

研究報告



後方歩行が足関節に及ぼす生体力学的影響 —筋骨格コンピューターモデルを用いた検討— *

松島麻利¹⁾・中山善文²⁾³⁾・大村真未²⁾・河西瑞穂⁴⁾
金井 章⁵⁾・米川正洋⁶⁾

【要 旨】

【目的】本研究は、三次元動作解析システムと筋骨格コンピューターモデルを用いて後方歩行時における足関節に及ぼす生体力学的影響を明らかにすることを目的とした。【方法】健康成人 17 名を対象とし、10 m の歩行路で前方及び後方歩行をそれぞれ 3 回行わせ、中間 2m を分析区間とした。歩行の計測には三次元動作解析システムを用いて行い、歩調 80steps/min、歩幅 0.5 m に規定した。得られたデータより、筋骨格コンピューターモデルを用いて、歩行時の足関節反力及び筋張力を算出し、前方と後方歩行で比較検討した。【結果】前方と後方歩行で、足関節反力に有意差はなかったが、後方歩行では長腓骨筋、短腓骨筋の筋張力が有意に高値であった。腓腹筋やヒラメ筋など、その他の足関節周囲筋の筋張力に有意差はなかった。【結論】後方歩行では、前足部で荷重して衝撃を吸収し、後足部に荷重が移行していく際に、足部アーチの保持のために長・短腓骨筋の筋張力が高くなると推測された。

キーワード：後方歩行、三次元動作解析システム、筋骨格コンピューターモデル

はじめに

後方歩行は、日常生活において連続した定常性のある歩行動作というよりも、後方への数歩の移動として用いられることが多く、家事などの日常生活で欠かせない動作である。また、パーキンソン病や前十字靭帯損傷に対する理学療法の手段¹⁾²⁾、転倒予測としての有用性³⁾⁴⁾などが報告されており、理学療法の評価や治療に用いられている。

前方歩行における足関節の機能は、下肢の前進や安定性向上、衝撃吸収など重要な役割を果たしている。前方歩行における足関節の異常は、種々の障害を引き起こすため、足関節機能と前方歩行の関係性を検討した報告が多々ある⁵⁻⁷⁾。しかし、後方歩行における先行研究は、足関節背屈角度が増大すること、足関節パワーや仕事量は低下すること⁸⁾、前方歩行と比較して、前脛骨筋の筋活動が増大、腓腹筋の筋活動に差はないこと⁹⁾、など

* The biomechanical influence of ankle joint during backward walking -Examination using musculoskeletal computer model-

1) 医療法人光生会 赤岩病院 リハビリテーション科
(〒440-0021 愛知県豊橋市多米町蟬川 33-70)
Mari Matsushima, PT: Department of Rehabilitation,
Akaiwa Hospital
2) 医療法人光生会 光生会病院 リハビリテーション科
Yoshifumi Nakayama, PT, MS, Mami Omura, PT: Department of Rehabilitation, Kouseikai Hospital
3) 豊橋創造大学大学院 健康科学研究科 協力研究員
Yoshifumi Nakayama, PT, MS: Cooperative researcher,
Graduate School of Health Sciences, Toyohashi Sozo University

4) 医療法人光生会 介護老人保健施設赤岩荘
リハビリテーション科
Mizuho Kawanishi, PT: Department of Rehabilitation,
Akaiwasou

5) 豊橋創造大学 保健医療学部 理学療法学科
Akira Kanai, PT, PhD: Department of Physical Therapy,
School of Health Sciences, Toyohashi Sozo University

6) 医療法人光生会 光生会病院 整形外科
Masahiro Yonekawa, MD: Department of Orthopaedic
Surgery, Kouseikai Hospital

E-mail: m-ishigami@sozo.ac.jp

が報告されている程度であり、後方歩行の生体力学的影響はほとんど明らかにされていない。また、足関節の一部を検討しているのみであり、足関節全体にどのような影響を及ぼしているのかは不明である。

筋骨格コンピューターモデルは、身体筋骨格系の力学的負担を推定評価するための身体力学系の数学モデルである¹⁰⁾。近年、筋骨格コンピューターモデルの手法を用いた骨関節の動力学的な解析が行われるようになってきている。筋骨格コンピューターモデルでは、仮想人体をコンピューター上に作成し、その時の筋張力、関節モーメント、関節反力等を計算することで、生体内実験を行わなくても、運動時の関節負荷を推定することや、運動中の各筋の走行やその張力の変化を推定することができる¹¹⁾。また、深層筋の評価も針筋電図等を用いることなく、無侵襲で行うことが可能である。本手法には、筋力の推定精度や信頼性の問題、計算理論的な問題として、運動変位測定と外力測定に依存しているため、計測時の誤差の影響を受けやすいこと、逆動力学計算を行っているため、空間自由度に対する仮想関節に生じる関節モーメントなど力学的に矛盾する結果が生じやすい¹²⁾などの問題がある。しかし、これらの問題を解決するために、順動力学的な筋骨格モデルの開発が進められつつある¹³⁾。また、現状でも、生体において筋張力を直接的に計測することの困難さを考慮すれば、前述のように、生体には無侵襲であり、今後、更なる研究の発展が期待できると考えられる。

そこで、前方歩行と後方歩行では、足関節に及ぼす生体力学に違いがあるという仮説のもとに、三次元動作解析システムと筋骨格コンピューターモデルを用いて後方歩行時の足関節に及ぼす生体力学的影響を検証した。本研究の意義として、後方歩行時の足関節に対する負荷や筋張力を推定することで、理学療法評価や治療に応用できると考えられる。

