

A-28

アーチサポートの高さの違いが足部および下肢に及ぼす影響

The effect of different heights of arch support in-shoe insole on foot and lower extremity

○ 成ヶ澤 史弥^{*1}, 正 丸山 剛生^{*2}
福與 千鶴^{*3}

Fumiya NARIGASAWA^{*1}, Takeo MARUYAMA^{*2},
Chizuru FUKUYO^{*3}

^{*1} 東京工業大学大学院 Tokyo Institute of Technology Graduate School

^{*2} 東京工業大学 Tokyo Institute of Technology

^{*3} 日本シグマックス株式会社 Nippon Sigma Co., Ltd.

We control our posture by using in-shoe insole. However, The effect of different heights of arch support in-shoe insole on foot and lower extremity is unclear. The aim of this study is to examine the relationship between heights of arch support in-shoe insole and foot posture and muscle activity of lower extremity. 10 middle foot arch type males were recruited for this study. Foot kinematic variables, plantar force and muscle activity of lower extremity (Gastrocnemius medialis (GM), Tibialis anterior (TA) and Flexor hallucis longus (FHL)) were collected during static standing, walking and running on a treadmill inserting 3 types of foot arch support insole (low, mid, high) or not inserting insole, respectively. The results show that there were no significant effect on planar force, ankle supi-pronation angle range of motion and muscle activity of lower extremity. In conclusion, there was no large effect of different heights of arch support in-shoe insole on plantar force, foot kinematics and muscle activity of lower extremity.

Key Words : in-shoe insole, foot kinematics, plantar force, muscle activity, walking, running

1. 緒 言

歩行や走行時、足部は唯一の接地点であるため、足部のアライメントによって足のつき方には個人差があり、それは全身の姿勢に影響を及ぼす。従って、足部のアライメントが姿勢に悪影響を及ぼしてしまう人は、フットウェアに用いるインソールを工夫するなどして姿勢をコントロールしている。しかし、フットウェア内の足部の動態を計測する事が困難であった為に、インソールの形状とフットウェア内での足部の動きの関係は明らかになっていなかった。

Reinschmidt et al.(1992)が、フットウェアに穴を開けてフットウェア内の足部にマーカを貼付し、フットウェア内の踵骨の動きの整合性を初めて検証して以来、様々な研究者が、光学式モーションキャプチャを用いてフットウェア内の足部動態の計測を試みている。近年では、足部を複数のセグメントに分けたモデルで計測する試みもある。セグメントの3次元の動きを計測する場合、1つのセグメントにおいて最低でも3つのマーカを貼付する必要がある。フットウェア内の足部を複数のセグメントでモデル化する場合、多くの穴を開ける必要がある。そこで Shultz et al.(2012)は、マーカが複数貼付された治具を用いる事で、フットウェアに空ける穴を最少化し、また、フットウェアの整合性が損なわれないサイズの穴の大きさに関しても検証している。このように、フットウェア内の足部の動態の計測は確立されてきている。

また、成ヶ澤ら(2016)は Rodrigues et al. (2012)の方法を参考に、フットウェア内の足部動態を複数のセグメントで、かつ解剖学的に正しい関節運動での計測を実現した。従って本研究では、この方法を応用して、インソール形状を変えた時のフットウェア内の足部の動きを計測し、その関係を明らかにする。

2. 方 法

2・1 被験者

歩行と走行に支障をきたすような外傷・障害がなく、足部のアーチタイプがミドルアーチの被験者 10 名をスクリーニングして本実験の被験者として採用した。本実験は、東京工業大学の「人を対象とする研究倫理審査委員会」の承認(承認番号: 2016040)を受け、委員会の倫理指針に準じて行われ、被験者には実験前に口頭と文章を用いて本実験の目的、方法およびその安全性の説明を行い、書面にて同意を得た。

2・2 実験条件と運動課題

実験条件として、フットウェアに用いるインソールを、“足部内側縦アーチサポートの低いインソールの条件(low)”, “中間の条件(mid)”, “高い条件(high)” および “インソールを用いない条件(no)” の 4 条件を設定した。静止立位(static)姿勢で各実験項目の計測を行った後に、運動課題として、トレッドミル上の歩行(速度: 1.25 m/s) (walk)と走行(速度: 2.87 m/s) (run)を被験者に行わせ、その時の計測も行った。

