

# 中足趾節関節の他動的伸展が アーチ剛性に与える影響

Effect of passive extension of the metatarsophalangeal joint on arch stiffness

小田航平\*<sup>1</sup>, 根岸奎輔\*<sup>2</sup>, 本村遼介\*<sup>2</sup>  
寺本篤史\*<sup>3</sup>, 渡邊耕太\*<sup>4</sup>, 片寄正樹\*<sup>4</sup>

キー・ワード : arch stiffness, MTP joint  
中足趾節関節, アーチ剛性

〔要旨〕 中足趾節 (Metatarsophalangeal : MTP) 関節の他動的伸展は, 足部アーチの剛性 (アーチ剛性) を高める働きがあるとされているが, 科学的に検討されていない. 本研究の目的は, MTP 関節の他動的伸展がアーチ剛性に与える影響を検証することとした. 健常男性 14 名を対象に 3 つの MTP 関節伸展角度条件 (0°, 30°, 60°) におけるアーチ剛性の違いを 2 つの荷重条件 (両脚立位, 片脚立位) で検討した. 結果として, 片脚立位では MTP 関節伸展 0°・30° と比べて 60° でアーチ剛性が有意に高値を示した. 両脚立位においては, MTP 関節伸展角度間で有意差はみられなかった. 本研究から, 荷重下におけるアーチ剛性は, MTP 関節伸展角度と荷重量の影響を受けることがわかり, アーチ剛性を実際に高めるためには MTP 関節伸展 60°, また片脚立位程度の荷重量が必要な条件となることが示唆された.

## はじめに

足部は内側縦アーチ・外側縦アーチの 2 つの縦アーチ構造を有する. これらの足部縦アーチを保持する機能を有する因子は大別すると 2 種類ある. 一つは足部外在筋・内在筋などの動的支持機構, もう一つは骨や靭帯などの静的支持機構となる. これらの因子において, 静的支持機構に含まれる足底腱膜は, 足部縦アーチを保持する上で最も重要な組織の一つである<sup>1,2)</sup>. 足底腱膜は踵骨から起止し足底板に停止する. そのため, 中足趾節 (Metatarsophalangeal : MTP) 関節の他動的伸展により足底腱膜が緊張し, 縦アーチの硬さ (アーチ剛性) が增大すると考えられている<sup>3-5)</sup>. このメカニズムは, 歩行時の蹴り出し動作で効率的な前

方への推進力を生み出すために重要な役割を担うと推測されている<sup>6)</sup>. しかしながら, 実際に MTP 関節の他動的伸展がアーチ剛性を増大させるかは十分に明らかになっておらず, 更なる検討が必要である.

一般的に, アーチ剛性の増大は縦アーチの高さの増加と同義のように捉えられている<sup>7)</sup>. しかし, アーチ剛性は縦アーチの高さとは異なる指標と言える. 物体における剛性とは, その物体に対して変形を起こすために必要な力 (荷重量/変形量) であるため, アーチ剛性は縦アーチの変形量に対する荷重量から求められる. したがって, アーチ剛性は縦アーチの性質を示す指標であり, 縦アーチの高さを示す指標ではない. このアーチ剛性と縦アーチの高さの関係について, Zifchock ら<sup>8)</sup> は健常な男女 145 名を対象に検討を行った. 結果として, アーチ剛性と縦アーチの高さの間には有意な関係 ( $p < 0.01$ ) があつたが, その関係性は弱い ( $R^2 = 0.09$ ) ことが明らかとなった.

MTP 関節の他動的伸展が縦アーチの高さを増

\*1 医) 愛和会メディカルフィットネスとかち

\*2 札幌医科大学大学院保健医療学研究科

\*3 札幌医科大学医学部整形外科科学講座

\*4 札幌医科大学保健医療学部理学療法第二講座

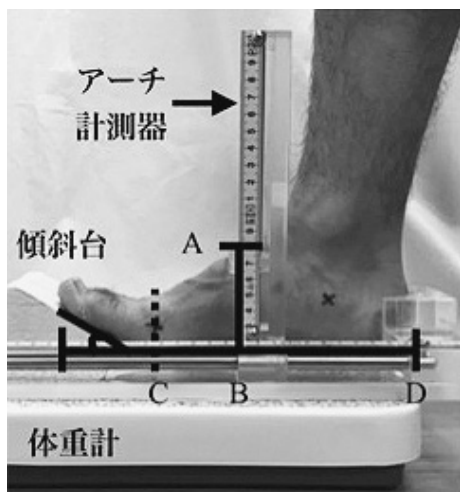


図1 アーチ計測器・計測項目

アーチ高は足長の1/2地点における足背(A)から床面(B)までの距離とする。切頂足長は母趾のMTP関節(C)から踵骨後縁(D)までの距離とする。MTP関節の伸展角度は傾斜台を使用して調節する。本研究におけるMTP関節伸展角度とは、床面と趾節骨がなす角度と定義する。

