての紐穴に通し、適切な強さで締めた条件では、着地時の足関節の回内速度および踵と中足部外側のピーク圧力が低かったことから、靴紐を適切に締め、踵を靴のヒールカウンターに押し付け、足と靴の適合度を高めることが、ランニングシューズの機能をより効果的に活用することにつながり、下肢の傷害のリスクを低減させる可能性があるとしている。またFiedler⁷⁾は、靴紐の締め方の強弱（comfortable, loosened, and completely loose）を独立変数とした歩行実験を行った。足底部にかかる圧力の計測および実験参加者の靴内での足部の主観的な変位量を調査した結果、快適に靴紐を締めた条件よりも、靴紐を完全に緩めた条件の方が歩行中の母趾、第二趾～第五趾の圧力の時間積分値および靴内での足部の主観的な変位量が増加したとしている。

以上の知見より、足に適合しない靴は歩行中の身体への負荷を高める可能性があると考えられるが、“靴紐の締め方”と歩行との関連性について論じた先行研究では

歩行中の下肢の運動学的解析、運動力学的解析が行われているものが多く、靴紐の締め方と歩行動作、特に歩行中の“体幹の動き”との関連性について論じた研究は限られている。人は上半身と下半身との位置関係を協調させることで重心を制御しているため⁸⁾、足に適合しない靴は歩行中の下肢の動作とともに、体幹の動きに影響を与えると考えられる。そこで、本研究は歩行中の“体幹の動き”に着目し、靴紐の締め方の強弱（tightness）が歩行動作に与える影響について明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2-1. 実験参加者

実験参加者は整形外科的な既往歴のない若年者21名（男性11名、女性10名）とした。著者所属機関の「人を対象とする研究に関する倫理規程」に従い、倫理的配慮として、実験参加者にあらかじめ実験の趣旨および、侵襲性がないこと、個人情報を集めないことを説明し、書面にて実験参加への同意を得た。また、歩行中の転倒事故防止策とし、歩行路に支障となるものがないことを確認した上で実験を行った。本研究は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得て実施した（承認番号2019-206）。

外れ値の処理として、後述する分析において、各分析項目の平均値より $\pm 3S.D.$ 以上離れている試行のデータを除外した。分析項目のうち、計測データの欠損および外れ値により、いずれかの条件において、すべての試行のデータが残らなかった分析項目のある実験参加者3名のデータを除外し、18名分（男性9名、女性9名）のデータを用いて分析を行った。表1に分析対象の実験参加者の身体的特徴を示す。

2-2. 歩行実験

2-2-1. 実験手順

実験用の靴下（厚さ0.5 mm）および実験参加者が日頃最も着用する紐靴を着用させた。距離25 m、幅2 mの所属機関構内の廊下を歩行路とした（図1）。実施する時間帯を問わず室内の明るさを一定に保ち、環境要因によって歩行に影響を与えないように配慮した。歩行課題は自然歩行（実験参加者自身の快適な歩行速度）および努力歩行（早歩き）とした。実験参加者の進行方向正面に、実験参加者の目の高さに合わせた注視点を設置した。試行中は注視点を見ながら歩行するように教示した。

表1 実験参加者の身体的特徴

Table 1 Physical anthropometric characteristics.

項目	男性 (n=9)	女性 (n=9)
年齢 (歳)	22.8 ± 1.2	21.9 ± 1.8
身長 (cm)	171.9 ± 7.1	160.0 ± 7.3
体重 (kg)	66.0 ± 7.8	51.8 ± 5.9
足長 (mm) 右	257.8 ± 15.4	230.6 ± 11.8
足長 (mm) 左	256.9 ± 13.9	232.0 ± 13.4
足囲 (mm) 右	248.1 ± 7.0	227.2 ± 12.7
足囲 (mm) 左	248.7 ± 5.7	228.2 ± 11.9
足幅 (mm) 右	104.2 ± 3.6	96.1 ± 5.3
足幅 (mm) 左	105.2 ± 4.2	96.7 ± 5.5
足高 (mm) 右	64.7 ± 2.1	58.2 ± 3.4
足高 (mm) 左	63.4 ± 2.7	57.0 ± 3.6

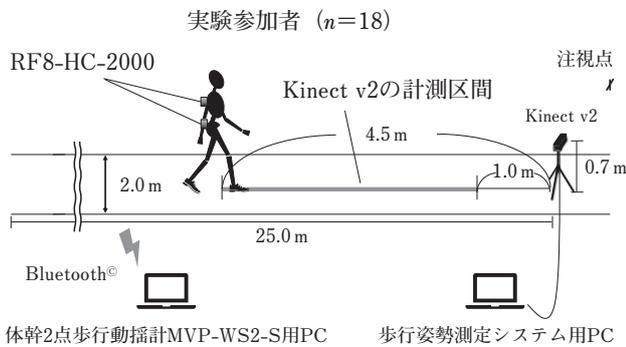


図1 実験環境

Fig. 1 Experimental setting for walking test.

靴紐の締め方の条件 (以下, 靴紐条件) はfit条件 (靴紐を適切に締めた着用状態: 靴を履いた後, つま先を上げて踵を靴の踵部に落ち着かせ, そのままの状態) およびloose条件 (靴紐を緩めた着用状態: 靴紐を完全に解いている状態⁷⁾) とした (図2).