対象および方法

対象は下肢に外傷の既往がなく、本研究の主旨を理解し、同意の得られた、健康成人17名（平均年齢 24.5 ± 2.3 歳、平均身長 163.5 ± 7.8 cm、平均体重 56.7 ± 9.2 kg、男性7名、女性10名）とした。対象肢は全例右足（利き足）とした。

以上の対象者に対して、10 mの前方及び後方歩行を、三次元動作解析装置（Vicon Motion System 社製、VICON MX）と床反力計（AMTI 社製、

OR6-7）を用いて計測した。歩行解析の概略は、まず、対象者の全身に径14 mmの赤外線反射マーカーを、Plug-in-gaitのマーカーセットに、筋骨格コンピューターモデル解析用のマーカーを加え、身体41箇所に貼付した。10 mの歩行路に赤外線カメラ8台とフォースプレート6枚を用いたモーションキャプチャーシステムを配置し、歩行動作をサンプリング周波数120Hzで計測した。課題動作は10 mの歩行路で静止立位から歩行を開始し、中間2 mを分析区間とした。前方及び後方歩行を、歩調80steps/min、歩幅0.5 mに規定して（メトロノームで歩調を規定し、歩行路に0.5 m間隔にテープを貼付して歩幅を規定）、40 m/minの歩行速度で、ランダムに計測し、床反力計上を踏み分け可能であった3回のデータを採用した。得られたデータから歩行解析ソフト（Vicon Motion System 社、VICON NEXUS 2.3）を用いて、それぞれの歩行時のマーカー位置及び床反力データを取得した。以上の取得したデータと対象者の身体情報を、筋骨格モデリングシステム（AnyBody Technology 社、AnyBody Modeling System 6.0.6）に組み合わせて、逆動力学より歩行時の足関節反力と足関節周囲筋の筋張力を算出した（図1）。このモデルでは、大腿骨や脛骨などの骨は変形しない剛体とし、Horsmanらによる筋及び関節パラメーターに関する解剖学的データセットに基づき、筋付着位置と走行、経路点を設定した159の筋を定義している¹⁴⁾。今回の解析は、個々の筋には筋線維長や腱長、筋収縮速度、羽状角などを考慮せず、筋の自然長と筋強度のみを設定したシンプルマッスルモデルを用いている。なお、健康成人における後方歩行において、前方歩行と比較して仕事量は低下すること⁸⁾、歩行速度や歩行比の制御に、心因的要因の関与は少ない¹⁵⁾ことが報告されており、歩行統制に前方歩行と後方歩行に大きな差はないと考え、本研究ではピーク値を代表値とした。

統計学的処理には統計解析ソフトウェア（SPSS Statistics 25.0, IBM 社）を用いた。値は平均 ± 標準偏差で表し、5%未満を有意水準とした。前方歩行と後方歩行時の足関節角度、足関節反力、足関節周囲筋の筋張力を、対応のあるt検定を用いて比較検討を行った。

本研究における前方歩行と後方歩行の歩行周期は図2のように定義し、前方歩行は、ランチョ・ロス・アミーゴ歩行分析委員会の報告を参照した¹⁶⁾。後方歩行は、後方へ下肢を踏み出して接地した直後を初期接地、その後に踵が接地し、反対側下肢

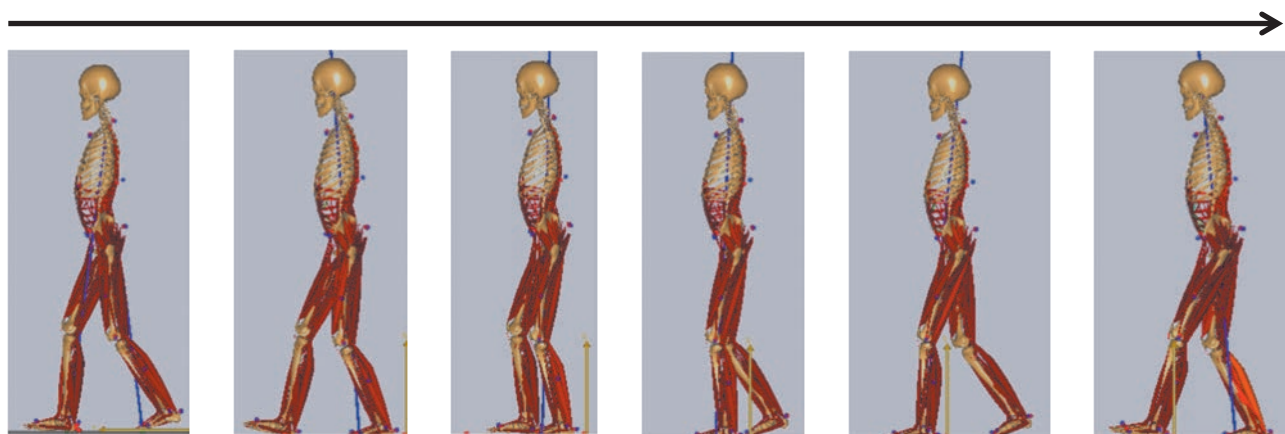
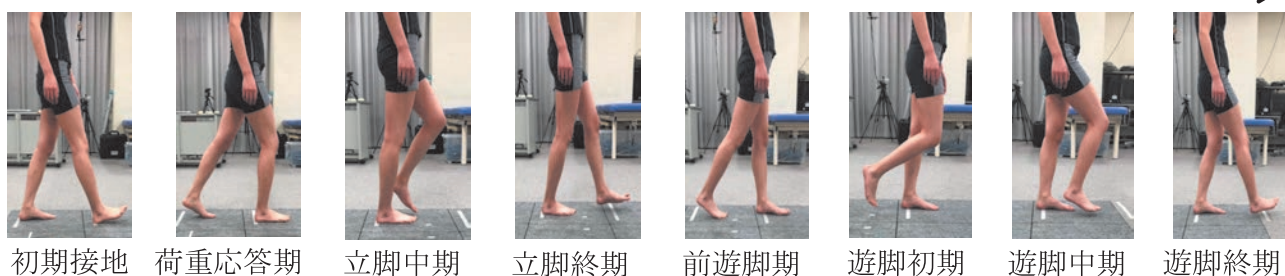


