

B-6

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

成ヶ澤 史弥^{*1}, 福與 千鶴^{*2}, 溝井 健太郎^{*2}, 丸山 剛生^{*3}

Measurements of foot motion in shoe using multi-segment model of foot and insole formed pressure measuring system

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

^{*1} Tokyo Institute of Technology, School of Environment and Society Dept. of Social and Human Sciences
Ookayama 2-12-1, Meguro-ku, Tokyo, 152-8552 Japan

There are many study to measure shoe motion as foot motion. However, these may not measure exact foot motion. It is known that insole formed pressure sensors are useful to measure in-shoe foot dynamics, but relationship between in-shoe foot kinematics and plantar pressure is unclear. The aim of this study was to examine relationship between in-shoe foot kinematics by using multi-segment foot model defined by jig-attached cluster markers and plantar pressure. Two males were recruited for this study. Foot kinematic variables and plantar pressures collected during static, walking and running inserting a foot arch support insole in shoe were compared to not inserting insole condition. Foot arch support insole reduced plantar pressure acting in medial part of foot bottom and pronation angle of each segment during static stand position in each subject. Moreover that insole reduced pronation angle of rearfoot in subject A during walking and running. Nevertheless, there were not so much change between subjects for hallux plantarflexion angle during walking and running, plantar forces were changed. In conclusion, this study suggests that there is relationship between in-shoe foot kinematics by using multi-segment foot model defined by jig-attached cluster markers and plantar pressure.

Key Words: multi-segment model of foot, foot kinematics, plantar pressure, insole, methodology

1. 結 言

近年、スポーツシューズは様々な素材や構造の工夫により機能性が追究され、身体運動パフォーマンスの最大化や障害リスクの軽減に寄与している。そのような工夫をする上で、シューズ内部での足部の動態を検証することが重要となってくる。しかし、多くの運動学的なアプローチの研究ではシューズ表面上の計測点の動きを足部の動きとして捉えている。これは足部の動態を正確に計測できているとは言えない。従って、より正確にシューズ内の足部動態を検証するにはシューズ内の足部に直接マーカを貼付する事や、シューズ内にセンサを挿入する事が求められる。

光学式モーションキャプチャシステムを使ってシューズ内の足部動態を計測するために、シューズに小さな穴を開け、その穴から皮膚表面上に、複数の反射マーカの付いた治具を立てる方法が注目されている。これによって、治具が貼付された位置のセグメントの動きが計測でき、さらに、治具を用いるため、シューズに開ける穴の数やサイズを最小限に抑えることができる。

他にもシューズ内の足部の動態を明らかにするために、足裏の圧分布の変化を検証している研究も多く見受けられる。圧分布を計測する事は重要な知見となり得るが、圧分布自体よりもむしろ、圧分布と足部の動きの関係が重要な意味を持つ。従って、シューズ内の足部の動態を詳細に記述するためには足部の運動学的な計測と足裏の圧分布の計測を同時に行う事が必要となる。

^{*1} 非正員, 東京工業大学 環境・社会理工学院 社会・人間科学系 (〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1)

^{*2} 非正員, 日本シグマックス株式会社

^{*3} 正員, 東京工業大学 リベラルアーツ研究教育院

E-mail: n.fumiya@shs.ens.titech.ac.jp

しかし、筆者の知り得る限り、シューズ内の足部の皮膚表面上に直接治具を貼付してその動きを計測し、足裏の圧分布との関係を示した研究はない。本研究の目的は、足部皮膚表面上に反射マーカを付着した治具を3つに分けた足部のセグメントそれぞれに貼付し、それによって計測した足部モデルの動きと、インソール型圧センサによって記録した足裏の圧分布の関係を明らかにする事である。本研究では特に、足部の回内外と母趾の底背屈に絞って検証する。

2. 方法

2・1 被験者

被験者を下肢に既往歴のない、一般的な足部内側縦アーチ形状の成人男性2名(被験者A;年齢:24歳,身長:1.65 m,体重:63 kg/被験者B;年齢:23歳,身長:1.73 m,体重:60 kg)とした。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」の審査を受け、委員会の倫理指針に準じて行われた。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 運動課題と実験条件

