

ランニング中の足部アーチ変化および足底荷重分布パターンの定量化

Quantitative analysis of foot arch deformation and plantar load distribution pattern during running

船 渡 和 男, 平 野 智 也, 古 田 な つ み, 尹 鉉 喆, 木 内 聖

Kazuo FUNATO, Tomoya HIRANO, Natsumi FURUTA
Hyunchul YOON and Akira KIUCHI

ABSTRACT

The purpose of this study was to quantify the foot medial longitudinal arch deformation and related plantar load distribution during running.

Plantar pressure measurement plate (Novel GmbH®, 100Hz), motion capture system (Oxford, 100Hz) and force plate (Kistler, 1KHz) were used as to synchronize each data in time domain. Plantar load distribution was divided into five sub-area based on anatomical measurement points on the foot. Medial longitudinal arch angle was calculated as the angle between the distal first metatarsal, navicular tuberosity and calcaneus, and first metatarsophalangeal joint angle as the angle between the hallux, distal and proximal first metatarsal.

The plantar load was observed to shift to the forefoot during push off, and the medial longitudinal arch angle showed the largest change. Thereafter, the anterior ground reaction force tended to increase with dorsiflexion of the metatarsophalangeal joint. Medial longitudinal arch could be a flexible structure that absorbs plantar load during foot contact. It is assumed that the dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint during push off contributes to the increase in foot stiffness in order to support forward propulsion.

Key words; Plantar load, Foot arch, Running

I. 緒 言

ヒトの足部は、3つのアーチ（内側縦アーチ、外側縦アーチ、中足骨アーチ）によって形成され

ている。その中でも、内側縦アーチは、歩行やランニング中に足底に加わる負荷に応じて接地初期の柔軟な構造から、接地後期に硬い構造へ変化することで、前方への推進力を生成するという重要

な役割を担う⁷⁾。

足部の接地中に足底に加わる負荷は足底荷重と呼ばれ、今日までに足底圧分析機を用いて評価されてきた。足底荷重を評価する際の問題として、足底をどの様に区分して各足底部位の荷重を定量化するかがあげられる。一般的に用いられる幾何学的方法は、決められたアルゴリズムで足底を区分するため、簡便に部位別の足底荷重を評価することができる。しかし、足部のかたちは人それぞれ異なるため、足底のどの部分にどのくらいの荷重がかかっているのか定量化して評価することが困難である。この制限を克服するために、足の解剖学的ランドマークに基づいた区分方法が開発された^{3,8)}。

一般人のジョギングや競技者のランニング動作では、足部に関する障害の発生が高く⁹⁾、それを防止するためのシューズの設計・開発にも注視されてきた¹⁾。ランニング動作において、上記のスポーツ障害を予兆し、防止するためには、足部の機能解剖学的見地に基づいた足底荷重の評価と足部が持つ内側縦アーチの衝撃吸収が考えられるとこ

ろである。

しかし、現在までランニング中の内側縦アーチの変化と足底荷重分布の定量的分析および評価に関する試みは希少である。そこで本研究は、ランニングにおける足部接地中の内側縦アーチの変化と足底荷重分布を足の解剖学的ランドマークに基づいて定量化することを目的とした。

Ⅱ. 方 法

1. 参加者

参加者は、健康な成人男性8名であった(年齢: 20.8 ± 3.4 歳、身長: 174.2 ± 4.7 cm、体重: 69.9 ± 5.6 kg)。実験実施にあたり、参加者に対し、実験の目的、方法および危険性について説明し、実験参加の同意を得た。なお、本研究は、国士舘大学大学院スポーツ・システム研究科研究論理評価委員会の承認を得て実施した(承認番号: 21014)。