本試行に先立ち, 練習試行として実験参加者の普段の靴の着用状態 (以下, 普段履き) で自然歩行と努力歩行をそれぞれ1回ずつ実施し, その後, 普段履きで自然歩行と努力歩行をそれぞれ3試行ずつ実施した. 本試行ではfit条件およびloose条件における自然歩行と努力歩行をそれぞれ3試行ずつ実施した. なお, 歩行課題 (自然歩行条件, 努力歩行条件) および靴紐条件 (fit条件, loose条件) の順序はランダムとした.

歩行実験後, 実験参加者の普段の靴紐の状態について, 「いつも緩めたまま」, 「いつも結んだまま」, 「基本的には緩めたままだが, 時々結び直す」, 「基本的には結び直すが, 時々緩めたまま」, 「着脱の際は必ず靴紐を結び直す」の5つの選択肢の中から最もあてはまるものを回答させた. また, 実験参加者の「普段履きの履き心地」について, 「普段の靴の履き心地は, 本実験におけるfit条件



図2 靴紐条件の一例

Fig. 2 An example of the shoe-lacing conditions in the experiment.

の履き心地に近いか, または, loose条件の履き心地に近い」と質問し, 回答を得た. 前述の実験参加者が歩行実験時に着用した紐靴の詳細, 実験参加者の普段の靴紐の状態, 実験参加者の普段履きに対する主観評価を表2に示す.

2-2-2. 計測項目

歩行速度, 歩幅, 歩隔, 歩行周期時間, 第6胸椎棘突起高位 (以下, Th6), 第2仙椎高位 (以下, S2) それぞれの平均動揺量を, 後述する計測機器を用いて計測した.

2-2-3. 計測機器

歩行速度, 歩幅, 歩隔を, 歩行姿勢測定システム (アシックス社およびNECソリューションイノベータ社) を用いてサンプリング周波数30 Hzで計測した. 当該システムにはKinect v2が用いられている. 市川ら^{10,11)} は, 当該システムについて光学式3次元動作解析システム (MX-T10およびMX-T40, Vicon社製, 以下Vicon) との精度検証実験を行い, 歩行速度, 歩幅, 歩隔を含む37の評価項目において妥当性および信頼性を確認している.

歩行周期時間, 平均動揺量を, 体幹2点歩行動揺計 MVP-WS2-S (Microstone社) を用いてサンプリング周波数200 Hzで計測した. 体幹2点歩行動揺計 MVP-WS2-Sは, 3軸加速度センサ (検出軸: Ax, Ay, Az, 検出加速度: $\pm 20 / \pm 60 \text{ m/s}^2$ (切替), 応答周波数: 0~100 Hz) と3軸ジャイロセンサ (検出軸: $\omega_x, \omega_y, \omega_z$, 検出角度: $\pm 2000 \text{ deg/s}$, 応答周波数: 0~50 Hz) を内蔵したモーションセンサ RF8-HC-2000 (Microstone社) を, 実験参加者のTh6とS2の2箇所に取り付け, 2つのセンサから得られた波形より, 1歩行周期の平均時間 (歩行周期時間) および3方向 (左右, 上下, 前後) における1歩行周期中の平均動揺量を算出するシステムである¹²⁾. なお, 3方

表2 実験参加者の着用靴

Table 2 Shoes worn by participants in the experiment.

参加者性別	JIS サイズ*1	表記サイズ (cm)	ブランド名	品番	靴の種類	実験参加者の普段の 靴紐の状態	普段履きに対する 主観評価
1 男性	26.5 D	28.0	adidas	EG4958	スニーカー	いつも結んだまま	fit
2 男性	27.5 E	28.0	asics	T6G3N	ランニングシューズ	いつも結んだまま	fit
3 男性	23.5 2E	27.5	New Balance	ML373BYS	スニーカー	いつも緩めたまま	loose
4 男性	25.5 3E	26.0	NIKE	844802-100	スニーカー	いつも結んだまま	fit
5 男性	28.0 E	27.5	SUPRA	08155-049-M	ハイカットスニーカー	いつも緩めたまま	loose
6 男性	23.5 4E	25.5	adidas	EF1390	ランニングシューズ	いつも結んだまま	fit
7 男性	25.5 E	27.5	asics	1201A103	スニーカー	基本的には緩めたまま	fit
8 男性	27.0 D	28.0	Hawkins	HL81000	スニーカー	いつも結んだまま	loose
9 男性	26.0 D	27.0	adidas	F99252	スニーカー	いつも結んだまま	fit
10 女性	24.5 E	25.0	adidas	DB0015	スニーカー	いつも結んだまま	fit
11 女性	24.0 3E	24.0	nev	nev-2040	スニーカー	いつも結んだまま	loose
12 女性	20.5 D	22.0	PUMA	367299-04	スニーカー	いつも結んだまま	fit
13 女性	23.0 C	24.0	adidas	842187	スニーカー	いつも結んだまま	fit
14 女性	23.0 D	23.5	le coq sportif	QL1VJC02WG	スニーカー	いつも結んだまま	fit
15 女性	23.0 E	23.5	PERSON'S JEANS	PSL-1624	スニーカー	いつも結んだまま	loose
16 女性	23.0 2E	24.0	stradivarius	*2	スニーカー	いつも結んだまま	fit
17 女性	23.5 3E	25.0	Tommy Hilfiger	TWLENKA-R	スニーカー	いつも結んだまま	loose
18 女性	25.0 D	25.0	GU	319126	スニーカー	いつも結んだまま	loose