加させることはすでに報告されている<sup>9,10)</sup>。しかし、MTP関節の他動的伸展がアーチ剛性を増大させるかは実際に検討されておらず、その影響は明らかでない。以上から、本研究の目的はMTP関節の他動的伸展がアーチ剛性に与える影響を検討するために、両脚・片脚立位における3つのMTP関節伸展角度条件(0°・30°・60°)でアーチ剛性を評価することとした。アーチ剛性の評価は、先行研究<sup>8)</sup>をもとに縦アーチの高さ変化量に対する荷重量から求めた。

## 対象および方法

### 1. 対象

若年成人男性14名14足(年齢:22.8±2.2歳, 身長:171.0±3.1cm, 体重:65.9±9.1kg)を対象とした。測定側は、ボールを蹴る脚とした。除外基準は、過去に両側下肢の機能障害や変形が残存するような整形外科的既往を有する者、測定側に対する手術の既往のある者、神経学的既往のある者とした。被験者にはヘルシンキ宣言に基づき、対象者の人権、個人情報などの保護、予想される危険には十分に留意して研究を進めた。また、「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」を遵守し、札幌医科大学倫理委員会の承認を得た上で実

施した(承認番号30-2-21)。

### 2. 方法

Zifchockら<sup>8)</sup>の報告と同様にアーチ剛性を縦アーチの高さ変化量に対する荷重量と定義した。縦アーチの高さをArch Height Index(AHI)を用いて評価し、AHIの変化量を縦アーチの高さ変化量とした。AHIは、アーチ高を切頂足長で除して求めた。アーチ高は足長の1/2地点における足背から床面までの距離として、切頂足長は母趾のMTP関節から踵部後縁までの距離とした。切頂足長・アーチ高の測定のために、先行研究<sup>8)</sup>で用いられているArch Height Index Measurement Systemを模したアーチ計測器を作成し、使用した。また、体重計(RAINBOW THA-528-SW, TANITA, 東京)を使用し、測定時の荷重量を1kg単位で計測した(図1)。

切頂足長・アーチ高の計測条件は、荷重条件(座位・両脚立位・片脚立位)3条件と、MTP関節伸展角度条件(0°・30°・60°)3条件を掛け合わせた計9条件とした。MTP関節伸展角度は、30°と60°の傾斜を有する傾斜台を足底に挿入し調節した。本研究におけるMTP関節伸展角度とは、床面と趾節骨がなす角度と定義した。

荷重条件における荷重量を規定するために、被験者は両脚立位をとり体重を測定した。その際記録された体重をもとにして、座位では体重の10%、両脚立位では体重の50%、片脚立位では体重の90%が測定側に荷重されるよう調節した。規定された荷重量±1%以内の範囲で、被験者は各肢位を保持した。

座位の肢位は、股関節屈曲90°、膝関節屈曲90°、足関節中間位を基本肢位とした上で、測定側の荷重量が規定値となるよう微調整した。両脚立位・片脚立位の肢位は、天井に対して垂直に下ろした重垂つきの紐が外果前方、膝関節中心、大転子、肩峰、耳垂のランドマークの前後5cm以内を通るように矢状面上のアライメントを規定した。前額面上は、両側の肩峰と腸骨稜が同程度となるようにした。また、片脚立位の肢位は非荷重側の下腿を台にのせ、両手を壁につき安定を保つようにした(図2)。

荷重条件と、MTP関節伸展角度条件を掛け合わせた計9つの測定条件はランダムに選択され、各測定条件で切頂足長とアーチ高を2回ずつ計測した。全ての肢位において足趾に過度な力をいれ



図2 計測肢位

左：両脚立位は、股関節中間位・膝関節伸展0°位・足関節中間位とした。天井から重錘をつけた紐を吊るし、外果前方・膝関節中心・大転子、肩峰・耳垂のランドマークが、紐の前後5cm以内を通るように矢状面状のアライメントを規定した。