2. データ取得

図1に実験配置図を示した。位置座標データは、

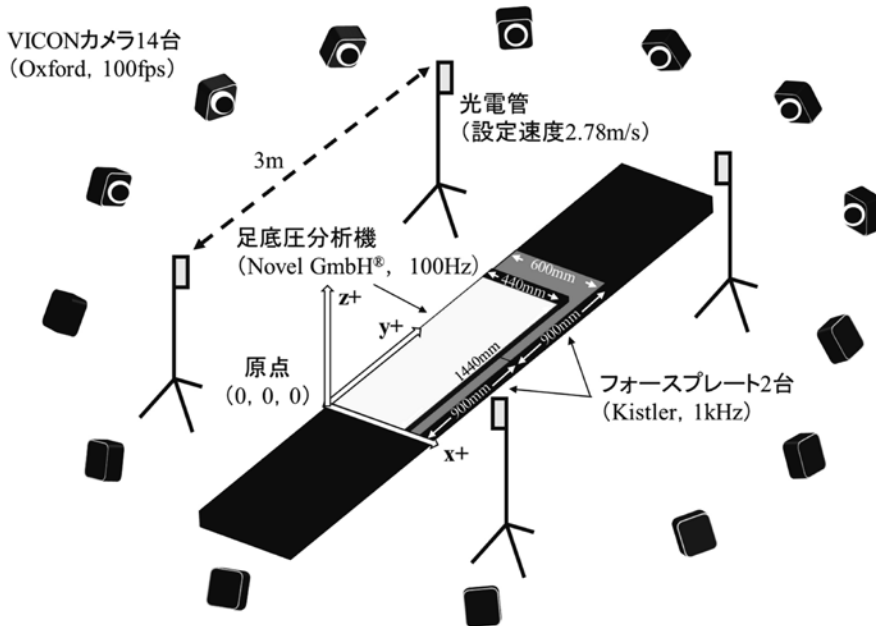


図1 実験配置図

光学式三次元動作分析システム VICON カメラ 14 台 (Oxford 社製、以下 VICON) を用いて取得した。サンプリング周波数は 100fps とした。地面反力の測定には、フォースプレート (900×600mm、Kistler 社製、以下 FP) 2 台を用いた。サンプリング周波数は 1kHz とした。足底荷重分布の測定には、足底圧分析機 Novel emed XL (1529×504mm、Novel GmbH[®] 社製、以下 Novel) を用いた。Novel は、1 センサー 5×5mm (0.25cm²) であり、1440×440mm の測定範囲の中に 25344 のセンサーが配列されている。1 センサーの測定閾値は 10kPa (1N/cm²) であり、その後 5kPa の精度で圧力を測定することができる。1 センサーに加わる足底荷重 (N) は、1 センサーの圧力値 (1N/cm²) に、1 センサーの面積 (0.25cm²) を乗じることで算出した。サンプリング周波数は 100Hz とした。3 つの計測器 (VICON、FP および Novel) は、Novel の TTL 信号を VICON および FP に入力することで同期した。

参加者には、Novel が埋設された走路を 2.78m/s でランニングするように指示を行った⁶⁾。速度は、光電管 (マルチパス、DKH 社製) を測定範囲 3m に設置し、通過タイムを計測し、測定範囲から通過タイムを除すことで算出した。視線が下を向いたり、Novel の測定範囲に歩幅を合わせたりせず、設定速度の ±5% の範囲で走行した試技を成功試技と定義した。

3. 座標定義

本研究で用いた VICON および FP の座標系は Global Coordinate System 座標系として定義し、左右軸を x 軸、前後軸を y 軸、x 軸と y 軸に直行した軸を z 軸とした。Novel 座標系と VICON および FP 座標系の原点位置が異なるため、Novel の測定範囲上にリファレンスマーカーを 4 点設置し、Novel と VICON および FP 座標系との位置関係を計測した。最終的に、各リファレンスマーカーの座標値を Novel automask ソフトウェア (Novel GmbH[®] 社製) に入力することで Novel 座

