

ランニング中に扁平足の足部内で生じる 力学的負荷の解明

新潟医療福祉大学 高 林 知 也
(共同研究者) 同 江 玉 睦 明
同 久 保 雅 義

Elucidation of The Mechanical Load of Intra-Foot in Flatfoot During Running

by

Tomoya Takabayashi, Mutsuaki Edama,
Masayoshi Kubo
*Niigata University of Health and Welfare,
Institute for Human Movement and Medical Sciences*

ABSTRACT

The purpose of this study was to examine the effects of the differences in foot alignment between normal and flatfoot on the ankle joint and the chopart and lisfranc joint moments during running, and to elucidate the mechanism of running disorders caused by flatfoot. Thirteen male subjects with normal feet and 13 male subjects with flatfoot were included in the study. The foot posture index was used to classify normal foot and flatfoot, and reflective markers were attached to the lower leg and foot based on the Rizzoli foot model. The ankle joint, chopart joint, and lisfranc joint moments were calculated using the marker positions, ground reaction forces, and foot pressure data during running. The results showed no significant difference in running speed between the normal foot and flatfoot. Peak value of lisfranc joint plantar flexion moment was significantly higher in flatfoot subjects than in normal foot ($p = 0.03$).

There was no significant difference in ankle joint ($p = 0.42$) and chopart joint moment ($p = 0.35$) between the groups. The results of this study may provide basic data to explain the mechanism of running disorders caused by flatfoot.

要 旨

本研究は正常足と扁平足の足部アライメントの違いが、ランニング中の足関節およびショパール関節、リスフラン関節モーメントに与える影響を検証し、扁平足者に起因するランニング障害の発生機序を解明することを目的とした。対象は男性の正常足13名、男性の扁平足13名とした。正常足と扁平足の分類にはfoot posture indexを用いた。Rizzoli foot modelに基づき下腿・足部に反射マーカーを貼付し、ランニング中のマーカー位置と床反力、足圧データを用いて足関節およびショパール関節、リスフラン関節モーメントを算出した。結果として、ランニングスピードは正常足者と扁平足者で有意差を示さなかった。正常足者と比較して、扁平足者はリスフラン関節モーメントの底屈ピーク値が有意に高値を示した ($p = 0.03$)。足関節 ($p = 0.42$) およびショパール関節モーメント ($p = 0.35$) は群間で有意差は認めなかった。本研究結果は、扁平足者に起因するランニング障害の発生機序を説明するための基礎的データになり得る。

緒 言

近年、ライフスタイルの「健康志向」化に伴い、老若男女問わず世界中でランニングブームが加速している。ランニングを実施することは循環器疾患の死亡率を低下¹⁾させるなどの多くのメリットがある一方で、ランニング障害を頻発するというデメリットがある。先行研究のレビュー²⁾によると、毎年19.4-79.3%のランナーがランニング障害を発症することが報告されている。現代社会の

健康ニーズの高まりから、今後もランニング人口が増加することを予想すると、ランニング障害患者がさらに増加することは容易に想像できる。ランニング障害は一度発生すると再発を繰り返す慢性障害であり、治療にも難渋することが多い。そのため、健康を増進させながらランニング障害を予防することがランナーにとって重要である。

代表的な足部変形のひとつに扁平足があり、成人では26.6%の発生率を占める³⁾。扁平足は多くのランニング障害の危険因子であることがわかっており、そのなかでも足底腱膜炎などの足部ランニング障害は扁平足者に頻発しやすい。そのため、扁平足に起因するランニング障害の予防法の考案は必須であると考えられるが、未だ予防法は確立していない。理由として、扁平足に起因する足部ランニング障害の発生機序が未だ不明であることが考えられる。

これまで、扁平足者に起因するランニング障害は後足部の過剰な動きが一因とされている。そのため、後足部の過剰な外がえしを是正するような治療が症状改善や予防に有効とされているが、一定の見解は得られていない。近年我々の研究で、扁平足者はランニング中に後足部だけでなく中足部の過剰な外がえしや、前足部の過剰な内がえしを示すことを明らかにし⁴⁾、中足部や前足部も治療ターゲットにする必要性を示した。しかし、我々はこれまで扁平足者の足部内に生じている「運動学的」な違いのみに着眼しており、ショパール関節やリスフラン関節に生じる「力学的な負荷」は検証できていない。力学的な負荷は障害発生に関与するため、扁平足者がランニング障害を発症しやすいことを考えると、扁平足者は足部内の負荷