*1 JIS S 5037「靴のサイズ」⁹⁾に基づき、実験参加者の足部寸法より適正サイズを記載した

*2 品番不明、アッパー素材は合成皮革、靴底はウェッジソールが用いられたスニーカー

向の平均動揺量は角速度データを用いて歩行周期ごとに動揺方向を補正しながら、計測箇所 (Th6, S2) の加速度データを積分するため、計測箇所の位置データに依拠せずに算出される。Itoら¹³⁾は、当該システムについてViconとの精度検証実験を行い、当該システムより算出したパワースペクトラム値、仙骨と胸椎の軌跡、RMS値において妥当性および信頼性を確認している。

2-2-4. 分析項目

歩行路終端の手前4.5~1.0 mの区間の計測データから歩行速度、歩幅、歩隔を抽出した^{10,11)}。

歩行周期時間、Th6およびS2における3方向の平均動揺量の抽出には、健康成人においては歩行開始から3~4歩で定常歩行となることを考慮し^{12,14)}、歩行開始直後の4歩目 (2歩行周期) までのデータを除外し、歩行開始5歩目以降の10歩行周期分の計測データより、体幹2点歩行動揺計MVP-WS2-Sの解析システムを用いて算出した。

また、前述のモーションセンサ (RF8-HC-2000, Microstone社) より得られた加速度データを用いて、Th6およびS2における3方向のHarmonic Ratio (以下、HR)^{15~18)}を算出した。HRは信号処理手法の一つであり、歩行中の3方向の加速度データの二相性または単相性を定量化することにより、各歩行周期内の歩行動作の左右の対称性を評価する指標とされている^{15~18)}。各歩行周期内の加速度データについて離散フーリエ変換により抽出した偶数倍音 ($n=$

2, 4, 6, ...) の振幅の和と奇数倍音 ($n=1, 3, 5, \dots$) の振幅の和の比を算出することによって求める。正常歩行において1歩行周期で左右に1歩ずつ“ステップ”するため、上下方向と前後方向の加速度は1歩行周期内で二相性を示し、左右方向の加速度は単相性を示すことから、上下方向および前後方向の加速度のHRは「最初の10個の偶数倍音の振幅の和を最初の10個の奇数倍音の振幅の和で割る」ことによって算出され、左右方向の加速度のHRは「最初の10個の奇数倍音の振幅の和を最初の10個の偶数倍音の振幅の和で割る」ことによって算出される^{15,18)}。Bellancaら¹⁵⁾は、片足に装着した重りにより、歩行中の左右の非対称性を任意に生じさせることで^{19~21)}、歩行動作の非対称性を識別するHRの分解能を実証した。すなわち、片足に重り (0, 0.45, 1.36, 2.27 kg) を装着した状態での歩行実験を行い、重りの増加にともない、第3-4腰椎のHRが減少したことから、HRの数値が高いほど、3方向における歩行動作の左右の対称性が高いとしている¹⁵⁾。

HRの算出には、MATLAB R2022b (MathWorks社) を用いた。加速度データについて、バターワースフィルター (4次、双方向) を用いたバンドパスフィルター (0.5~20.0 Hz) にて処理した。HRは各歩行周期について計算し、歩行周期時間、平均動揺量と同様にHRについても10歩行周期分の平均値を算出した。

2-3. 統計処理

各分析項目における3試行分のデータの中央値を代表値とした。歩行課題および靴紐条件を要因、前述のすべての分析項目を従属変数とした、対応のある二元配置多変量分散分析を実施した。また、普段履きにおける歩行の特徴を検証するために、前述の分析において主効果が認められた項目を従属変数として追加の分析を行った。実験参加者の普段履きに対する主観評価がfit条件に近いと回答した群（以下、fit群）とloose条件に近いと回答した群（以下、loose群）に分け、普段履きに対する主観評価（fit群、loose群）および歩行動作（自然歩行条件、努力歩行条件）を要因とした、混合計画の二元配置多変量分散分析を実施した。いずれの分析においても、多変量検定において主効果が認められた場合、従属変数ごとの検定、すなわち1変量検定を実施した。統計処理にはSPSS Statistics ver. 28およびRStudio ver.1.2.5019を用いた。すべての分析において有意確率が5%未満の場合、有意とした。

3. 結果

3-1. 歩行課題および靴紐条件に対する二元配置多変量分散分析

歩行課題および靴紐条件を要因、前述のすべての分析項目を従属変数とした、対応のある二元配置多変量分散分析を実施した結果を表3に示す。歩行課題および靴紐条件において主効果が認められた。多変量検定において主効果が認められた、歩行課題および靴紐条件における

