

# 異なる接地パターンが足部に作用する力に及ぼす影響 — 足部ランニング障害予防のための接地方法の提案 —

産業技術総合研究所 橋 詰 賢

## **Influence of Foot Strike Patterns on the Forces Applied to Foot -Effective Foot Strike Pattern for Prevention of Running-Related Injuries Occurring on Foot and Ankle-**

by

Satoru Hashizume

*National Institute of Advanced Industrial Science and Technology*

### ABSTRACT

Ground reaction force is often used to predict the risk of injuries but may not coincide with the forces applied to commonly injured regions of the foot. This observational study examined the forces applied to the foot and the associated moment arm made by three foot strike patterns. Ten male runners ran barefoot along a 15 m runway at 3.3 m/s using forefoot, midfoot, and rearfoot strikes. Three-dimensional coordinates of markers and ground reaction force were recorded. The Achilles tendon and ground reaction force moment arms represented the shortest distance between the ankle joint axis and the line of action of each force. The Achilles tendon and joint reaction forces were calculated by solving motion of the foot equations for each instance during the contact phase of running. The ground reaction force was significantly greater for the forefoot and midfoot strikes than for the rearfoot strikes, whereas there was no difference between the midfoot and rearfoot strikes. The Achilles tendon and joint reaction forces were significantly greater for the forefoot strikes than for the other foot strikes, and these forces were greater for the midfoot strike than for

the rearfoot strike. The ground reaction force moment arm was significantly greater for the forefoot strike than for the other foot strikes, and was greater for the midfoot strike than for the rearfoot strike. Meanwhile, there were no significant differences in the Achilles tendon moment arm among all foot strikes. The Achilles tendon and joint reaction forces were greatest for the forefoot strike, followed by the midfoot strike, and rearfoot strike. These differences were attributed mainly to differences in the ground reaction force moment arm among the three foot strike patterns.

## 要 旨

地面反力はランニング障害のリスク評価に広く用いられている。しかし、地面反力は障害が起きる部位に作用する力と必ずしも一致しない。本研究では、異なる接地パターンが足部に作用する力および関連する力学変数へ及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。男性ランナー9名を対象とし、前足部接地、中足部接地および後足部接地による走行を3.3 m/sの走速度にて実施した。光学式モーションキャプチャおよびフォースプレートを用いて、下肢に貼付した反射マーカの3次元位置座標および地面反力を取得した。足部の並進および回転の運動方程式を解くことで、アキレス腱張力および足関節の関節間力を算出した。アキレス腱張力および関節間力は、前足部接地にて最も高い値を示し、中足部接地、後足部接地の順で低値を示した。その主要因として、アキレス腱モーメントアームが接地パターン間で差がなかったこと、地面反力のモーメントアームが前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値であったことが挙げられる。

## 緒 言

ランニングは肥満や生活習慣病をはじめとする健康問題のリスク減少に効果的であることが広く知られている<sup>1)</sup>。一方で、ランニングにより下肢の筋や腱、骨といった組織に生じる慢性的障害の

発症が多く生じている。ランニング障害の発症率は20-79%程度であると先行研究によって報告されている<sup>2)</sup>。ランニング障害は慢性障害であるため、材料疲労という観点から、障害発症部位に作用する負荷の増加は損傷に至るまでの負荷の繰り返し回数の減少を導く<sup>3)</sup>。よって、主要な障害発症部位に作用する負荷を減らすことで、潜在的な障害リスクを減らすことが可能となる。

近年、ランニングにおける接地パターンがランニング障害のリスクに影響を及ぼす可能性が報告されている。先行研究では接地初期における地面反力の鉛直成分の力の大きさや力の変化速度を評価し、後続部接地と比較して前足部接地ではランニング障害のリスクを減らすことが出来ると考察している<sup>4)</sup>。しかしながら、地面反力は足が地面から受ける力であり、実際に障害が発症する部位に作用する力と必ずしも一致しないことが報告されている<sup>5,6)</sup>。よって、アキレス腱や脛骨といった主要な障害発症部位に発症するランニング障害のリスクを評価するにあたり、地面反力のみでは不十分であることが考えられる。

この問題を解決する手段として、逆動力学アプローチが挙げられる。アキレス腱および脛骨に作用する力は、それぞれアキレス腱張力および関節間力として算出される。足部が地面に接触した瞬間、地面反力の作用点は前足部接地で拇指球付近、中足部接地では足部中央付近、後足部接地では踵付近に存在する<sup>7)</sup>。地面反力ベクトルの方が各