も正常足者と比較して高い可能性がある。しかし、これまで扁平足者の足部内で生じている力学的負荷は明らかになっていない。

そこで本研究は、正常足者と扁平足者を対象に、ランニング中の足関節およびショパール関節、リスフラン関節モーメントの違いを検証し、扁平足者に起因するランニング障害の発生機序を解明することを目的とした。扁平足者はランニング障害を発症しやすいため、扁平足者は正常足者と比較して、ランニング中の足部内モーメントが高値を示すと仮説を立てた。

1. 研究方法

1. 1 対 象

対象は1年以内に下肢に整形外科的疾患や神経学的疾患の既往がなく、足部・足関節に手術の既往がない健常な正常足13名（年齢 21.1 ± 0.8 歳，身長 171.8 ± 6.6 cm，体重 67.4 ± 12.6 kg），扁平足13名（年齢 21.8 ± 0.6 歳，身長 173.7 ± 4.3 cm，体重 63.6 ± 5.9 kg）とした。なお、先行研究⁵⁾でランニング中に足部内の動きには性差があることが報告されているため、本研究の被験者は男性に統一した。正常足と扁平足の分類にはFoot Posture Index (FPI)⁶⁾を使用した。FPIは足部を6項目からなる評価法で点数付けし、最終的にすべてのスコアを合計する。合計スコアが0~+5は正常足，+6以上が扁平足とした。なお、FPIは先行研究で高い検者内・検者間の再現性が報告されており^{7, 8)}，動的な足部アライメントとも関連性が高い評価法である⁹⁾。対象者には事前に口頭及び書面にて研究内容に関する十分な説明を行い、同意を得た上で実施した。なお、本研究は所属機関の倫理審査委員会の承認を得たうえで実施した。

1. 2 実験手順

対象者に直径9.5 mmの体表マーカーを右下腿・足部に貼付した。反射マーカーの貼付部位は妥

当性と再現性が確認されているRizzoli foot model¹⁰⁾を参考に、内果、外果、踵骨（アキレス腱付着部）、載距突起、腓骨筋腱滑車、舟状骨、立方骨、第1中足骨底、第2中足骨底、第1中足骨頭、第2中足骨頭、第5中足骨頭、母趾（図1）とした。さらにランニングスピードを規定するために、右の上後腸骨棘にも反射マーカーを貼付した。先行研究は、77.3%（1065人中の823人）の対象者が裸足ランニング中に後足部で接地することを報告している¹¹⁾。そのため、本研究も裸足での後足部接地ランニングを課題とした。ランニングスピードは自由速度とした。



図1 Rizzoli foot model

床反力計（Advanced Mechanical Technology Incorporation, USA）上に足圧計（Foot scan, RSscan International, Belgium）を固定し、ランニング中に生じる床反力と足圧を測定した。床反力計と足圧計のサンプリング周波数はそれぞれ1200Hzと300Hzとした。被験者は課題動作を1分以上事前に練習し、被験者が課題に慣れたことを確認した後に、課題の計測を実施した。なお、足圧計を右下肢で踏んだ試行を成功とした。反射マーカー位置の計測には赤外線カメラ12台を含む3次元動作解析装置（Vicon MX: Oxford Metrics Inc）を使用し、サンプリング周波数は300Hzとした。

1. 3 データ解析

ランニング動作中に計測された下腿・足部の反射マーカー位置と床反力データに対し、それぞれ遮断周波数12Hzと50Hzの2次Zero-lag Butterworth low-pass filterを施した。Rizzoli foot modelに準じ、セグメントは下腿と後足部、中足部、前足部を定義した。

本研究はDeschampsら¹²⁾の報告に準じ、矢状面上における下腿と後足部間（足関節）モーメントと後足部と中足部間（ショパール関節）モーメント、中足部と前足部間（リスフラン関節）モーメントを計算した。ランニング中に計測された床反力と足圧データ（図2）を用いて、各足部セグメントにおける床反力と足圧、床反力作用点を計算した。足関節中心は内果と外果の中点、ショパール関節中心は舟状骨と立方骨の中点、リスフラン関節中心は第2中足骨底とした。なお、立方骨は第5中足骨底と腓骨筋腱滑車間の遠位2/3のバーチャルマーカーとして計算した。足部セグメントの質量は、足部質量に対して後足部は30%、中足部は30%、前足部は40%とした。これらのパラメータを用いて、逆動力学的に関節モーメントを計算した（図3）。