図 1. AnyBody による解析

後方歩行の筋骨格モデルの作成例を示す。三次元位置データから逆動力学を用いて筋張力や関節反力を算出する。

前方歩行



後方歩行

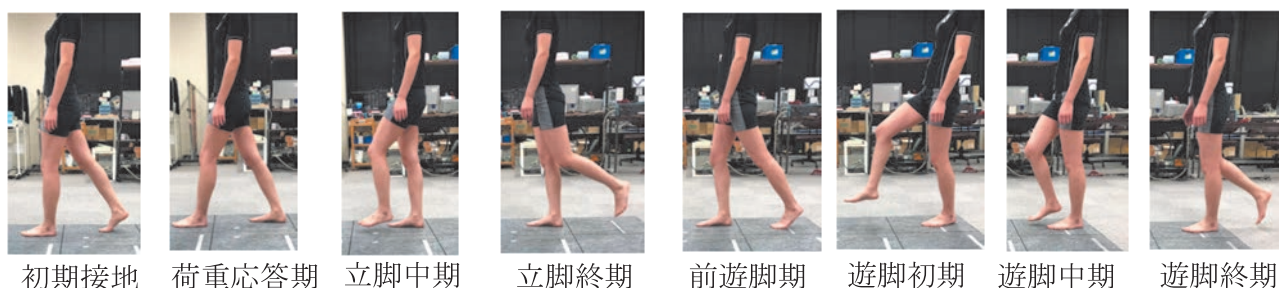


図 2. 前方歩行と後方歩行の歩行周期

が離地するまでを荷重応答期，単脚支持期を立脚中期と立脚終期とし，反対側下肢が接地し，同側下肢が離地するまでを前遊脚期，下肢が離地して，再び接地するまでを遊脚期と定義した．なお，本研究での初期接地は床反力計の値が 10N 以上になった時点，遊脚初期は床反力計の値が 10N 以下になった時点とした．

本研究は豊橋創造大学生命倫理委員会にて承認されており（第 H2015015 号），対象者へはヘルシキ宣言をもとに，保護・権利の優先，参加・中

止の自由，研究内容，身体への影響などを文書，口頭にて説明し，同意書に署名後，計測を行った．

結果

前方歩行と後方歩行を比較した足関節角度を図 3 に示す．前方歩行で立脚終期，後方歩行では荷重応答期で足関節最大背屈位（前方 $11.8 \pm 5.5^\circ$ ，後方 $17.9 \pm 6.7^\circ$ ）となった．また足関節内反角度においては，図 3 に示すように，後方歩行でやや増大していた．