2・3 計測項目

1) 足部と下肢のキネマティクス:

足部を後足部、前足部および母趾部の 3 セグメントに分け、下腿部と大腿部のセグメントと合わせて計 5 つのセグメントで足部および下肢を定義した。直径 13 mm の球状反射マーカを第二中足骨遠位端、踵骨後部、内果、外果、脛骨粗面、内顆および外顆に貼付し、4 つの同形状の反射マーカを付着した治具を母趾末節骨、中間楔状骨および踵骨外側粗面に貼付し、4 つの同形状の反射マーカを付着したプレートを大腿部遠位側面に貼付した。後足部、前足部および母趾部のセグメント座標系は Rodrigues et al. (2012)の方法を参考に、静止立位時の第二中足骨遠位端、踵骨後部、内果および外果の 4 つのマーカによって定義し、各セグメントに貼付した治具に付着したマーカとの相対位置によってそのセグメントの回転運動を記述した。下腿部のセグメント座標系は内果、外果、内顆および外顆の 4 点によって定義し、脛骨粗面、内顆および外顆の 3 点の相対位置によってセグメントの回転運動を記述した。大腿部のセグメント座標系の定義とセグメントの回転運動の記述は大腿部遠位側面に貼付したプレート上の 4 点のマーカを用いた。8 台のカメラを用いた光学式モーションキャプチャシステム(MAC 3D system, Motion Analysis, USA)によって足部および下肢の皮膚表面上に貼付した、あるいは皮膚表面上に貼付した治具やプレート上に付着した反射マーカの 3 次元座標データを 120 Hz で計測した。計測された 3 次元座標デー

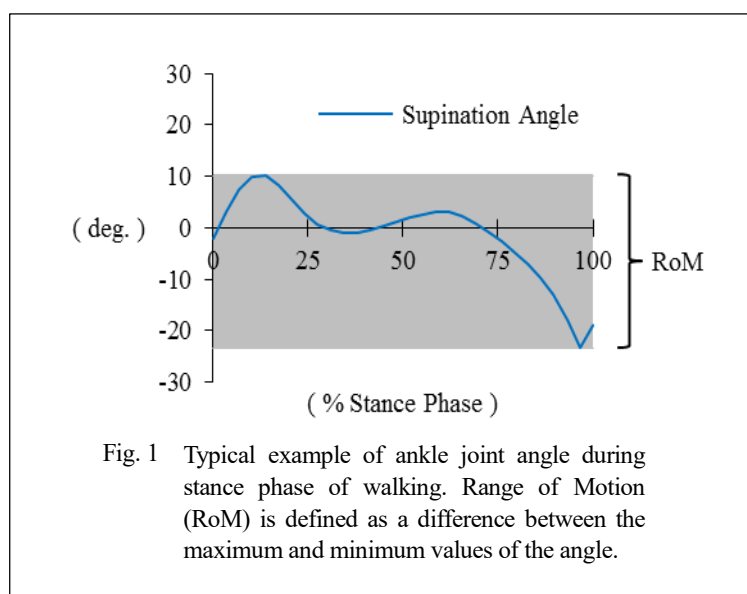


Fig. 1 Typical example of ankle joint angle during stance phase of walking. Range of Motion (RoM) is defined as a difference between the maximum and minimum values of the angle.