全ての計測パラメータは、静止立位(static)での値を計測した後に、運動課題として、歩行(walk)と走行(run)を被験者に行わせて計測を行った。両運動課題ともトレッドミル上で行わせ、設定速度を歩行時に1.25 m/s(=4.5 km/h)、走行時に2.87 m/s(=10 km/h)とした。また、足部の挙動に変化を加えるために、両運動試技を、足部アーチサポートのあるインソールを着用した条件(with insole)と着用しない条件(without insole)で行わせた。

2・3 セグメントとセグメント座標系の定義

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(図1)、4つの同形状の反射マーカを付着したプレートは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。

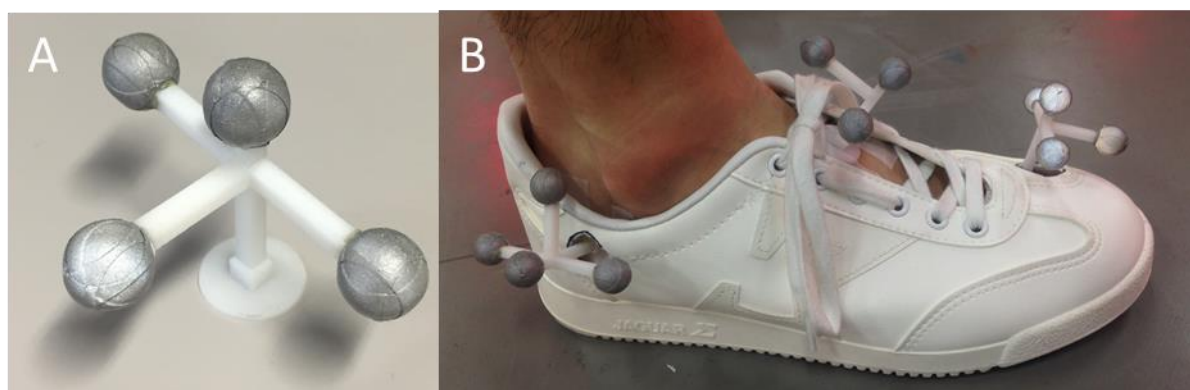


Figure.1 A: Cluster Marker / B: Customized footwear and cluster markers attached directly on the skin.

2・4 運動学的データの収集と処理

運動学的なパラメータはトレッドミルの速度が安定してから10秒間の計測を行い、得られたデータの中から安定した右脚5歩分のデータを解析し、その時間を100%として規格化時間で表した。足部および下肢の運動学的な

パラメータを得るために、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次元座標データは、遮断周波数6 Hzの4次の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た。

2・5 足裏の圧分布の収集と処理

運動学的なパラメータはトレッドミルの速さが安定してから10秒間の計測を行い、得られたデータの中から安定した右脚5歩分のデータを解析し、その時間を100%として規格化時間で表した。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。圧分布はA.B. Putti (2007)の方法を基に、母趾部、内側前足部、外側前足部、内側後足部および外側後足部の5つのエリアに分けて分析した(図.2)。分析項目は各エリアそれぞれに作用した力(Plantar Force: PF)とした。

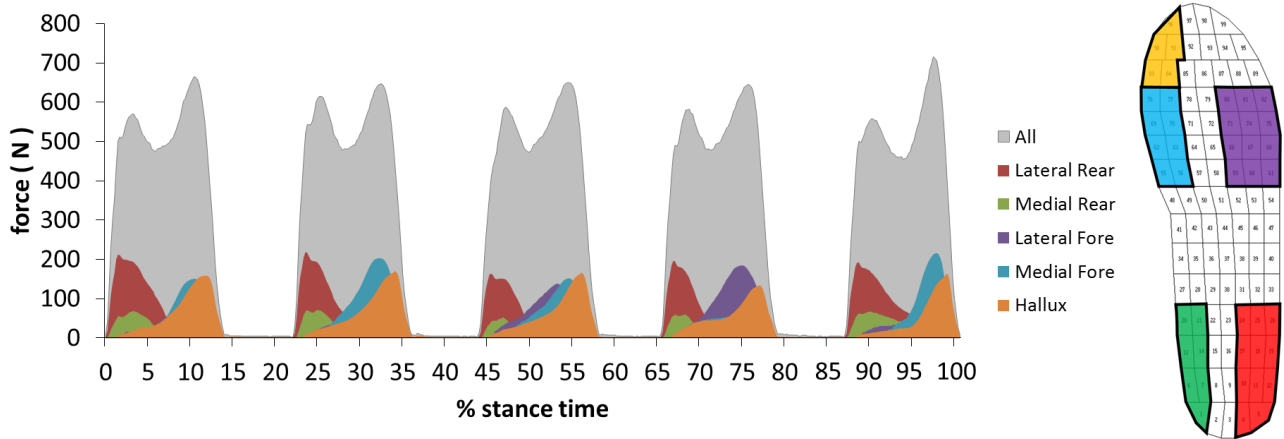


Figure.2 Typical case of the time course of planter force and 5 regions of insole.