標系の原点位置と VICON および FP 座標系を統一した。

4. 足部ランドマーク貼付位置

足部解剖学的計測点から足底を区分するために Oxford Foot Model を参考に、参加者の右足部解剖学的計測点にランドマークを貼付した (図 2)。貼付位置は、踵骨外側部 (Lateral calcaneus 以下 LCA)、載距突起 (Sustentaculum tail 以下 STL)、第一中足骨近位端 (First metatarsal proximal medial 以下 MP1)、第一中足骨遠位端 (First metatarsal distal medial 以下 MD1) 母趾末節骨近位端 (Hallux proximal end of first phalanx 以下 HLX)、第二・第三中足骨遠位端中間点 (Between second and third metatarsal head 以下 TOE)、第五中足骨近位端 (Fifth metatarsal proximal lateral 以下 MP5)、第五中足骨遠位端 (Fifth metatarsal distal lateral 以下 MD5)、踵骨側面 (Posterior

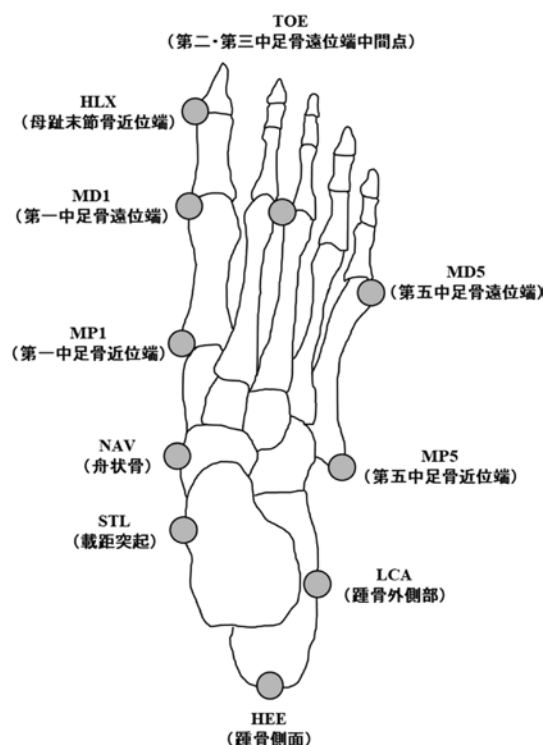


図 2 足部ランドマーク貼付位置

aspect of heel 以下HEE)、舟状骨 (Navicular tuberosity 以下NAV) の合計10点とした。

5. 足底圧区分方法

足底圧は、先行研究^{3, 8)}をもとに足部ランドマーク座標位置から5部位に分割した。図3に足底分割方法と分割された足底部位の名称を示す。VCIONによって計測した足部ランドマーク座標位置 (x, y) は、Novel座標上へ鉛直に投射された。Novel座標はVICONおよびFP座標と統一されているため、1センサー計測範囲 (x座標: 5mm, y座標: 5mm) ごとに足底を区分した。

足底圧を区分するために、足部ランドマーク座標位置から中間座標位置を算出した。MP1座標位置とSTL座標位置を結んだ中間座標位置 (Medial mid-point between MP1 and STL以下MMID) およびMP5とLCAを結んだ中間座標位置 (Lateral mid-point between MP5 and LCA以下LMID) を決定した。次に、MP1とMP5を結んだ中間座標位置 (Proximal fore foot 以下

PROXFF) およびMMID座標位置とLMID座標位置を結んだ中間座標位置 (Distal heel foot 以下DISTHF) を算出した。最終的に、PROXFFとTOEを結んだ線を延長することにより、前足部を内側と外側に分割し、DISTHFとHEEを結ぶことにより、後足部を内側と外側に分割した。また、DISTHFとPROXFFの間を中足部とした。

6. データ分析

計測したNovelデータは、Novel automaskソフトウェア (Novel GmbH®社製) を用いて各足底部位の荷重値を算出した。

ランドマークの位置座標データは、残渣分析法を用いて最適遮断周波数 (7Hz) を決定した後、4次のButterworth low pass filterを用いて平滑化を行った。足部キネマティクスデータとして、内側縦アーチ角度および中足趾節関節角度をVisual3D v6 x64 (C-Motion社製) を用いて分析した。内側縦アーチ角度は、MD1、NAVおよびHEEの成す角度として、中足趾節関節角度は、180°からHLX、MD1およびMP1のなす角度を差し引いて算出した (図4)。足部キネマティクスデータは、接地時のデータを基準にして、足部接地中の変化量 (Δ) を求めた。