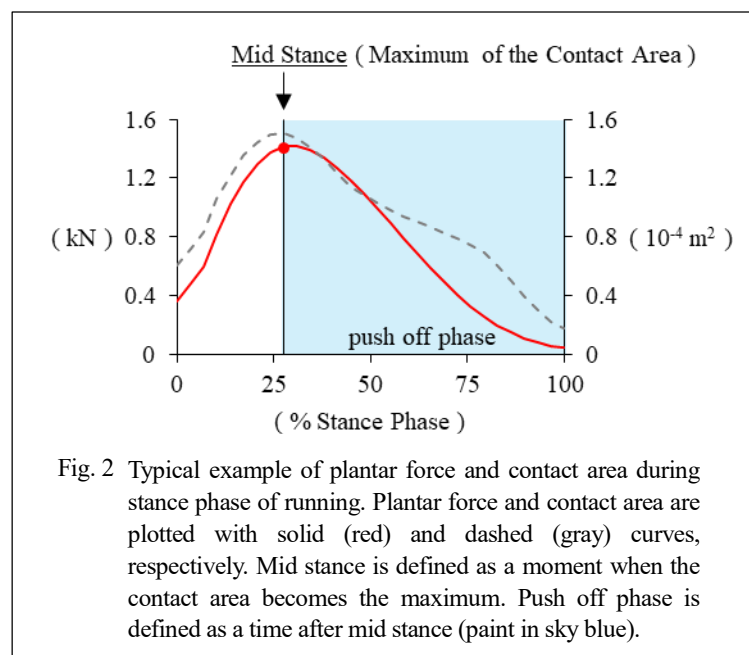
タは、遮断周波数 8 Hz の 4 次 Butterworth low-pass filter を用いて整流化した。そのデータを用いて Xyz カルダン角を用いて隣接するセグメントの相対角度を算出し、それをセグメント間の関節角度とした。関節角度は、stance phase の関節可動域(RoM)を算出し、条件間での比較を行った(Fig 1)。EMG と PF は、立脚中間時(Mid Stance：足底の接地面積が最大を示した瞬間と定義)の値をその試技の代表値とし、条件間で比較した。

2) 下肢の筋電図：

SENIAM recommendation に記載されている電極貼付位置を参考に、3 台の電極を腓腹筋内側頭(GM)、前脛骨筋(TA)および長母趾屈筋(FHL)の皮膚表面上に貼付し、サンプリング周波数 1000 Hz で筋電位を計測した。得られた筋電位は全波整流化した後に、遮断周波数 8 Hz の 4 次 Butterworth low-pass filter を用いて包絡線化した。運動試技中の活動電位は、静止立位時の電位との相対値で表した。得られた EMG は、立脚中間時(Mid Stance：足底の接地面積が最大を示した瞬間と定義)の値をその試技の代表値とし、条件間で比較した。

3) 足底に作用する力(PF)：

足底の圧分布や作用する力は、足裏の圧分布をインソール型圧センサ(Pedar insole pressure measurement system, Novel GmbH, Germany)を用いて計測した。得られた、圧力の分布から、足底の接地面積と足底に作用した力(PF)を算出した。得られたデータは、遮断周波数 8 Hz の 4 次 Butterworth low-pass filter を用いて整流化した。得られた PF は、立脚中間時(Mid Stance：足底の接地面積が最大を示した瞬間と定義)の値をその試技の代表値とし、条件間で比較した(Fig 2)。



4) 統計処理：

条件間の値の比較は、一元配置の分散分析を行い、条件に主効果のみられた結果に関しては、多重比較検定を行った。多重比較検定は、t検定によって行い、Bonferroniの方法を用いて有意水準の調整を行った。統計的な有意水準は 0.05 とした。

3. 結 果

足関節の回内外方向の角度(下腿セグメントと後足部セグメントの相対角度)の RoM は, walk においても run においても条件による有意な効果は観察されなかった(walk: $F=1.613$, $p=0.352$, run: $F=1.382$, $p=0.398$) (Table 1). また, 後足部に対する前足部の回内外方向の角度の RoM も, walk においても run においても条件による有意な効果は観察されなかった(walk: $F=4.274$, $p=0.132$, run: $F=2.085$, $p=0.281$) (Table 2).