右：片脚立位は、遊脚側を台にのせ壁に両手をつけ安定を保つ。矢状面状の規定は両脚立位と同様。前額面状においては、両肩峰と両腸骨稜の高さが同程度になるよう規定した。

ないよう口頭指示を行った。

各測定条件における2試技のAHIを平均し、その値をアーチ剛性の計算に用いた。両脚立位と片脚立位におけるアーチ剛性を、3つのMTP関節伸展角度条件(0°・30°・60°)で算出した。アーチ剛性は荷重量からAHI変化量を除した値とした<sup>8)</sup>。荷重量は座位の肢位からそれぞれの肢位(両脚立位、片脚立位)で加わった体重とした。座位において、足部は10%の荷重がすでに負荷されているため、両脚立位では $(0.5-0.1) \times$ 体重(kg)、片脚立位では $(0.9-0.1) \times$ 体重(kg)を荷重量とした。それぞれの荷重条件におけるアーチ剛性を示す式は以下とした。

両脚立位時のアーチ剛性 =  $(0.4 \times \text{体重}) / (\text{座位AHI} - \text{両脚立位AHI})$

片脚立位時のアーチ剛性 =  $(0.8 \times \text{体重}) / (\text{座位AHI} - \text{片脚立位AHI})$

上記の式をもとに、MTP関節伸展30°の両脚立位時におけるアーチ剛性を求める場合では、体重に0.4を乗じた値をMTP関節伸展30°の座位AHIからMTP関節伸展30°の両脚立位AHIを引いた値で除して算出した。

統計学的解析には、統計処理ソフトSPSS(ver 15.0 J for Windows)を使用した。各MTP関節伸展角度条件(0°・30°・60°)におけるAHIを荷重条件(両脚立位・片脚立位)で比較するために、反復測定による一元分散分析を行い、有意差が得られた場合Bonferroniの方法でPost hoc testを行った。各MTP関節伸展角度条件におけるアーチ剛性を荷重条件(両脚立位・片脚立位)で比較するために、Wilcoxon signed-rank testを行った。有意水準は0.05とした。各荷重条件(両脚立位・片脚立位)におけるアーチ剛性をMTP関節伸展角度(0°・30°・60°)で比較するためにFriedman検定を行い、有意差が得られた場合、Wilcoxon signed-rank testによってPost-hoc testを行った。その際の有意水準はBonferroniの修正を行い0.0167とした。

## 結果

座位時のAHIは、有意な主効果が得られたが( $F_{2,28} = 15.324, p < 0.0005$ )、MTP関節伸展角度間で有意差はみられなかった。両脚立位時のAHIは、有意な主効果が得られ( $F_{2,28} = 34.231, p <$

表 1 MTP 関節伸展角度による AHI の比較

AHI	MTP 関節 伸展 0°	MTP 関節 伸展 30°	MTP 関節 伸展 60°
座位	0.352 ± 0.020	0.360 ± 0.023	0.366 ± 0.017
両脚立位	0.326 ± 0.019	0.34 ± 0.021	0.351 ± 0.015*
片脚立位	0.319 ± 0.020	0.332 ± 0.019	0.346 ± 0.016* †

(\*) : MTP 関節伸展 0° と比較して有意差があった (p<0.05)

(†) : MTP 関節伸展 30° と比較して有意差があった (p<0.05)