1変量検定の結果を表4に示す。歩行課題について、努力歩行条件では自然歩行条件と比較して、歩行速度、歩幅、歩隔、Th6およびS2の上下動揺量、S2の左右方向のHRは有意に大きく、歩行周期時間、Th6の左右動揺量は有意に小さかった。靴紐条件について、loose条件ではfit条件と比較して、歩行速度、S2の上下動揺量、Th6の上下方向のHRは有意に小さく、Th6の左右動揺量、S2の前後動揺量は有意に大きかった。

3-2. 普段履きに対する主観評価および歩行課題についての二元配置多変量分散分析

分析対象の18名に対して“普段履きの履き心地”について確認した結果、普段履きに対する主観評価がfit条件に近いと回答した者は11名、loose条件に近いと回答した者は7名であった。「3-1. 歩行課題および靴紐条件に対する二元配置多変量分散分析」の結果のうち、靴紐条件の主効果が認められた、歩行速度、Th6の左右動揺量、S2の上下動揺量、前後動揺量、Th6の上下方向のHRを従属変数として追加の分析を行った。普段履きに対する主観評価（fit群11名、loose群7名）および歩行課題（自然歩行条件、努力歩行条件）を要因とした混合計画の二元配置多変量分散分析を実施した結果を表5に示す。普段履きに対する主観評価および歩行課題において主効果が認められた。多変量検定において主効果が認められた、普段履きに対する主観評価および歩行課題における1変量検定の結果を表6に示す。普段履きに対する主観評価について、loose群はfit群と比較して、歩行速度は有意に小さく、S2の前後動揺量は有意に大きかった。歩行課題について、努力歩行条件では自然歩行条件と比較して、歩行速度、S2の上下動揺量は有意に大きく、Th6の左右動揺量は有意に小さかった。

表3 歩行課題および靴紐条件に対する二元配置多変量分散分析の結果

Table 3 Result of two-way MANOVA for walking task and shoe-lacing condition.

要因	基準	検定統計量	F値	df	p値
歩行課題	Pillaiのトレース	0.996	28.663	16, 2	.034
	Wilksのラムダ	0.004	28.663	16, 2	.034
	Hotellingのトレース	229.301	28.663	16, 2	.034
	Royの最大根	229.301	28.663	16, 2	.034
靴紐条件	Pillaiのトレース	0.997	44.489	16, 2	.022
	Wilksのラムダ	0.003	44.489	16, 2	.022
	Hotellingのトレース	355.912	44.489	16, 2	.022
	Royの最大根	355.912	44.489	16, 2	.022
交互作用効果	Pillaiのトレース	0.987	9.527	16, 2	.099
	Wilksのラムダ	0.013	9.527	16, 2	.099
	Hotellingのトレース	76.219	9.527	16, 2	.099
	Royの最大根	76.219	9.527	16, 2	.099

従属変数：歩行速度、歩幅、歩隔、歩行周期時間、Th6およびS2における3方向の平均動揺量およびHR

表4 各分析項目における平均値と標準偏差および1変量検定における統計量

Table 4 Mean±S.D. values for all indices and results of univariate tests.

従属変数	自然歩行条件		努力歩行条件		歩行課題の主効果				靴紐条件の主効果						
	fit条件	loose条件	fit条件	loose条件	F値	df	p値	η_c^2	F値	df	p値	η_c^2			
歩行速度 (m/min)	83.7 ± 6.8	82.2 ± 8.8	111.1 ± 12.7	107.7 ± 14.1	112.761	1,17	<.001	0.605	6.184	1,17	.024	0.013			
歩幅 (cm)	68.3 ± 6.6	69.8 ± 6.0	77.6 ± 5.4	76.1 ± 5.3	60.082	1,17	<.001	0.319	0.001	1,17	.980	0.000			
歩隔 (cm)	12.2 ± 2.8	12.9 ± 2.4	13.1 ± 2.2	13.4 ± 2.6	5.541	1,17	.031	0.020	1.840	1,17	.193	0.010			
歩行周期時間 (s)	1.02 ± 0.06	1.03 ± 0.06	0.88 ± 0.08	0.89 ± 0.09	144.636	1,17	<.001	0.499	2.044	1,17	.171	0.004			
平均動揺量 (mm)	Th6	左右	37.1 ± 8.9	39.0 ± 7.1	30.8 ± 7.7	31.9 ± 7.7	47.144	1,17	<.001	0.159	4.878	1,17	.041	0.010	
		上下	49.2 ± 9.8	49.8 ± 9.4	56.4 ± 8.3	53.5 ± 9.3	7.385	1,17	.015	0.086	2.235	1,17	.153	0.004	
	S2	前後	22.6 ± 4.9	23.9 ± 4.9	23.7 ± 5.6	23.6 ± 5.3	0.200	1,17	.660	0.002	3.105	1,17	.096	0.003	
		左右	44.1 ± 8.9	46.6 ± 8.6	47.2 ± 10.8	46.2 ± 12.2	0.543	1,17	.471	0.005	0.309	1,17	.585	0.001	
	Harmonic Ratio	S2	上下	47.8 ± 11.1	48.0 ± 10.4	56.3 ± 9.7	52.3 ± 10.4	11.357	1,17	.004	0.091	5.664	1,17	.029	0.009
			前後	33.5 ± 7.3	35.2 ± 7.5	33.2 ± 8.7	33.8 ± 8.2	0.415	1,17	.528	0.003	4.680	1,17	.045	0.005
Harmonic Ratio	Th6	左右	2.20 ± 0.47	2.31 ± 0.43	2.26 ± 0.30	2.20 ± 0.43	0.057	1,17	.815	0.001	0.169	1,17	.686	0.001	
		上下	3.52 ± 0.60	3.24 ± 0.60	3.69 ± 0.68	3.54 ± 0.69	2.750	1,17	.116	0.034	7.329	1,17	.015	0.028	
	S2	前後	2.62 ± 0.57	2.56 ± 0.42	2.63 ± 0.63	2.49 ± 0.55	0.133	1,17	.720	0.001	2.032	1,17	.172	0.009	
		左右	2.06 ± 0.49	2.08 ± 0.50	2.28 ± 0.62	2.33 ± 0.59	7.350	1,17	.015	0.048	0.453	1,17	.510	0.001	
	Harmonic Ratio	S2	上下	3.21 ± 0.54	3.04 ± 0.61	3.32 ± 0.79	3.25 ± 0.71	1.071	1,17	.315	0.015	3.581	1,17	.076	0.008
			前後	3.24 ± 0.43	3.21 ± 0.63	3.35 ± 0.52	3.21 ± 0.54	0.184	1,17	.674	0.003	1.080	1,17	.313	0.006