III. 結 果

図5は、ランニング中の足底部位別の足底荷重および内側縦アーチ角度の変化量を示す。足底荷重は、接地とともに後足部の内外側および前足部外側が増加し、その後、前足部内側の荷重が増加した。足底荷重の最大値 (合計荷重値: 2.55N/BW) は接地時間の40%でみられ、前足部内外側で大きな値を示す傾向であった (前足部内側: 1.13N/BW、前足部外側: 1.09N/BW)。足底荷重が最大値を示す40%以降は、後足部および中足部の荷重が減少し、前足部に荷重が移行していく傾向がみられた。内側縦アーチ角度の変化量は、前足部の荷重値の増加に伴い増加する傾向がみら

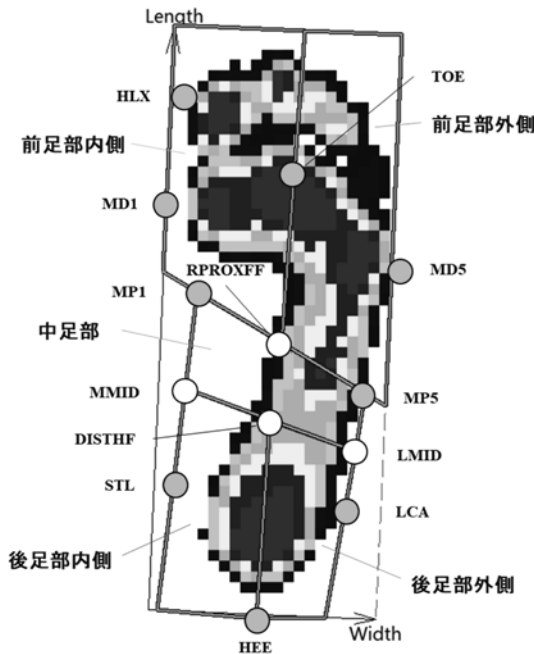


図3 足底分割方法と分割された足底部位

れ、足底荷重が最大値を示す接地時間の40%付近で最大値(15.1°)を示し、その後は急速に減

少する傾向であった。

図6は、ランニング中の中足趾節関節角度の変

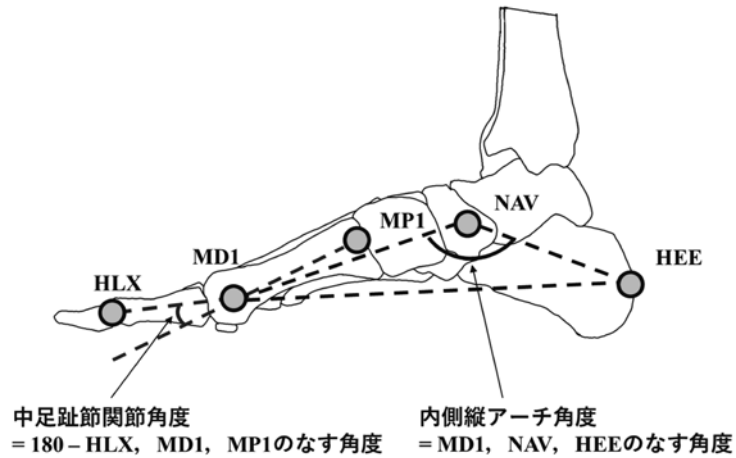


図4 足部キネマティックデータ分析方法

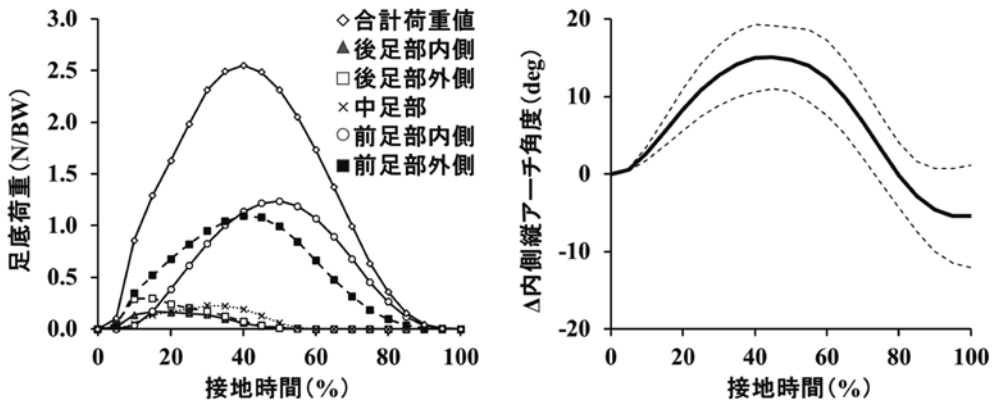


図5 ランニング中の足底部位別の足底負荷および内側縦アーチ角度の変化量

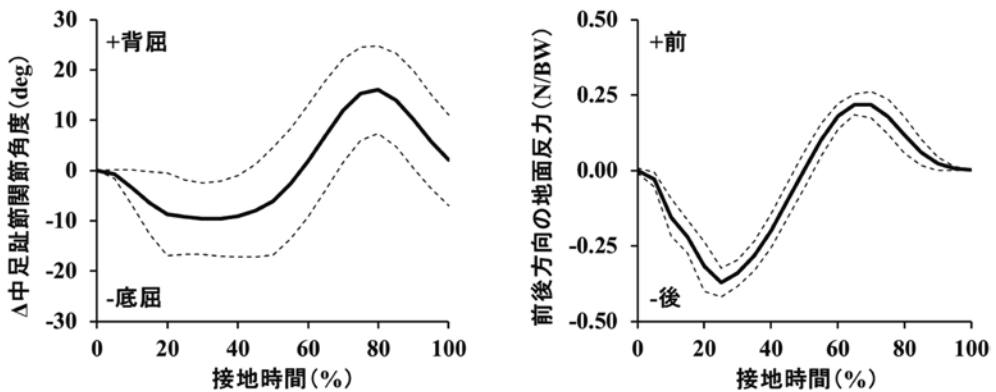


図6 ランニング中の中足趾節関節角度の変化量および前後方向の地面反力