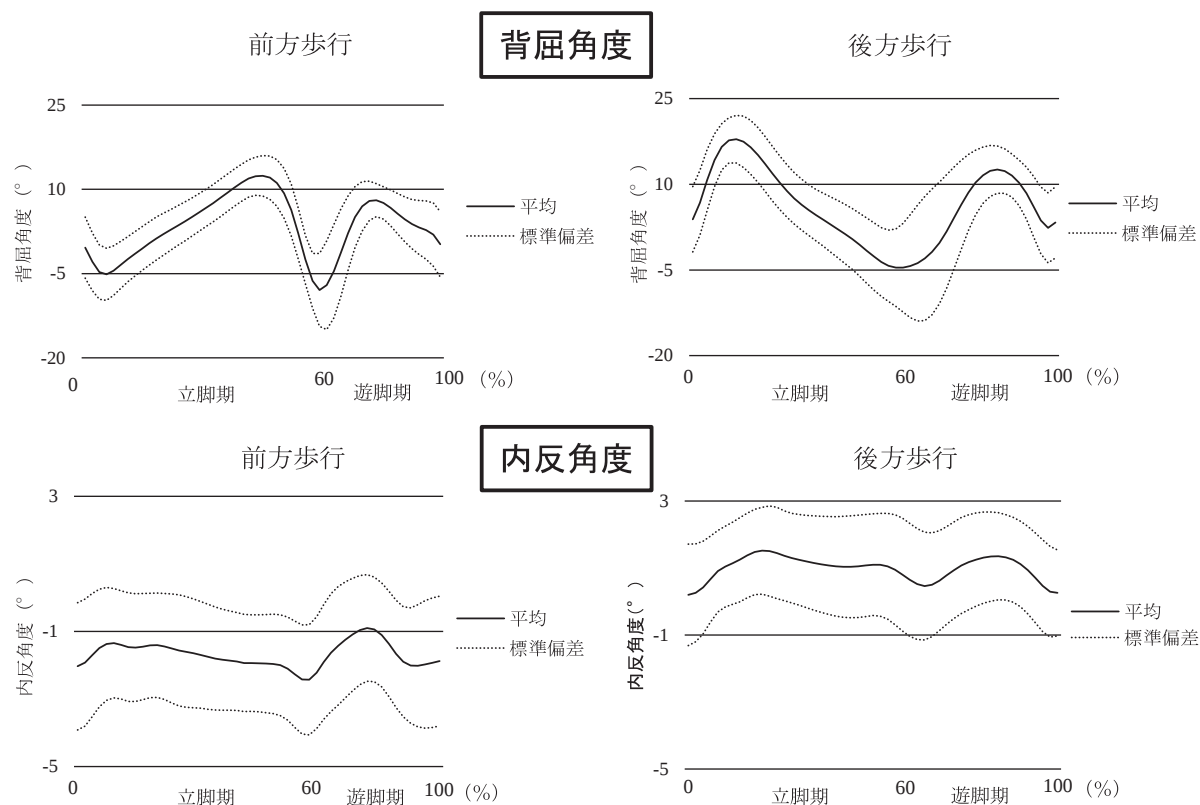


図3. 足関節角度

一歩行周期における足関節背屈角度と内反角度の平均値と標準偏差を示す。足関節背屈角度は前方歩行では立脚終期、後方歩行では荷重応答期で最大となる。前方歩行と比較して、後方歩行では足関節内反位である。

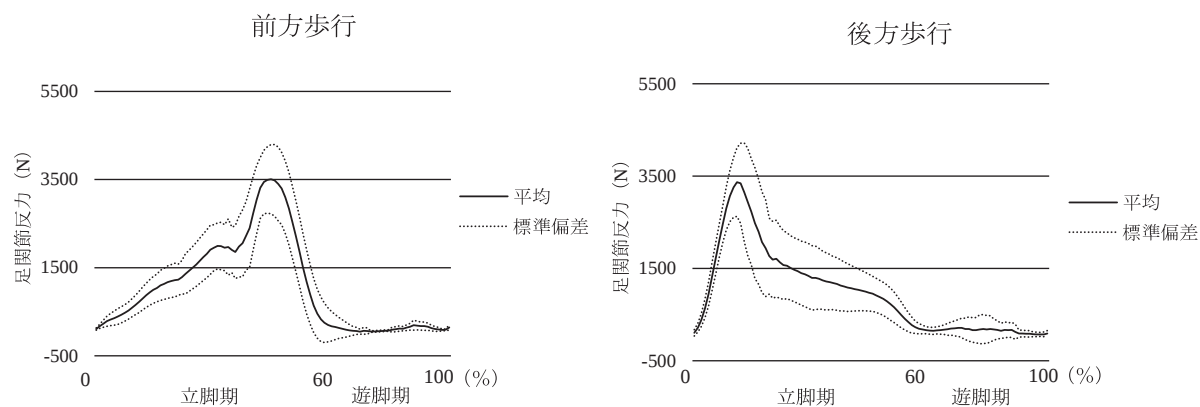


図4. 足関節反力

前方歩行では立脚終期、後方歩行では荷重応答期で足関節反力が最大となる。

足関節反力は足関節最大背屈位でピークを迎えた (図4)。前方歩行では立脚終期で $3603.0 \pm 690.2\text{N}$ 、後方歩行では荷重応答期で $3509.0 \pm 872.0\text{N}$ であり、有意差はなかった。

足関節周囲筋の筋張力は、腓腹筋、ヒラメ筋、後脛骨筋、長腓骨筋、短腓骨筋では前方・後方歩行ともに、足関節最大背屈位 (前方歩行では立脚

終期、後方歩行では荷重応答期) でピークを迎えた (図5, 6, 7)。前脛骨筋においては、前方歩行では立脚初期で、後方歩行では立脚終期でピークを迎えた (図7)。両者の比較では、後方歩行において長腓骨筋 ($p = 0.02$)、短腓骨筋 ($p = 0.03$) が有意に高値を示した (表1)。腓腹筋、ヒラメ筋、前脛骨筋、後脛骨筋においては前方歩行と後方歩