図2 足圧データ

解析区間は立脚期とし、床反力垂直成分の値から初期接地と爪先離地を決定した。立脚期を決定後に、各被験者で立脚期を時間正規化した（0～100%）。ランニングスピードは立脚期における右上後腸骨棘の前方移動距離を立脚期時間で除すことにより計算した。本研究のデータ解析はNexus（Vicon）とScilab 6.0.2（Enterprises, Versailles, France）を用いて実施された。

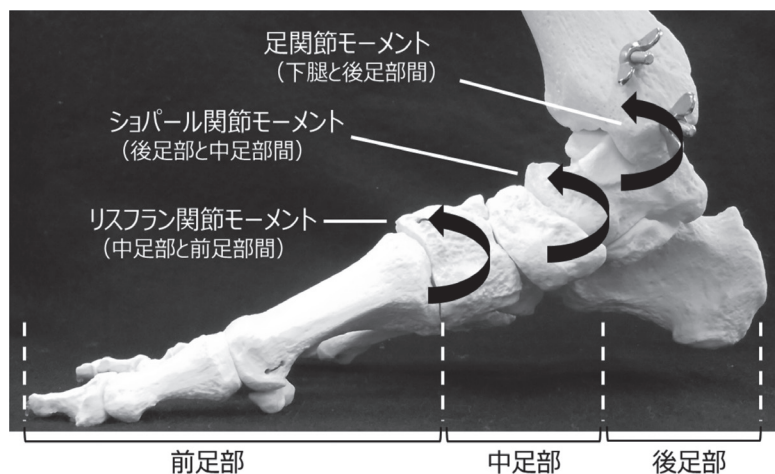


図3 足関節（下腿と後足部間）モーメントとショパール関節（後足部と中足部間）モーメント、リスフラン関節（中足部と前足部間）モーメント

1. 4 統計解析

各関節モーメントの底屈ピーク値に対して、正規性の検定を行い、正規分布にしていた解析パラメータに対しては等分散性の検定を行った。等分散していた場合はスチューデントのt検定、等分散していなかった場合はウェルチのt検定を実施した。正規分布していなかった場合はマンホイットニーの検定を実施した。なお、有意水準は5%とした。

2. 研究結果

正常足におけるFPIは 1.3 ± 1.1 (Range0~3)、扁平足におけるFPIは 7.7 ± 1.4 (Range6~11)であった。ランニングスピードは正常足者 ($3.3 \pm 0.2\text{m/sec}$) と扁平足者 ($3.5 \pm 0.2\text{m/sec}$) 間で有意差は認めなかった ($p = 0.10$)。また、ランニング中の足圧データ上から、全ての被験者は後足部接地ランニングであることを確認した。

図4に立脚期における足関節モーメントとショパール関節モーメント、リスフラン関節モーメントを示す。正常足者と扁平足者ともに、各関節モーメントはランニングの立脚中期から後期にかけて底屈ピークを示し、関節モーメントの波形パターンは類似していた。足関節モーメントは立脚初期に背屈モーメントが生じていた。表1に各関節の底屈モーメントピーク値を示す。正常足者と比較して、扁平足者はリスフラン関節モーメントが有意に高値を示した ($p = 0.03$)。足関節 ($p = 0.42$) およびショパール関節モーメント ($p = 0.35$) は群間で有意差を認めなかった。

3. 考 察

本研究は扁平足に頻発しやすいランニング障害の発生機序を明らかにするために、足部内の力学的負荷に着目して正常足者と扁平足者を対象にランニング中の足関節とショパール関節、リスフラン関節モーメントを検証した。これまで、ラン