化量および前後方向の地面反力を示す。中足趾節関節角度の変化量は、足部接地後から接地時間55%まで底屈する傾向がみられ、60%以降から背屈する傾向がみられ、80%で最大値(16.1°)に達した。前後方向の地面反力は、足部接地と同時に後ろ方向の地面反力がみられ、接地時間25%で最大値(-0.37N/BW)がみられた。接地時間50%以降から前方向の地面反力が増加し、65~70%で最大値(0.22N/BW)を示した。

IV. 考 察

本研究は、ランニング中の足底荷重パターンの定量化を試みた。その結果、足底荷重は、接地とともに後足部の内外側および前足部外側の荷重に始まり、足部接地から離地までを正規化した接地時間の10%以降から前足部内側および中足部の荷重がみられ、40%で最大の荷重値がみられた。前足部外側は40%で最大値に達し、その後、徐々に減少した。前足部内側の荷重は40%以降も増加する傾向がみられ、50%で最大値に達し、その後、徐々に減少した。

De Cock et al.²⁾は、若年成人220名のランニング中の足底圧を評価した。その結果、ランニング中の足底圧の一般的なパターンは、踵、第五中足骨、第一中足骨、第一趾の順であったと報告している。本研究結果においても蹴り出し時に、前足部の外側から内側へ荷重がシフトする傾向がみられた。足部内側縦アーチは母趾外転筋を有し、蹴り出し時に足部剛性を高める役割を担っているとされている^{5, 6)}。本研究で観察された前足部外側から内側への荷重シフトは、蹴り出し時の足部剛性を高めるための足部の機能であると考えられる。