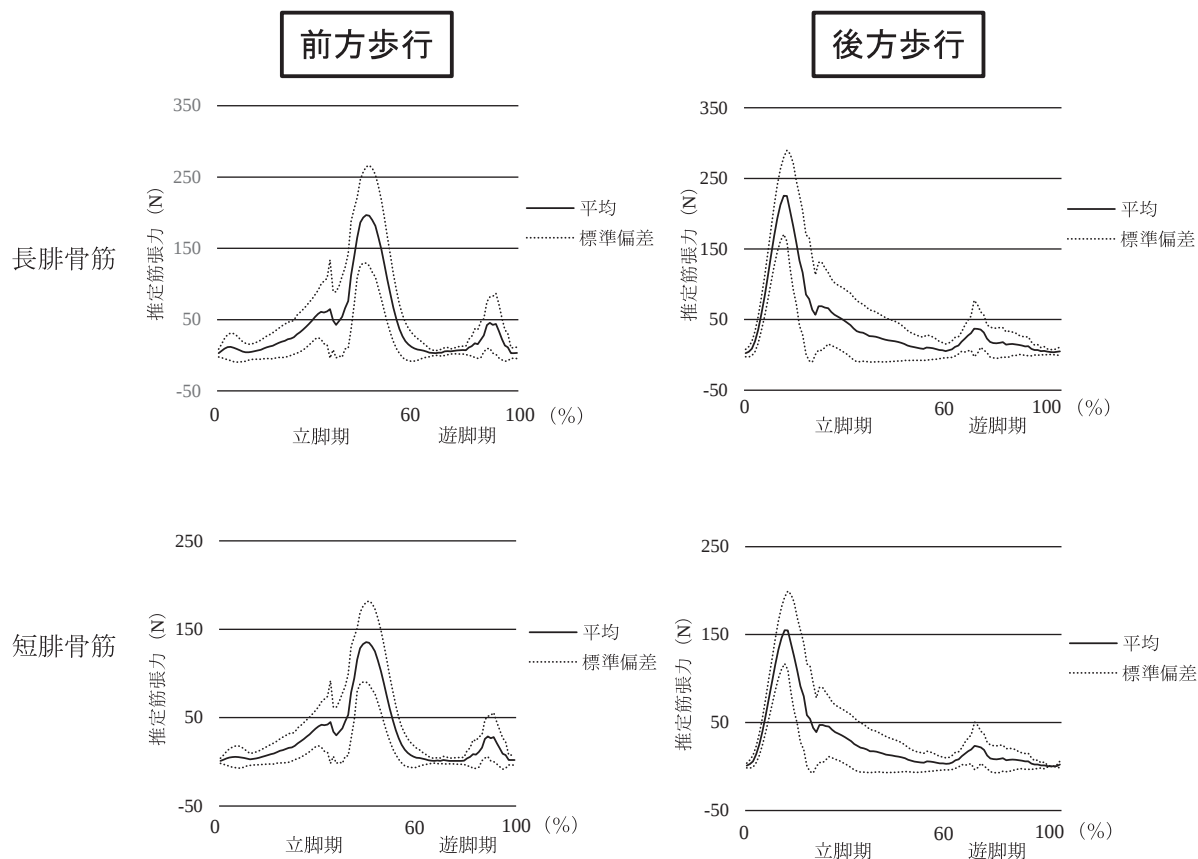


図 5. 長腓骨筋, 短腓骨筋の一歩行周期における推定筋張力 (平均値と標準偏差)

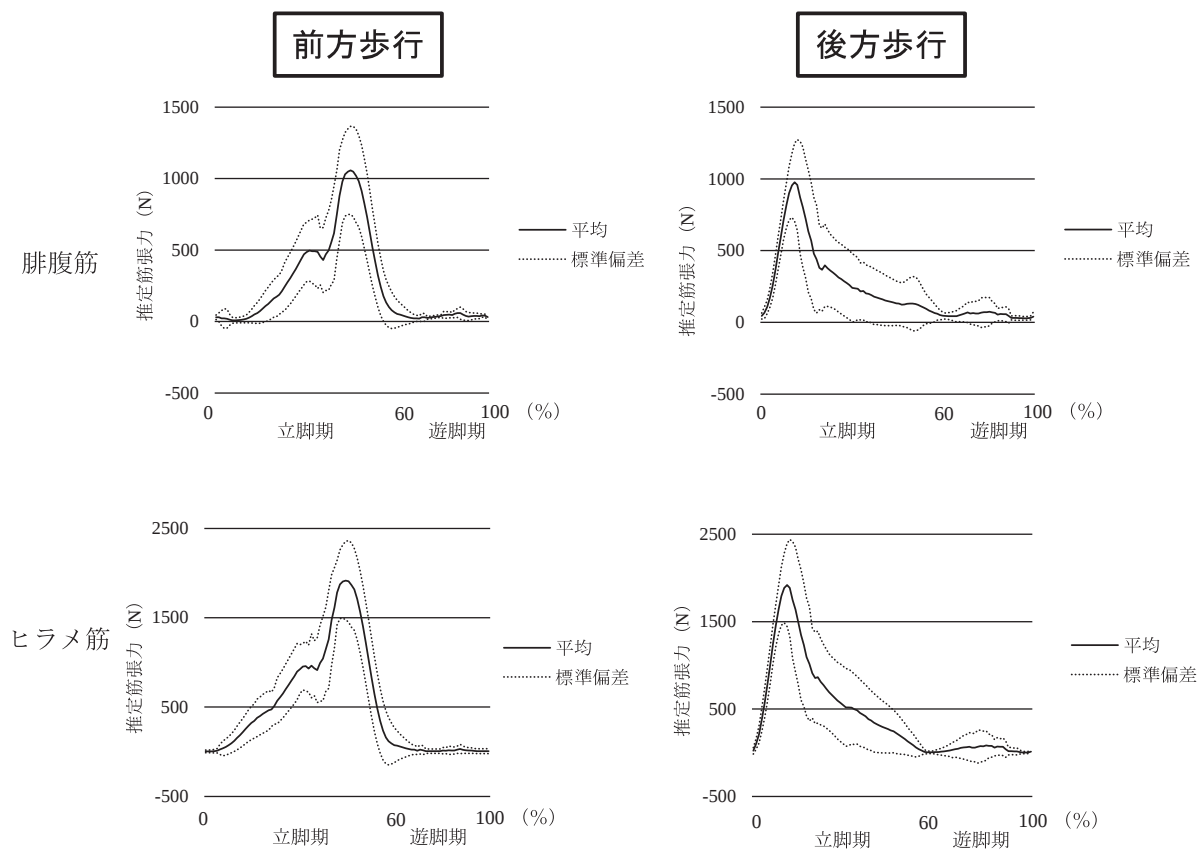


図 6. 腓腹筋, ヒラメ筋の一歩行周期における推定筋張力 (平均値と標準偏差)