表5 普段履きに対する主観評価および歩行課題に対する二元配置多変量分散分析の結果

Table 5 Result of two-way MANOVA for participants' evaluation of daily shoes fitting and walking task.

要因	基準	検定統計量	F値	df	p値
普段履きに対する主観評価	Pillaiのトレース	0.633	4.139	5, 12	.020
	Wilksのラムダ	0.367	4.139	5, 12	.020
	Hotellingのトレース	1.724	4.139	5, 12	.020
	Royの最大根	1.724	4.139	5, 12	.020
歩行課題	Pillaiのトレース	0.939	36.997	5, 12	<.001
	Wilksのラムダ	0.061	36.997	5, 12	<.001
	Hotellingのトレース	15.415	36.997	5, 12	<.001
	Royの最大根	15.415	36.997	5, 12	<.001
交互作用効果	Pillaiのトレース	0.401	1.609	5, 12	.231
	Wilksのラムダ	0.599	1.609	5, 12	.231
	Hotellingのトレース	0.671	1.609	5, 12	.231
	Royの最大根	0.671	1.609	5, 12	.231

従属変数：歩行速度，Th6の左右動揺量，S2の上下動揺量，前後動揺量，Th6の上下方向のHR

表6 普段履きにおける各分析項目の平均値と標準偏差および1変量検定における統計量

Table 6 Mean±S.D. values for indices with significant differences in the main effect of shoe-lace condition and results of univariate tests.

従属変数	fit群		loose群		普段履きに対する主観評価の主効果				歩行課題の主効果					
	自然歩行条件	努力歩行条件	自然歩行条件	努力歩行条件	F値	df	p値	η_c^2	F値	df	p値	η_c^2		
歩行速度 (m/min)	84.8 ± 6.9	117.0 ± 12.0	77.3 ± 6.5	103.5 ± 12.9	6.656	1,16	.020	0.230	129.193	1,16	<.001	0.696		
平均動揺量 (mm)	Th6	左右	33.9 ± 6.5	29.4 ± 7.5	41.5 ± 10.3	33.5 ± 8.6	2.440	1,16	.138	0.126	46.294	1,16	<.001	0.138
		上下	48.1 ± 13.3	55.2 ± 11.7	45.9 ± 5.0	56.8 ± 5.7	0.006	1,16	.938	0.000	14.560	1,16	.002	0.165
	S2	前後	31.4 ± 6.2	30.8 ± 6.0	37.9 ± 7.6	41.3 ± 9.6	6.466	1,16	.022	0.272	2.083	1,16	.168	0.010
		左右	31.4 ± 6.2	30.8 ± 6.0	37.9 ± 7.6	41.3 ± 9.6	6.466	1,16	.022	0.272	2.083	1,16	.168	0.010
Harmonic Ratio	Th6	上下	3.42 ± 0.59	3.74 ± 0.58	3.42 ± 0.66	3.58 ± 0.44	0.126	1,16	.727	0.005	1.973	1,16	.179	0.044

4. 考 察

4-1. 歩行課題の主効果

努力歩行条件では自然歩行条件と比較して、歩行速度、歩幅、歩隔、Th6およびS2の上下動揺量、S2の左右方向のHRは有意に大きく、歩行周期時間、Th6の左右動揺量は有意に小さかった。Fukuchiら²²⁾は、健常児、若年者、高齢者を対象に、歩行速度が時空間パラメータ、関節運動学、関節運動力学、床反力に与える影響について系統的なレビューを行い、若年者において、ケイデンスと歩幅は歩行速度の上昇にともない増大すると示唆している。なお、ケイデンスは1分間当たりの歩数²³⁾であり、ケイデンスの増大は歩行周期時間の減少と対応している。また、Thorstenssonら²⁴⁾は、歩行速度の上昇にともない、体幹の上下動揺量は増大、左右動揺量は減少することを明らかにしており、本研究の結果と一致している。