3. 結果と考察

3・1 静止立位

静止立位姿勢での関節角度は表.1の通りである。被験者Bの下腿に対する後足部の回外角度を除いて、インソールの条件で回外角度が大きくなった。これは足部内側アーチ部に高さのある(アーチサポートのある)インソールを使用しているため、インソールの無い条件と比較して相対的に足部が外側に傾いていることによると考えられるが、それを今回の方法ではしっかりと計測できていることがわかる。また、インソールの影響が被験者Aで顕著に認められるが、被験者Aは静止立位で足部が外転位にあったため、インソールのアーチサポートの影響が出たのではないかと考えられる。圧分布を見てみると、やはり、インソールの無い条件においてより圧が内側方向に分布している(図.3)。これは今回の方法で、シューズ内の足部動態を正しく計測できていることがわかる。

Table.1 Supination angle of rearfoot and forefoot during stance phase

Subject	A		B	
	with	without	with	without
Insole				
Rearfoot supination (deg.)	26.6	10.6	12.5	14.3
Forefoot supination (deg.)	40.7	32.5	45.8	42.9

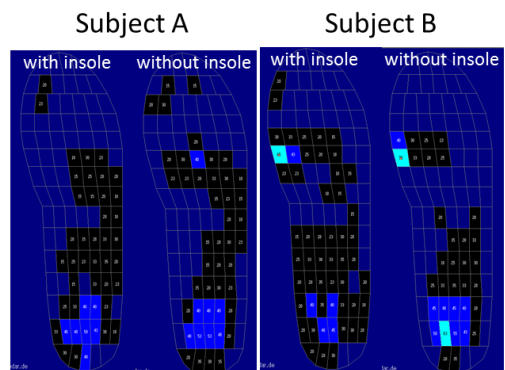


Figure.3 Pressure distribution during static phase.

3・2 歩行

歩行中の下腿に対する後足部の回外角度は、インソールを使用しても被験者 B においてほとんど変化がみられなかったに対し、被験者 A はインソールの影響で回内方向に角度が変化した(図.4)。走行時により顕著であったため詳細は 3・3 で述べるが、これは被験者 A の足部が外転しながら歩行していたからであると考えられる。

後足部に対する前足部の回外角度は両被験者においてあまり変化がなかった(図.4)。被験者 B においてインソールの無い条件の方で可動域(RoM)が大きい傾向にあり、それに伴い足底に作用する力も少し大きいように思える。

前足部に対する母趾の底背屈角度は、被験者 A においてより RoM が大きく、それに付随して足底に作用する力も大きいことがわかる。また、両被験者のインソール条件において RoM が小さいことわかる(図.4)。これはインソールの着用によって、シューズの中の足の動く余りの空間が少なくなったためであると思われる。