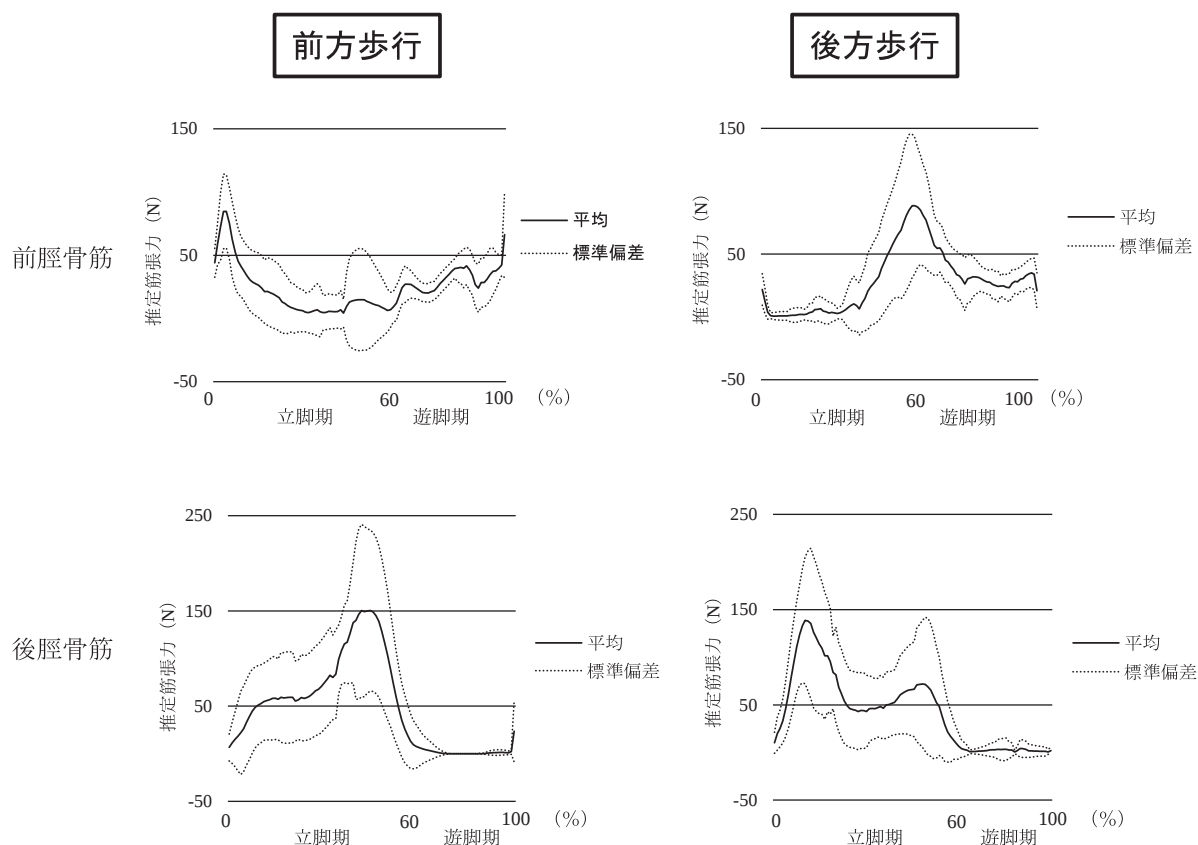


図7. 前脛骨筋, 後脛骨筋の一歩行周期における推定筋張力 (平均値と標準偏差)

表1. 推定ピーク筋張力の比較

	利用群 (n=26)	未利用群 (n=38)	p value
長腓骨筋 (N)	203.0 ± 67.5	240.2 ± 64.7	p = 0.02
短腓骨筋 (N)	139.8 ± 45.2	165.0 ± 44.8	p = 0.03
腓腹筋 (N)	1099.9 ± 289.9	1041.0 ± 298.5	p = 0.28
ヒラメ筋 (N)	1970.8 ± 376.7	2022.4 ± 525.9	p = 0.74
前脛骨筋 (N)	98.4 ± 30.3	116.8 ± 45.5	p = 0.18
後脛骨筋 (N)	175.2 ± 83.2	174.2 ± 70.9	p = 0.90

行で有意差はなかった (表1). その他の足関節周囲筋にも有意差はなかった.

考察

後方歩行は前方歩行と比較して, 足関節反力に有意差はなかった. 関節反力とは, 床反力から逆動力学計算で算出され, 関節間に働く力, つまりは関節負荷を表している. 足関節反力が最大となる肢位は, 前後ともに足関節最大背屈位であり, 前方歩行では立脚終期, 後方歩行では荷重応答期であった. また, 足関節反力と関連のある下腿三