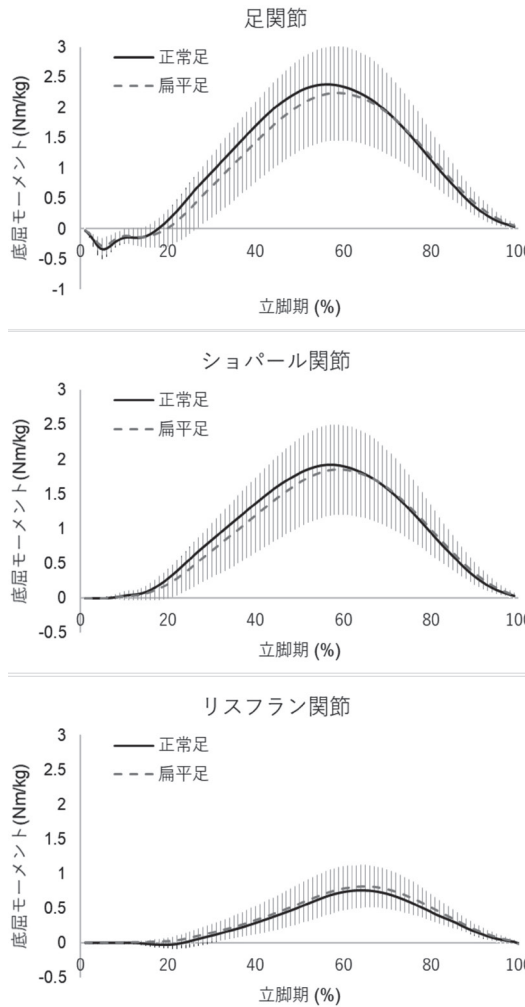


図4 各関節モーメント波形

表1 足部内の関節モーメントの底屈ピーク値

関節(Nm/kg)	正常足 (mean (SD))	扁平足 (mean (SD))	p-value
足	2.39 (0.27)	2.47 (0.39)	0.42
ショパール	1.94 (0.25)	2.05 (0.34)	0.35
リスフラン	0.77 (0.16)	0.92 (0.18)	0.03*

Note. *: $p < 0.05$ (有意差あり)

ニング中の足部内の動きを検証した先行研究は報告されているが、足部内モーメントは検証されていない。近年、Deschampsら¹²⁾によって足部内に存在するショパール関節とリスフラン関節モーメントを計算する手法が提唱された。しかし、Deschampsらの報告は歩行動作を対象としており、ランニング動作に対しては検証されていない。さらに、正常足を対象とした報告に留まっている。それゆえ、本研究はランニング中の扁平足者における足部内モーメントを検証したはじめての研究である。

ランニングスピードに関して、正常足者と扁平足者で有意差は認めなかった。さらに、全被験者が後足部接地パターンでランニングを実施していたことを足圧データから確認した。先行研究によって、ランニングスピード¹³⁾や接地パターン¹⁴⁾で下肢関節モーメントが変化すると報告されているため、足部内モーメントにもそれらのパラメータは同様に影響すると考えられる。本研究でランニングスピードおよび接地パターンが群間で同一だったことは、正常足者と扁平足者が同一の条件でランニング動作を実施しており、これらのランニングパラメータが足部内モーメントに影響を及ぼさないことを示唆している。本研究の仮説として、扁平足者は正常足者と比較して、ランニング中の足部内モーメントが高値を示すと考えた。結果として、リスフラン関節モーメントの底屈ピーク値が扁平足者で有意に高値を示し、本研究の仮説を支持していた。この結果は、扁平足者がランニング中に足部内で生じている力学的負荷が高いことを示唆している。

扁平足者でリスフラン関節の底屈モーメントピーク値が高値を示した要因に関して、底屈モーメントピークは立脚中期～後期に生じている。歩行時はウィンドラスメカニズムにより内側縦アーチが挙上し、足部の剛性が高められることで地面をプッシュオフするとされている¹⁵⁾。扁平足は

内側縦アーチが下降している足部アライメント異常であり、正常足と比較して効率的にウィンドラスメカニズムが機能しないと考えられる。その代償として、リスフラン関節の底屈モーメントを増大させることで、ランニング時にも地面をプッシュオフしていたことが考えられる。本研究結果は、扁平足者では足関節やショパール関節ではなく、リスフラン関節の周囲筋によってランニング時の蹴り出しを行っていることが考えられ、リスフラン関節にも着目する必要性があることを示唆している。