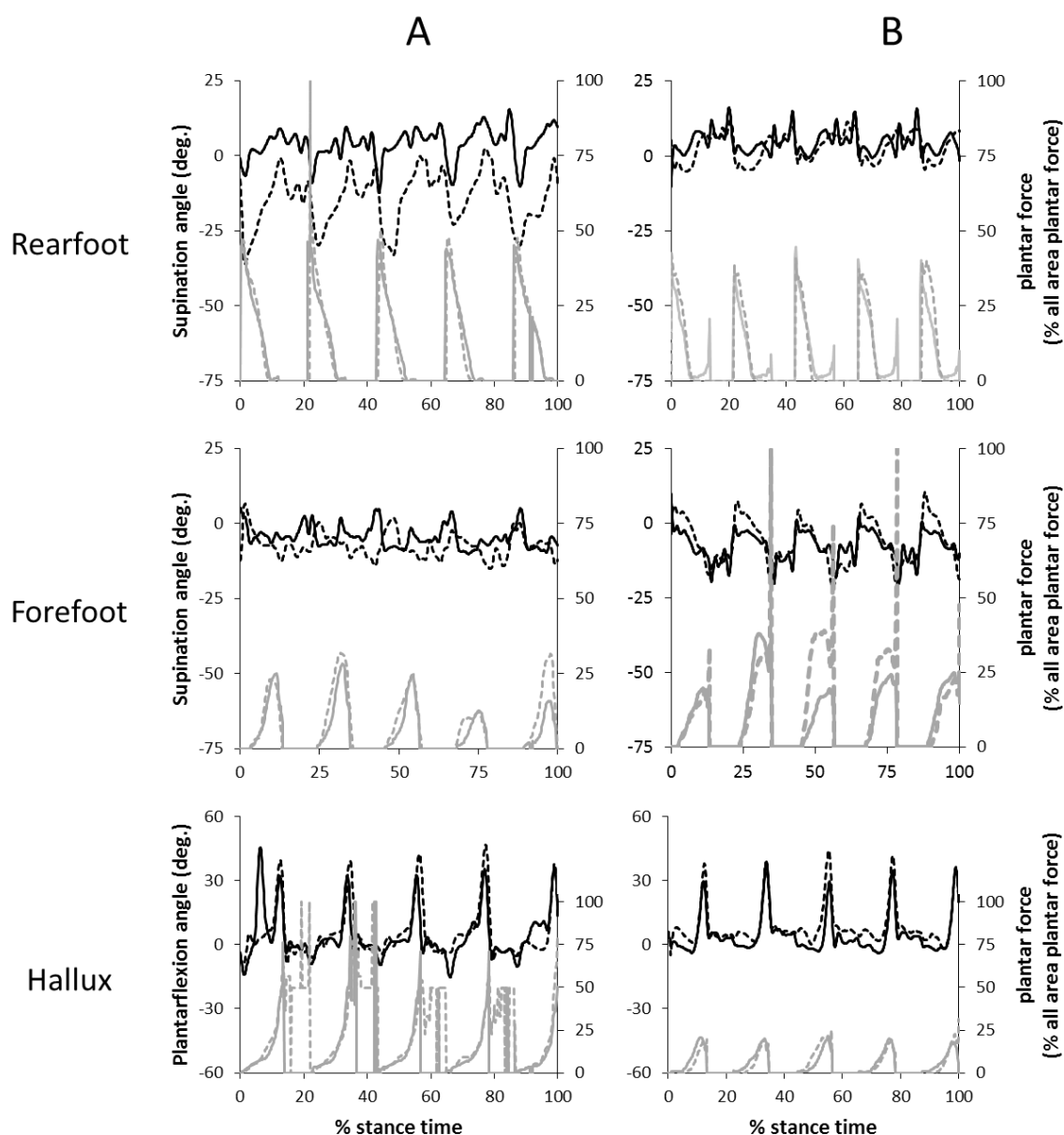


Figure.4 Time course change of supination and plantarflexion angle and plantar force during walking. (Black line: Supination angle of rearfoot and forefoot and plantarflexion angle of hallux(solid line: with insole / broken line: without insole) / Gray line: Planter force acting on each area during (solid line: with insole / broken line: without insole))

3・3 走行

下腿に対する後足部の回外角度は被験者 A においてインソールを使用すると回外方向へとシフトした。対して被験者 B はあまり変化がなかった。被験者 A は回内が抑えられたことに関しては、足底に作用する力にもその影響が見受けられ、インソールを使用すると内側部の力の値が小さくなった(図.5)。被験者間で異なる変化を見せたことに関しては、被験者 A は足部が外転した状態(いわゆる蟹股)で走行していたためであると考えられる。図.6 は走行中の両被験者の右脚の連続写真であるが、1 枚目から 3 枚目で被験者 A はつま先が外側を向いた状態で接地しているのに対して、被験者 B は真直ぐ接地していることがわかる。つまり、被験者 A は接地中に足部が回内方向に大きく傾くことが考えられるが、被験者 B はあまり足部が回内方向に傾かず、インソールによる効果も大きく観察できなかったことが考えられる。