一方で、歩行速度とHRとの関連性について論じた先行研究^{18,25~28)}のうち、若年者を対象としたMenzら¹⁸⁾およびLattら²⁵⁾の研究では、実験参加者の好みの歩行速度においてHRは最も高く、好みの歩行速度よりも速い速度および遅い速度で低下したと示唆している。これに対して、Lowryら²⁶⁾の研究では若年者、高齢者ともに実験参加者の好みの歩行速度より遅い歩行速度ではHRの減少がみられたが、速い歩行速度では維持されたと示唆している。本研究において、努力歩行条件では自然歩行条件と比較して、S2の左右方向のHRは有意に大きかった。一方で、Th6の左右動揺量は有意に小さかった。歩行動作は身体の垂直軸まわりでの回旋をともないながら直線的に前進していく動きであり、骨盤の回旋は胸郭の逆方向への回旋により代償される^{8,29)}。すなわち、歩行動作において骨盤と胸郭は協調するといえる。本研究で示されたHRの結果から、Th6の左右方向の動揺を抑えることがS2の左右方向の対称性を高める可能性があると考えられる。

4-2. 靴紐条件の主効果

loose条件ではfit条件と比較して、歩行速度、S2の上下動揺量、Th6の上下方向のHRは有意に小さく、Th6の左右動揺量、S2の前後動揺量は有意に大きかった。

歩行速度が遅く、歩幅が短い歩行は保守的な歩行パターンであるとされている^{30,31)}。歩隔の拡大は支持基底面を広げるため、歩行姿勢の安定に貢献する³¹⁾。本研究のloose条件ではfit条件と比較して、歩行速度は有意に減

少した一方で、歩幅と歩隔において靴紐条件の主効果は認められなかった。靴紐を緩めた着用状態であっても、歩幅と歩隔への影響は限定的であったと推察される。それに対して、loose条件ではfit条件と比較して、歩行速度が低下した理由を以下のように考察する。

歩行時の床反力に着目すると、立脚期の初期と終期に前後方向の力が発生する^{23,32,33)}。すなわち、立脚期の初期では、荷重応答期の最後で地面に対して前方への力を与える(体重の約13%)^{23,34)}。立脚の終期では、踵があがる直前に足部は後方への剪断力を発生し始め、立脚終期を通して体重の23%まで増加する²³⁾。したがって、loose条件では足部が靴に固定されないことにより、歩行中に発生する前後方向の力により、足部が靴内で過度に動いたと考えられる。また、Fiedlerら⁷⁾は、快適に靴紐を締めた条件よりも、靴紐を完全に緩めた条件の方が、靴内での足部の主観的な変位量が増加したと示唆しており、この仮説を支持している。loose条件ではfit条件と比較して、歩行周期のうち前遊脚期における足指離地のタイミングで足部が靴内で過度に動くことで、地面を十分に蹴り出せず、歩行速度が低下したと考えられる。

loose条件ではfit条件と比較して、S2の上下動揺量は有意に小さく、Th6の左右動揺量、S2の前後動揺量は有意に大きかった。「4-1. 歩行課題の主効果」における考察を考慮すると、loose条件ではfit条件と比較して、歩行速度が低下したため、S2の上下動揺量は減少、Th6の左右動揺量は増大したと考えられる。

一方で、歩行における身体各部(仙骨、胸郭、頭部)の前後動揺量は速い歩行速度(97 m/min)では遅い歩行速度(49 m/min)と比較して大きいとされており^{23,35)}、本研究のloose条件におけるS2の前後動揺量の結果(fit条件<loose条件)とは一致していない。本研究ではこの点について以下のように考察する。

歩行における身体各部の前後動揺量は仙骨、胸郭、頭部の順に小さくなる。頭部が受ける加速度は股関節で受ける加速度の1/10であり、脊椎に沿って頭部方向へ向かって減衰する^{23,36)}。Perryら²³⁾は、歩行中の前方視野を安定させるために、頸椎部と腰椎部との間の傍脊椎筋群を用いて歩行中の身体各部の前方加速度を減衰させ、頭部の加速度変化を抑制していると示唆している^{36,37)}。このことから、Th6よりも足部に近いS2において、前述したloose条件下での歩行による靴内での足部の過度な動きが生じることによる体幹部の揺れが増大し、loose条件ではfit条件と比較して、S2の前後動揺量が有意に大きくなったと考えられる。

Th6の上下方向のHRは、loose条件ではfit条件と比較し

て有意に小さく、靴紐の締め方が緩い履き方は、歩行中の上下方向の動作における左右の対称性を低下させると考えられる。歩行周期における立脚終期では中足趾節関節の背屈によって後足部が拳上する²³⁾。その動きにともない靴も屈曲するが、靴のソール部の弾性力が働き元の形に戻ろうとする³⁸⁾。loose条件では後足部の拳上に対し靴踵部の拳上がともなわず、履き口から踵が抜けやすくなる⁶⁾。靴紐の締め方が緩いloose条件では、右足と左足とで履き口からそれぞれ異なる抜け方をすることにより、歩行中の上下方向の動作において左右の対称性が低下し、Th6の上下方向のHRは有意に小さくなったと考えられる。また、S2の上下方向のHRについては、靴紐条件の主効果は認められなかったものの ($F(1, 17) = 3.581, p = .076, \eta_c^2 = 0.008$)、loose条件ではfit条件と比較して小さくなった。loose条件により、S2においてもTh6と同様の影響を受けていた可能性があると考えられる。