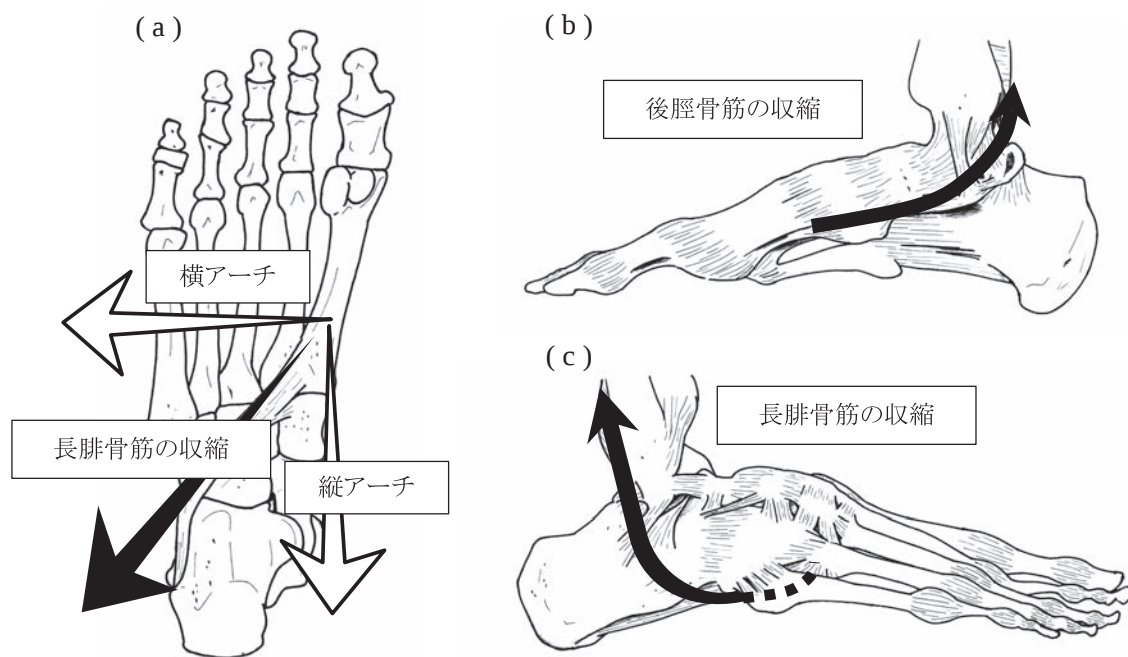
頭筋の筋張力¹⁷⁾の比較においても, 有意差はなかった. 歩行周期の機能的解釈として, 前方歩行の立脚終期では前方への推進力に関与し, 後方歩行の荷重応答期では衝撃の吸収を担うと考えられる. つまり, 前方歩行での推進力と, 後方歩行での衝撃吸収による足関節負荷に差はないと考えられる. 先行研究では, 腓腹筋の筋活動量に差はないと報告されており⁹⁾, 本研究でも先行研究を支持する結果となった.

また, 後方歩行で足関節背屈角度の増加と前脛骨筋の筋活動電位が増加すると述べられている⁸⁾⁹⁾.

本研究においては、足関節背屈角度の増加に関しても、先行研究を支持する結果となった。その理由としては、前足部で荷重をして、衝撃を吸収しながら踵に体重が移行していくことで、足関節背屈角度が増加すると考えられる。前脛骨筋の筋活動においては、後方歩行の立脚終期で大きな活動を認めた⁹⁾と報告されているが、本研究においては、差はなかった。筋張力は、筋の収縮や伸張時における、骨を引っ張る力を反映しているが、筋電図は筋の活動電位を表しており、単純に比較は困難である。長谷¹²⁾は、筋骨格モデルを用いた筋力データと筋電図波形のデータを比較すると、筋によっては大きくずれる場合があると述べている。この理由として、筋骨格モデルは筋力推定であること、表面筋電図では個々の筋活動を明確に分離することができないことや、得られるのは電圧であり、筋力などの力学量でないためと考えられる。今後は筋骨格モデルと筋電図との同時計測を行うなどの妥当性の評価も必要と考えられる。

長・短腓骨筋の筋張力においては、前方歩行と比較して後方歩行で有意に増加していた。前方歩行では立脚終期、後方歩行では荷重応答期で筋張力はピークを迎えた。長・短腓骨筋は足部アーチと関係があり、特に長腓骨筋においては、横アーチと縦アーチの保持と密接な関係がある(図8a)。また、長腓骨筋と後脛骨筋は、横アーチと内

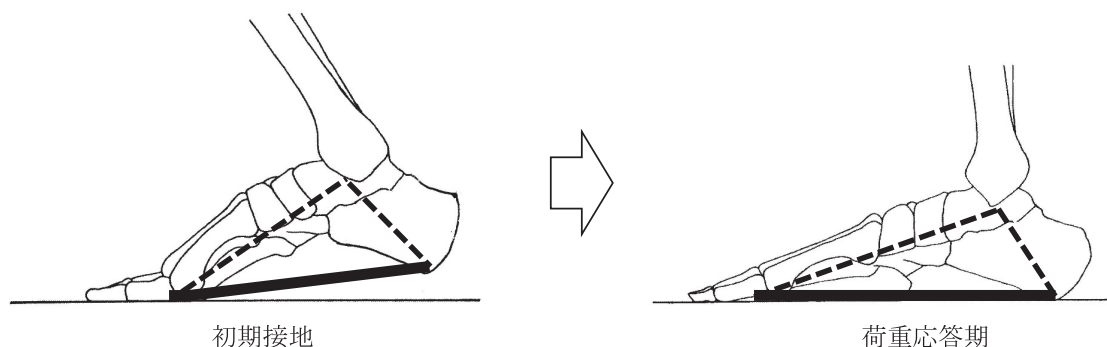
側縦アーチを支持する機能的なスリングを形成しており、強く活動した両筋は互いに中和し合い、足部に安定性を供給する^{18) 19)}(図8b, c)。足部アーチは、バネのような機能を果たし、硬く弾力性に富んだバネであることで、荷重の受け入れによる衝撃吸収と床反力を利用した推進力の産出に関与する。また、Windlass mechanismとは、母趾中足趾節関節(以下、母趾MTP関節)を伸展することにより、足底腱膜が緊張し、遠位へ巻き取られ、内側縦アーチが挙上する現象である²⁰⁾。これは、前方歩行時のバネ様の動きに加えて、体重移動を円滑に行うために重要と考えられる。後方歩行では、前方歩行とは異なり、前足部で接地し、荷重応答期にかけて、母趾MTP関節は伸展位から屈曲位となる。それに伴い、足底腱膜の緊張は軽減する。つまり、アーチが挙上した状態から、沈み込むことになる(図9)。よって、前足部で荷重して衝撃を吸収し、その後、後足部に荷重が移行していく際に、足部アーチの保持のために長・短腓骨筋の筋張力が高くなると推測された。また、本研究では、足部アーチの保持に重要である後脛骨筋に有意差は認めなかった。その要因として、後方歩行においては歩行立脚期での足関節内反角度が大きい傾向にあり、足関節内反を制御する必要があることから、長・短腓骨筋の筋張力が増大し、後脛骨筋においては前方歩行時と差を認めな