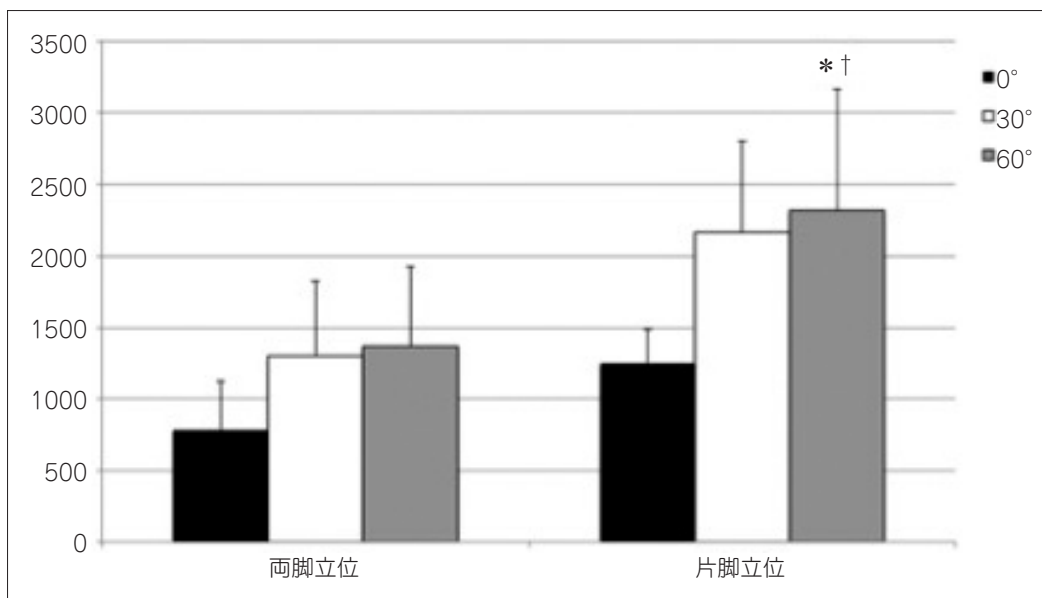


図 3 MTP 関節伸展角度によるアーチ剛性の比較

(\*) : MTP 関節伸展 0° と比較して有意差があった (p<0.05)

(†) : MTP 関節伸展 30° と比較して有意差があった (p<0.05)

0.0005), 0° と比較して 60° で有意に高値を示した (p<0.0005). 片脚立位時の AHI は, 有意な主効果が得られ (F<sub>2,28</sub> = 77.186, p<0.0005), 0°・30° と比較して 60° で有意に高値を示した (0° と 60° : p<0.005, 30° と 60° : p=0.0035) (表 1).

全 MTP 関節伸展角度条件において, 両脚立位に比べて片脚立位のアーチ剛性が有意に高値を示した (0° : p=0.002, 30° : p=0.008, 60° : p=0.026). 両脚立位時のアーチ剛性 (荷重量 / AHI 変化量) は, 3つの角度条件で有意差はみられなかった ( $\chi^2$  (2) = 0.764, p=0.683). 片脚立位時のアーチ剛性においては, 3つの角度条件で有意な差がみられ ( $\chi^2$  (2) = 12.000, p=0.002), 0°・30° と比較して 60° で有意に高値を示した (0° と 60° : p=0.002, 30° と 60° : p=0.004) (図 3).

### 考 察

これまで, MTP 関節の他動的伸展がアーチ剛性に与える影響について科学的に検討した報告はなかった. 本研究から, 荷重下におけるアーチ剛性は MTP 関節伸展角度と荷重量の影響を受けることがわかり, アーチ剛性を実際に高めるためには MTP 関節伸展 60°, また片脚立位程度の荷重量が必要な条件となることが示唆された.

アーチ剛性の結果に MTP 関節伸展角度と荷重条件が影響した理由としては, まず靭帯などの静的支持機構の関与が考えられる. 縦アーチを保持する上で最も重要な組織の一つである足底腱膜は, MTP 関節の他動的伸展に伴いその張力が増加するため<sup>11)</sup>, アーチ剛性を高める働きがあると考えられる. また, 動的支持機構である長・短母足趾屈筋や長・短趾屈筋も, MTP 関節の伸展に

より筋の受動張力が増加するため、アーチ剛性を高めることに貢献する可能性がある。さらに、短母趾屈筋や短趾屈筋などの足部内在筋群は、座位・両脚立位と比較して片脚立位で有意に筋活動が増加することがわかっており<sup>12)</sup>、片脚立位条件におけるアーチ剛性の増大に関与することが推測できる。

本研究の興味深い点としては、両脚立位時のAHIにおいてはMTP関節伸展 $0^\circ$ と比較して $60^\circ$ で有意に高値を示したが、アーチ剛性ではMTP関節伸展角度間に違いが見られなかったことである。この結果から、MTP関節の他動的伸展により縦アーチの高さが増加しているにもかかわらず、アーチ剛性の増大が伴わない場合もあることがわかった。本研究において、縦アーチの高さだけでなくアーチ剛性という指標を加えたことで、MTP関節の他動的伸展が縦アーチの保持という足部の機能面を与える影響を評価できたと考える。

本研究から、片脚立位に近い荷重量でMTP関節の他動的伸展が $60^\circ$ 程度まで求められるような比較的ハイパフォーマンスな動作（ランニングの蹴り出しなど）においては、アーチ剛性の増加がその動作を行う上で有用な役割を担う可能性があると言える。また、そういった動作でアーチ剛性を高める一助となる、例えばMTP関節伸展 $60^\circ$ 程度まで許容するシューズなどは有効な介入になりうると考えられる。今後はそのような介入の明確な根拠を示すために、より動的な動作でMTP関節の他動的伸展がアーチ剛性に与える影響を検討していく必要があると考える。