4-3. 普段履きにかかる考察

分析対象の18名に対して“普段履きの履き心地”について確認した結果、普段履きに対する主観評価がfit条件に近いと回答した者は11名、loose条件に近いと回答した者は7名であった。靴の適合・不適合の判断は自分なりの靴の適合感を基にした、あいまいな基準で行われていると示唆されているが²⁾、本歩行実験の結果において、fit群はloose群よりも歩行速度は速く、S2の前後動揺量は有意に小さくなっており、「4-2. 靴紐条件の主効果」における結果と整合性がある。したがって、fit群はloose群と比較して、相対的に普段履きがフィットしていると推察される。

4-4. 本研究の限界および今後の展望

本研究では、fit条件およびloose条件には履き方の基準を示した一方で、普段履きについては実験参加者の主観評価に基づいた分析を行った。今後は靴紐の締め方の強弱 (tightness) に対する客観的評価尺度の構築が期待される。

5. 結論

本研究では、靴紐の締め方が緩い (loose条件) と、適切に締めたとき (fit条件) と比較して、歩行速度、S2の上下動揺量、Th6の上下方向のHRを低下させ、Th6の左右動揺量、S2の前後動揺量を増大させることが示された。靴紐の締め方が緩いと歩行中の体幹の動きに影響を与え、歩行動作への影響を最小限にするために、

靴を着脱する際の適切な靴紐の締め直しが推奨される。

謝辞

本研究にあたり、株式会社シューマート霜田清氏、飯田容子氏ならびにマイクロストーン株式会社白鳥典彦氏、畠山稔氏より、技術的指導にかかる協力を得た。記して謝する。

付記

本論文の内容の一部は、21st Triennial Congress of the International Ergonomics Association (Vancouver) において発表した。

文献

- 1) Hagen, M.; Hennig, E. M. Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. *Journal of Sports Sciences*. 2009, 27, p.267-275, doi: 10.1080/02640410802482425.
- 2) 吉村真由美. 子どものための靴教育・シューエデュケーション. *人間生活工学*. 2013, 14(2), p.19-24.
- 3) Kusumoto, A.; Suzuki, T.; et al. Intervention study to improve quality of life and health problems of community-living elderly women in Japan by shoe fitting and custom-made insoles. *Gerontology*. 2007, 53(6), p.348-356, doi: 10.1159/000104252.
- 4) Doi, T.; Yamaguchi, R.; et al. The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. *Gait and Posture*. 2010, 32, p.274-278, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.012.
- 5) Kobayashi, Y.; Akimoto, M.; et al. How too big shoes affect to the joint kinematics of kids gait pattern? *Footwear Science*. 2015, 7, S53-S55, doi: 10.1080/19424280.2015.1038604.
- 6) 村野良太, 佐藤健, 他. 留め具がない靴のサイズと足長との相違が歩行姿勢に与える影響. *ヒューマンファクターズ*. 2019, 24(1), p.11-18, doi: 10.11443/jphf.24.1_11.
- 7) Fiedler, K. E.; Stuijzand, W. J. A.; et al. The effect of shoe lacing on plantar pressure distribution and in-shoe displacement of the foot in healthy participants. *Gait and Posture*. 2011, 33, p.396-400, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.011.
- 8) 樋口貴広, 建内宏重. 姿勢と歩行—協調からひも解く—. 第1版第3刷, 東京, 三輪書店, 2015, 323p.
- 9) JIS S 5037:1998. 靴サイズ.
- 10) 市川将. “Kinect v2を用いた歩行解析システムの開発”. 富山県, 2016-11-12/13, 第37回バイオメカニズム学術講演会. 2016.
- 11) 市川将, 武市一成, 他. 歩行姿勢に基づく見た目年齢評価式の開発. *バイオメカニズム*. 2018, 24, p.7-16, doi: 10.3951/biomechanisms.24.7.
- 12) 松村剛志. 体幹2点歩行動揺計を用いた歩行時の体幹動揺指標の評価—異常歩行モデルの特性と再テスト信頼性の検討—. 常葉大学保健医療学部紀要. 2014, 9(1), p.9-19.