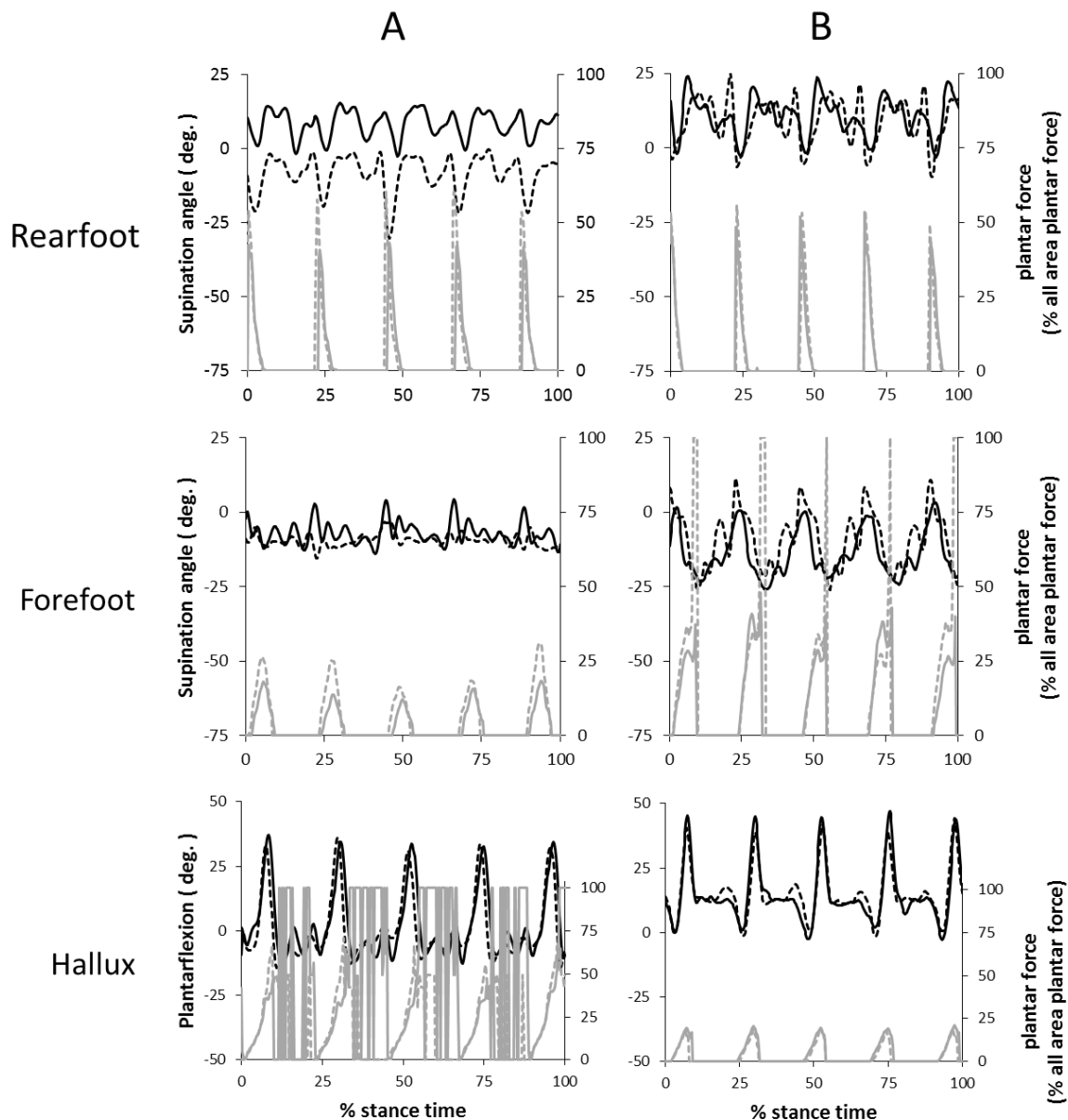


Figure.5 Time course change of supination and plantarflexion angle and planter force during running. (Black line: Supination angle of rearfoot and forefoot and plantarflexion angle of hallux(solid line: with insole / broken line: without insole) / Gray line: Planter force acting on each area during (solid line: with insole / broken line: without insole))

後足部に対する前足部の回外角度は、被験者 A においては条件間に顕著な変化は見受けられなかった。しかし、図.5 を見ると、回内方向に傾いたタイミングで内側部の力が大きくなっている事から、足の傾きと力の値が相互に作用しあっていることがわかる。被験者 B に関しては、インソールの無い条件において RoM が大きくなり、その影響もあつて力の値も大きくなっていることがわかる。