本研究の限界として、第一に対象者が若年成人男性のみであることを挙げる。性別や年齢により筋骨格系の機能や軟部組織の硬さに違いがあると報告されているため<sup>13)</sup>、女性や高齢者では同様の結果とならない可能性が考えられる。また、全ての動作に対して本研究の測定条件が一致するわけではない。例えば、歩行時の蹴り出しではMTP関節が大きく伸展するが、本研究の測定時ほど踵に対して荷重がかからないことが推測される。

## 結語

本研究では、MTP関節の他動的伸展がアーチ剛性に与える影響を検討するために、両脚・片脚立位における3つのMTP関節伸展角度条件（伸展 $0^\circ \cdot 30^\circ \cdot 60^\circ$ ）でアーチ剛性を評価した。結果と

して、片脚立位ではMTP関節伸展 $0^\circ \cdot 30^\circ$ と比べて $60^\circ$ でアーチ剛性が有意に高値を示した。本研究から、荷重下におけるアーチ剛性は、MTP関節伸展角度と荷重量の影響を受けることがわかり、アーチ剛性を実際に高めるためにはMTP関節伸展 $60^\circ$ 、また片脚立位程度の荷重量が必要な条件となることが示唆された。

## 利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

## 文 献

- 1) Chen DW, Li B, Aubeeluck A, et al. Anatomy and biomechanical properties of the plantar aponeurosis: a cadaveric study. *PLoS One*. 2014; 9: e84347.
- 2) Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot Ankle Int*. 2006; 27: 125-132.
- 3) Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat*. 1954; 88: 25-30.
- 4) Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, et al. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18: 420-425.
- 5) Prachgosin T, Chong DY, Leelasamran W, et al. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta Bioeng Biomech*. 2015; 17: 121-130.
- 6) Griffin NL, Miller CE, Schmitt D, et al. Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy: Insights, obstacles, and future directions. *Am J Phys Anthropol*. 2015; 156: 1-10.
- 7) Williams DS 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16: 341-347.
- 8) Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, et al. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int*. 2006; 27: 367-372.
- 9) Gelber JR, Sinacore DR, Strube MJ, et al. Windlass Mechanism in Individuals With Diabetes Mellitus, Peripheral Neuropathy, and Low Medial Longitudinal Arch Height. *Foot Ankle Int*. 2014; 35: 816-824.
- 10) Cheng HY, Lin CL, Wang HW, et al. Finite element

- analysis of plantar fascia under stretch-the relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *J Biomech.* 2008; 41: 1937-1944.
- 11) Carlson RE, Fleming LL, Hutton WC. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int.* 2000; 21: 18-25.
- 12) Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, et al. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012; 27: 46-51.
- 13) Wunderlich RE, Cavanagh PR. Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Medicine and science in sports and exercise.* 2001; 33: 605-611.

---

(受付：2020年11月16日，受理：2021年6月22日)

## Effect of passive extension of the metatarsophalangeal joint on arch stiffness

Oda, K.<sup>\*1</sup>, Negishi, K.<sup>\*2</sup>, Motomura, R.<sup>\*2</sup>  
Teramoto, A.<sup>\*3</sup>, Watanabe, K.<sup>\*4</sup>, Katayose, M.<sup>\*4</sup>

<sup>\*1</sup> Medical Corporation Aiwakai Medical Fitness Tokachi

<sup>\*2</sup> Graduate School of Health Science, Sapporo Medical University

<sup>\*3</sup> Department of Orthopaedic Surgery, Sapporo Medical University School of Medicine

<sup>\*4</sup> Second Division of Physical Therapy, Sapporo Medical University School of Health Science

**Key words:** arch stiffness, MTP joint

**[Abstract]** It has been reported that passive extension of the metatarsophalangeal (MTP) joint has an effect of increasing the stiffness of the foot arch (arch stiffness), but it has not been investigated scientifically. The purpose of this study was to examine the effect of passive extension of the MTP joint on arch stiffness. In 14 healthy men, the difference in arch stiffness under three MTP joint extension angle conditions (0°, 30° and 60°) was examined with two loads (both-legs standing and one-leg standing). As a result, the arch stiffness was significantly higher at 60° with one-leg standing than at 0° and 30° with MTP joint extension. There was no significant difference between the extension angles of the MTP joints with both-legs standing. This study showed that the arch stiffness was affected by the MTP joint extension angle and the load amount. To actually increase the arch stiffness, an MTP joint extension of 60° and a load amount of approximately one-leg standing are required.