内側縦アーチ角度の変化量は、最大の荷重値を示す接地時間の40%付近で最大の変化量を示し、先行研究と同様な傾向を示した⁶⁾。足部の内側縦アーチは、荷重の変化に適応するために十分な柔軟性と前方推進を可能にする剛性を持つ。最大の変化量を示した接地時間の40%付近は前足部に

大きな荷重がかかっており、足部内側縦アーチは足部への負荷を吸収する役割を担っていると考えられる。

Hicks⁴⁾が提唱したウィンドラスメカニズムは、中足趾節関節背屈に伴い、足底腱膜が踵骨を中足骨へ引っ張ることで内側縦アーチが拳上し足部の剛性が高まるとされている。本研究においても、中足趾節関節背屈に伴い、内側縦アーチ角度が減少する傾向がみられた。また、前後方向の地面反力をみてみると、中足趾節関節が背屈する60%以降で前方向の地面反力が増加する傾向がみられた。このことから、中足趾節関節の背屈に伴い、足部の剛性が高まり前方への推進力が高まったと推察される。

本研究結果では、明確な後足部の荷重がみられなかった。これは、実験試技を裸足でのランニングとしたため、多くの参加者が踵接地を避け、フォアフット走法またはミッドフット走法であったためである。

今後は、接地パターンの違いについて検討することで、スポーツ傷害の予兆および防止につながると考えられる。

V. ま と め

本研究は、ランニングにおける足部内側縦アーチの変化および足底荷重を定量化することを目的とした。その結果、解剖学的計測点によって区分された足底荷重パターンは、接地とともに後足部の内外側および前足部外側の荷重に始まり、足部接地から離地までを正規化した接地時間の10%以降から前足部内側および中足部の荷重がみられた。最大の荷重値を示す接地時間の40%付近では、前足部の内外側で高い荷重値を示し、内側縦アーチ角度は、最大の変化量を示した。前方向の地面反力が増加する接地時間の60%以降は、足底荷重の前足部外側から内側へのシフト、中足趾節関節背屈に伴う内側縦アーチ角度の減少がみられた。

このことから、足部内側縦アーチは、足部接地中、足底荷重を吸収するための柔軟な構造から、蹴り出し時に中足趾節関節を背屈させることで剛性を高め、前足部で蹴り出すことで前方への推進力を生み出していると推察される。

本研究に対して助成を賜りました令和4年度国士舘大学体育学部附属体育研究所助成および公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) Boyer, K.A., Andriacchi, T.P. : Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention, *Clinical Biomechanics*, 24 : 872-876, 2009.
- 2) De Cock, A., De Clercq, D., Willems, T., Wityrouw, E. : Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging : reference data for young adults, *Gait & posture*, 21 : 432-439, 2005.
- 3) Giacomozzi, C., Stebbins, J.A. : Anatomical masking of pressure footprints based on the Oxford Foot Model : validation and clinical relevance, *Gait & Posture*, 53 : 131-138, 2017.
- 4) Hicks, J. : The mechanics of the foot : II. The plantar aponeurosis and the arch, *Journal of anatomy*, 88 : 25, 1954.
- 5) Kelly, L.A., Cresswell, A.G., Racinais, S., Whiteley, R., Lichtwark, G. : Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch, *Journal of The Royal Society Interface*, 11 : 20131188, 2014.
- 6) Kelly, L.A., Lichtwark, G., Cresswell, A.G. : Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running, *Journal of The Royal Society Interface*, 12 : 20141076, 2015.
- 7) Mahieu, C., Salvia, P., Beyer, B., Rooze, M., Feipel, V., Van Sint Jan, S. : Metatarsal arch deformation and forefoot kinematics during gait in asymptomatic subjects, *International Biomechanics*, 6 : 75-84, 2019.
- 8) Stebbins, J., Harrington, M., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatky, A., Theologis, T. : Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children, *Gait & posture*, 22 : 372-376, 2005.
- 9) Williams Iii, D.S., McClay, I.S., Hamill, J. : Arch structure and injury patterns in runners, *Clinical biomechanics*, 16 : 341-347, 2001.