前足部に対する母趾部の底背屈角度は両被験者インソールの条件間で、大きく相違ないように思われるが、力の値が大きく異なった(図.5)。H. A. Jacob (2001)は、母趾の底屈トルクが推進力に 20 % 貢献していると言及しているが、それは裸足での貢献度であり、シューズ着用時は、走り方によってその傾向が大きく異なることが示唆された。しかし力の値は、離地時にも値が観察されており、測定誤差が大きかった。

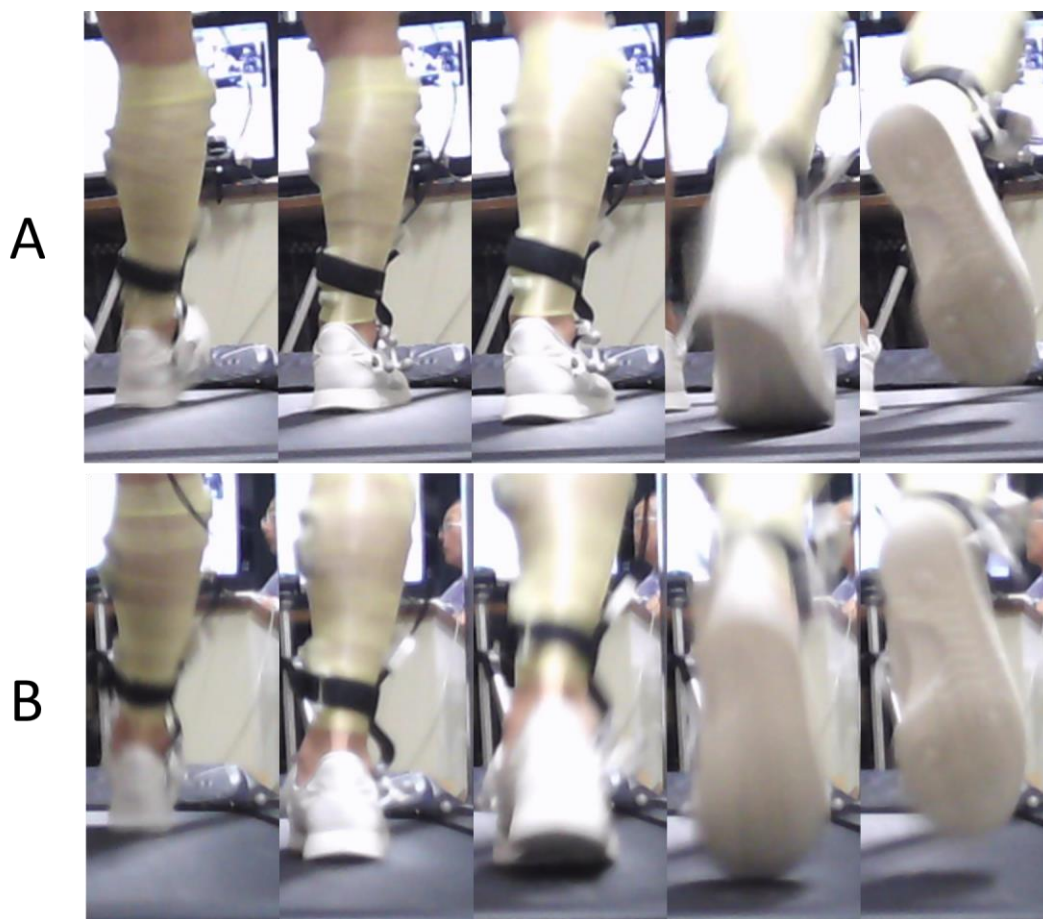


Figure.6 Sequential photographs of right leg of each subject during running

4. 結 言

足部皮膚表面上に反射マーカを付着した治具を 3 つに分けた足部のセグメントそれぞれに貼付し、それによって計測した足部モデルの動きと、インソール型圧センサによって記録した足裏の圧分布は関係があることが示唆された。

文 献

- A. B. Putti, G P. Arnold, L. Cochrane, R.J. Abboud, The pedar[®] in-shoe system: Repeatability and normal pressure values, *Gait & Posture*, Vol.25 (2007) pp.401-405
- H. A. Jacob, Forces acting in the forefoot during normal gait--an estimate, *Clinical biomechanics (Bristol)*: Vol.16 (2001) pp.783-792
- 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