- 13) Ito, T.; Nozawa, H.; et al. Development of walking ability evaluation method with accelerometer and gyrometer. *New Ergonomics Perspective - Selected Papers of the 10th Pan-Pacific Conference on Ergonomics*. 2015, p.25-30.
- 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—健康成人と虚弱高齢者の比較—. *理学療法研究*. 2013, 30, p.11-15.
- 15) Bellanca, J. L.; Lowry, K. A.; et al. Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry. *Journal of Biomechanics*. 2013, 46, p.828-831. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.12.008.
- 16) Gage, H. *Accelerographic Analysis of Human Gait*. American Society for Mechanical Engineers, Washington District of Columbia. 1964.
- 17) Smidt, G. L.; Arora, J. S.; et al. Accelerographic analysis of several types of walking. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1971, 50, p.285-300.
- 18) Menz, H. B.; Lord, S. R.; et al. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait and Posture*. 2003, 18, p.35-46, doi: 10.1016/s0966-6362(02)00159-5.
- 19) Haddad, J. M.; Emmerik, R. E.; et al. Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait and Posture*. 2006, 23(4), p.429-434. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.006.
- 20) Kodesh, E.; Kafri, M.; et al. Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults. *Gait and Posture*. 2012, 35(1), p.66-69, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.008.
- 21) Smith, J. D.; Martin, P. E. Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Human Movement Science*. 2007, 26(3), p.412-425, doi: 10.1016/j.humov.2006.12.001.
- 22) Fukuchi, C. A.; Fukuchi, R. K.; et al. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*. 2019, 8(153), doi: 10.1186/s13643-019-1063-z.
- 23) Perry, J.; Burnfield, J. M. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. second ed., Slack Incorporated, Thorofare, New Jersey. 2010, 551p.
- 24) Thorstensson, A.; Nilsson, J.; et al. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1984, 121(1), p.9-22, doi: 10.1111/j.1748-1716.1984.tb10452.x.
- 25) Latt, M. D.; Menz, H. B.; et al. Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research*. 2008, 184, p.201-209, doi: 10.1007/s00221-007-1094-x.
- 26) Lowry, K. A.; Lokenvitz, N.; et al. Age- and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait and Posture*. 2012, 35(2), p.272-276, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.019.
- 27) Mazza, C.; Iosa, M.; et al. Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2008, 5(30), doi: 10.1186/1743-0003-5-30.
- 28) Kavanagh, J.; Barrett, R.; et al. The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental Brain Research*. 2006, 172, p.454-463, doi: 10.1007/s00221-006-0353-6.
- 29) DuVries, H. L. *Du Vries' Surgery of the Foot*. 4th ed. Mosby, St. Louis, 1978.
- 30) Menant, J. C.; Steele, J. R.; et al. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait and Posture*. 2009, 29, p.392-397, doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.057.
- 31) Thies, S. B.; Richardson, J. K.; et al. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: A study in healthy young and older women. *Gait and Posture*. 2005, 22, p.26-31, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.004.
- 32) Burnfield, J. M.; Powers, C. M. Prediction of slips: an evaluation of utilized coefficient of friction and available slip resistance. *Ergonomics*. 2006, 49(10), p.982-995, doi: 10.1080/00140130600665687.
- 33) Burnfield, J. M.; Tsai, Yi-Ju.; et al. Comparison of utilized coefficient of friction during different walking tasks in persons with and without a disability. *Gait and Posture*. 2005, 22(1), p.82-88, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.07.004.
- 34) Bresler, B.; Frankel, J. P. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*. 1950, 72(1), p.27-36, doi: 10.1115/1.4016578.
- 35) Waters, R. L.; Morris, J.; et al. Translational motion of the head and trunk during normal walking. *Journal of Biomechanics*. 1973, 6(2), p.167-172, doi: 10.1016/0021-9290(73)90085-7.
- 36) Prince, F.; Winter, D.; et al. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait and Posture*. 1994, 2(1), p.19-25, doi: 10.1016/0966-6362(94)90013-2.
- 37) Mulavara, A.; Bloomberg, J. Identifying head-trunk and lower limb contributions to gaze stabilization during locomotion. *Journal of Vestibular Research*. 2002, 12(5-6), p.255-269.
- 38) 武末慎, 村木里志, 他. 靴着用時における歩行中の足甲接触圧経時変化. *人間工学*. 2018, 54(3), p.108-114, doi: 10.5100/jje.54.108.

著者情報



村野良太 (むらのりょうた, 準会員, 連絡著者)

2018年早稲田大学人間科学部卒。2020年同大学大学院人間科学研究科修士課程修了。修士(人間科学)。同大学大学院博士後期課程在学中。2021年より早稲田大学人間科学学術院助手。上級シューフィッター(足と靴と健康協議会)。主に靴と歩行動作の関連性にかかる研究に従事。専門領域：人間工学ほか。人類働態学会理事ほか。

連絡先：hot-milk@toki.waseda.jp



佐藤健（さとうたけし，正会員）

1997年早稲田大学大学院人間科学研究科博士後期課程中退。博士（工学）。国立身体障害者リハビリテーションセンターを経て、2014年より実践女子大学生生活科学部教授。専門領域：人間工学ほか。日本人間工学会会員ほか。



友野貴之（とものたかゆき）

2021年早稲田大学大学院人間科学研究科博士後期課程修了。博士（人間科学）。早稲田大学人間科学学術院助教を経て、2022年より札幌学院大学心理学部講師。専門領域：生態心理学ほか。日本認知科学会会員ほか。



加藤麻樹（かとうまき，正会員）

1994年早稲田大学大学院理工学研究科修士課程修了。博士（人間科学）。長野県短期大学助教授，早稲田大学人間科学学術院准教授を経て，2019年より同学術院教授。専門領域：安全人間工学ほか。人類働態学会会長ほか。