扁平足者は様々なランニング障害の危険因子であることが明らかにされている。近年の先行研究では、正常足者と比較して、扁平足者は軽度であっても4.8倍障害を発生しやすいことが報告されている。また、多くの先行研究で、過剰な関節モーメントの発生は障害発生に関与することも報告されている。そのため、本研究の結果は、扁平足者がランニング障害を発生しやすい一因を説明できる可能性がある。しかし、本研究は横断研究であるため、今後は前向きな調査が必要である。さらに、矢状面の関節モーメントだけでなく、前額面や水平面の関節モーメントも検証していくことで、扁平足者がランニング障害を発生しやすいメカニズムを解明できると考えられる。

4. まとめ

本研究は正常足者と扁平足者を対象に、ランニング中の足関節およびショパール関節、リスフラン関節モーメントの違いを検証した。結果として、リスフラン関節の底屈モーメントピーク値が扁平足者で有意に高値を示した。本研究結果は、扁平足者がランニング障害を発生しやすい一因を説明できる可能性がある。

謝 辞

本研究の実施にあたり、研究助成を受け賜りま

した公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団様に厚く御礼申し上げます。また、本研究の足部内モーメントを解析するにあたり、ご助言を頂いた産業技術総合研究所の人間拡張研究センター運動機能拡張研究チームに所属する稲井卓真氏に感謝申し上げます。さらに、本研究へ参加協力を快諾してくださった被験者の皆様、研究デザインや研究結果に対して有意義なご助言を下された所属機関の所員の皆様に感謝申し上げます。

文 献

- 1) Lee D.C., Pate R.R., Lavie C.J., Sui X., Church T.S., Blair S.N., Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk., *J. Am. Coll. Cardiol.*, **64**:472-481 (2014)
- 2) van Gent R.N., Siem D., van Middelkoop M., van Os A.G., Bierma-Zeinstra S.M., Koes B.W., Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review., *Br. J. Sports Med.*, **41**:469-480; discussion 480 (2007)
- 3) Pita-Fernandez S., Gonzalez-Martin C., Alonso-Tajes F. et al., Flat Foot in a Random Population and its Impact on Quality of Life and Functionality., *J. Clin. Diagn. Res.*, **11**:Lc22-lc27 (2017)
- 4) Takabayashi T., Edama M., Inai T., Kubo M., Differences in rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics of normal foot and flatfoot during running., *J. Orthop. Res.*, (2020)
- 5) Takabayashi T., Edama M., Nakamura M., Nakamura E., Inai T., Kubo M., Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running., *Eur. J. Sport Sci.*, **17**:1289-1296 (2017)
- 6) Redmond A.C., Crane Y.Z., Menz H.B., Normative values for the Foot Posture Index., *J. Foot Ankle Res.*, **1**:6 (2008)
- 7) Morrison S.C., Ferrari J., Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot., *J. Foot Ankle Res.*, **2**:26 (2009)
- 8) Cornwall M.W., McPoil T.G., Lebec M., Vicenzino B., Wilson J., Reliability of the modified Foot Posture Index., *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, **98**:7-13 (2008)
- 9) Chuter V.H., Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion., *J. Foot Ankle Res.*, **3**:9 (2010)
- 10) Leardini A., Benedetti M.G., Berti L., Bettinelli D., Natio R., Giannini S., Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait., *Gait. Posture.*, **25**:453-462 (2007)
- 11) Nunns M., House C., Fallowfield J., Allsopp A., Dixon S., Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities., *J. Biomech.*, **46**:2603-2610 (2013)
- 12) Kevin D., Maarten E., Dirk D., Matricali G.A., Wuite S., Filip S., Estimation of foot joint kinetics in three and four segment foot models using an existing proportionality scheme: Application in paediatric barefoot walking., *J. Biomech.*, **61**:168-175 (2017)
- 13) Fukuchi R.K., Fukuchi C.A., Duarte M., A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics., *PeerJ.*, **5**:e3298 (2017)
- 14) Bonacci J., Vicenzino B., Spratford W., Collins P., Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running., *Br. J. Sports Med.*, **48**:425-428 (2014)
- 15) Griffin N.L., Miller C.E., Schmitt D., D'Aout K., Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy: Insights, obstacles, and future directions., *Am. J. Phys. Anthropol.*, **156**:1-10 (2015)