文献 19) より引用、一部改訂。

図 8. 足底 (a)、足部内側 (b)、足部外側 (c)

(a) 長腓骨筋の走行は横アーチと縦アーチに関与する (b) 後脛骨筋の走行を示す (c) 長腓骨筋の走行を示す



文献 20) より引用，一部改訂．

図 8. Windlass mechanism

後方歩行では前足部で接地し，荷重応答期にかけて，中足趾節関節は伸展位から屈曲位となる．それに伴い，足底腱膜の緊張は軽減し，アーチが挙上した状態から，沈み込むことになる．

かったと考えられる．また，前述のように，後方歩行では前足部で接地をすることから，横アーチの保持が重要であり，それによって長・短腓骨筋のみが有意に増加したと考えられる．

理学療法への貢献として，足関節捻挫などの足部疾患に対して，長・短腓骨筋の強化を図りたい場合などに，後方歩行を用いた運動療法が有用である可能性が示唆された．

最後に本研究の限界を述べる．前述のように筋骨格モデルには，骨・関節・筋のモデル化における限界や最適化手法による推定値であることが挙げられる．また，歩行率や歩幅を規定しているため，歩行速度や歩幅の変化による影響が不明であることも挙げられる．本研究では，生体力学的なパラメーターの一つである関節モーメントや関節パワーなどの検討を行っていないため，今後さらなる検討が必要と考えられる．

結論

前方歩行と比較し後方歩行では長・短腓骨筋の筋張力が有意に高値を示した．後方歩行では，足部アーチの保持に加え，前足部での衝撃吸収の為に長短腓骨筋の筋張力が高くなると推測される．

謝辞

本研究を行うにあたり，研究の主旨を理解していただき，ご協力頂きました被験者の皆様に心から感謝申し上げます．

本論文に関して，開示すべき利益相反は存在しない．

【文 献】

- 1) 二階堂泰隆，佐藤久友・他：パーキンソン病患者に対する後進歩行運動が姿勢と姿勢制御に与える即時効果．理学療法科学．2011；26（4）：549-553.
- 2) Flynn TW, Soutas-Little RW: Patellafemoral joint compressive forces in forward and backward running. J Orthop Sports Phys Ther. 1995; 21(5): 277-282.
- 3) Fritz NE, Worstell AM, et al.: Backward walking measures are sensitive to age-related changes in mobility and balance. Gait Posture. 2013; 37: 593-597.
- 4) 美和香葉子，大杉紘徳・他：高齢者の後方歩行の特徴およびバランス能力との関連性．理学療法科学．2007; 22(2): 205-208.
- 5) Higginson JS, Zajac FE, et al.: Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. Gait Posture. 2006; 23: 32-36.
- 6) Leardini A, Benedetti MG, et al.: Rear-foot, mid-foot, and fore-foot motion during the stance phase of gait. Gait Posture. 2007; 25: 453-462.
- 7) 柿ヶ原拓哉：扁平足が歩行時足部関節筋活動に及ぼす影響．臨床バイオメカニクス．2018; 39: 269-275.
- 8) Soda N, Ueki T, et al.: Three-dimensional motion analysis of the ankle during backward walking. J Phys Ther Sci. 2013; 25(6): 747-749.
- 9) 本間秀文，鈴木博人・他：後方歩行の筋活動に関する研究．理学療法科学．2013; 28(3): 323-328.

- 10) 長谷和徳：SIMM, ARMO, AnyBodyによる動作解析. バイオメカニズム学会誌. 2009; 33 (3):205-211.
- 11) 金井章, 野嶋治：筋骨格コンピューターモデルを用いた歩行立脚期における体幹側屈効果の検討. 臨床歩行分析研究会誌. 2016; 3 (2): 2-5.
- 12) 長谷和徳：人間工学のための計算手法 動作計測－筋骨格モデルによる動作解析－. 人間工学. 2014; 50 (5): 138-146.
- 13) 長谷和徳：デジタルヒューマンによる身体運動生成と製品設計への応用. 設計工学. 2014; 49 (3): 106-112.
- 14) Horsman K, Koopman J.M, et al. : Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. Clinical Biomechanics. 2007; 22: 239-247.
- 15) 大杉紘徳, 美和香葉子・他：健常成人の後方歩行の特徴. 理学療法科学. 2007; 22 (2): 199-203.
- 16) Perry J. 原著／武田功 訳：歩行分析 正常歩行と異常歩行. 医歯薬出版, 東京, 2008, pp. 2-8.
- 17) Kim Y, Lee KM, et al.: Joint moments and contact forces in the foot during walking. Journal of Biomechanics. 2018; 74: 79-85.
- 18) Neumann DA原著／嶋田智明 訳：筋骨格系のキネシオロジー. 医歯薬出版, 東京, 2005, pp. 538.
- 19) 林典夫：運動療法のための機能解剖学的触診技術 下肢・体感. メジカルビュー社, 東京, 2006, pp. 217.
- 20) 橋本健史：足アーチのキネマティクス. 関節外科. 2015; 34 (1): 28-32.