Table 1 Ankle supination angle range of motion (deg.)

	no	low	mid	high
Walk	41.8±7.48	39.5±40.03	10.2±3.00	21.9±11.47
Run	29.8±8.16	19.9±6.94	16.7±9.02	14.7±0.97

Table 2 Fore-rear foot supination angle range of (deg.)

	no	low	mid	high
Walk	49.4±49.39	12.0±3.35	10.9±3.89	18.7±12.88
Run	12.5±8.18	5.9±4.03	10.0±4.28	21.7±18.00

Mid Stance 時の PF は, 歩行においても走行においても, 条件による有意な効果が観察されなかった(歩行: $F=1.867$, $p=0.159$; 走行: $F=0.740$, $p=0.537$) (Table 3). Mid Stance 時の EMG は, 歩行の運動課題では, どの被験筋においても条件による有意な効果は観察されなかった(GM: $F=1.523$, $p=0.231$; TA: $F=0.406$, $p=0.750$; FHL: $F=2.520$, $p=0.079$) (Table 4). また, 走行の運動課題においても, 筋電位に条件による有意な効果は観察されなかった(GM: $F=2.488$, $p=0.082$; TA: $F=0.487$, $p=0.694$; FHL: $F=1.335$, $p=0.284$) (Table 4).

Table 3 Plantar force at mid stance (N)

	no	low	mid	high
Walk	500.5±82.92	535.0±74.18	522.2±79.64	519.6±84.80
Run	1165.5±164.05	1168.5±153.30	1132.6±124.93	1172.8±174.49

Table 4 EMG at mid stance (✓EMG at static stance)

		no	low	mid	high
Walk	GM	8.73±4.754	13.77±16.101	16.49±20.652	21.22±31.179
	TA	3.71±3.230	3.59±2.181	4.85±4.778	3.99±3.222
	FHL	5.43±4.535	9.23±7.113	6.50±3.974	8.10±5.046
Run	GM	29.55±28.528	26.12±25.999	33.54±36.800	41.36±42.303
	TA	13.78±20.769	10.78±10.912	10.89±10.597	11.41±12.076
	FHL	20.04±20.775	20.05±20.209	23.96±17.738	26.27±20.005

4. 考 察

本研究では、歩行時および走行時において、インソールのアーチサポートの違いが生体に及ぼす影響が検証された。結果として、今回算出した計測項目は条件による効果が観察されなかった。しかし筋電位において、GMでは、no や low 等の被験者の足に対して、アーチサポートの低い条件において活動が低く、mid や high のアーチサポートの高い条件において活動が高い傾向にある事が伺える。これは、アーチサポートの効果によって、蹴り出す直前の mid stance 時に、円滑に体重移動が為され、しっかりと地面を捉え、蹴り出す準備が整っている事が考えられる。

また、足関節の回内外角度については、本実験ではアーチサポートの高さが影響を及ぼさない事が示されたが、Table 1 および Table 2 を見ると、mid の条件で RoM が小さい傾向にある。これは、アーチサポートが低すぎても高すぎても足部は過度に倒れこんでしまう為、適度なアーチサポートがケガの予防には有効的である可能性が示唆された。しかし統計的には条件間での差はなかった。これは個人によって値のバラつきが大きく、結果として平均で比較すると差が表れなかった事がわかる。歩行や走行には個人差も大きく表れてしまう為、今後は移動運動の個人での特徴と、インソールタイプとの関係を明らかにすることが、ケガを予防できるようなフットウェア研究において重要になるのではないかと考えられる。

5. 結 言

本研究では、フットウェアに用いるインソールのアーチサポートの高さが生体に及ぼす影響を検証した。結果として、足関節の回内外角度、足底に作用する力および下肢の筋活動には、アーチサポートの影響が無い事が示された。また、被験者内での条件による値の差が微細なものであり、かつ被験者間の差が大きい為、個人の特徴に合わせたインソールを考える必要がある事がわかった。

文 献

- (1) 成ヶ澤史弥, 福與千鶴, 溝井健太郎, 丸山剛生, “足部マルチセグメントモデルとインソール型圧センサを用いたシューズ内の足部動態の計測”, 日本機械学会 シンポジウム: スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2016 講演論文集, No.16-40 (2016).
- (2) C. Reinschmidt, A. Stacoff and E. Stussi, “Heel movement within a court shoe”, Med Sci Sports Exerc, Vol.24 (1992), pp. 1390-1395.
- (3) Pedro Rodrigues, Ryan Chang, Trampas TenBroek, Joseph Hamill, “Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain”, Gait & Posture, Vol.37 (2013) pp.526-531.