接地パターン間で同一であった場合、足関節回転軸と地面反力作用線の最短距離として定義される地面反力のモーメントアームは前足部接地で最も大きくなると考えられる。この大きな地面反力のモーメントアームが足関節回転軸まわりのモーメントを増加させて、アキレス腱張力と関節間力の増加を導く可能性がある。さらに、アキレス腱モーメントアームや足部の慣性パラメータ等の力学変数も同様にアキレス腱張力および関節間力に影響を及ぼすと考えられる。

接地パターンの違いが足部に作用する力へ及ぼす影響を明らかにすることで、アキレス腱や脛骨に生じるランニング障害のリスクを減らすための知見が得られると考えられる。そこで本研究では、上述の通り、アキレス腱張力および関節間力は、前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示し、その主要因として地面反力のモーメントアームの相違であると仮説を立てた。したがって、本研究の目的は3つの接地パターンが足部に作用する力および関連する力学変数に及ぼす影響を明らかにすることとした。

## 1. 実験方法

### 1.1 被験者

下肢に筋骨格系の障害を持たない成人男性ランナー9名(年齢:  $21.0 \pm 1.5$  歳, 身長:  $1.71 \pm 0.08$  m, 身体質量:  $62.0 \pm 5.0$  kg)が参加した。被験者のランニング経験年数, 週あたりのランニング頻度および距離はそれぞれ  $6.3 \pm 2.6$  年,  $5.7 \pm 1.0$  日,  $79.8 \pm 45.6$  kmであった。実験実施にあたり, 各被験者に対し, 実験の目的, 方法, 注意事項および危険性について口頭で説明を行った後, 書面にて実験参加の同意を取得した。本研究計画はヘルシンキ宣言に基づき, 順天堂大学倫理審査委員会の承認を得た。

### 1.2 データ収集

各被験者の右下肢へ, 以下の8つの標認点に反射マーカを貼付した: 1) 大腿骨内側顆, 2) 大腿骨外側顆, 3) 内果, 4) 外果, 5) 踵骨隆起, 6) ヒラメ筋遠位筋腱移行部, 7) 第1中足骨頭, 8) 第5中足骨頭。ヒラメ筋遠位筋腱移行部の位置は触診での同定が困難であるため, 超音波診断装置(SSD-4000, Aloka, Japan)を用いて確認を行った。

実験試技は室内の15 mの直線走路にて実施した。各被験者は前足部接地, 中足部接地および後足部接地による走行を, 3.3 m/sの走速度にて実施した。この走速度はレクリエーションレベルのランナーにとってのランニングペースと報告されている<sup>8)</sup>。各接地パターンについて5回分の試技のデータを収集した。データ収集の対象とする試技について, 以下の3つの除外条件を設定した: 1) 計測区間および前後2 mの範囲内での走速度が, 指定速度に対して5%以上の誤差を有していた場合, 2) 被験者の右足部がフォースプレート上で接地しなかった場合, 3) 被験者のランニングフォームが自然でなかったと被験者もしくは験者が判断した場合。光学式モーションキャプチャシステム(VICON MX system, Oxford Metrics Ltd, UK)を用い, 各試技における反射マーカの3次元位置座標を250 Hzのサンプリング周波数にて取得した。また光学式モーションキャプチャシステムに電氣的に同期したフォースプレート(9287C/CA, Kistler Instruments Ltd, Switzerland)を用い, 接地時の地面反力を1000 Hzのサンプリング周波数にて取得した。なお本研究では各被験者に対し, 前足部接地, 中足部接地および後足部接地の3つの接地パターンを使い分けるよう指示を行った。それに伴い, 各被験者について3つの接地パターンの使い分けの成否を確認した。先行研究によって, 足部が地面に接触した瞬間の足長に対する踵から地面反力の作用点までの長さの比が0.67~1.00の範囲内である場合を前足部接

地, 0.34 ~ 0.66 の範囲内である場合を中足部接地, 0 ~ 0.33 の範囲内である場合を後足部接地と定義されている 7). 本研究では, この比は前足部接地にて  $0.89 \pm 0.12$ , 中足部接地において  $0.40 \pm 0.11$ , 後足部接地において  $0.17 \pm 0.04$  であったことから, 各被験者は指示通りに 3 つの接地パターンを使い分けていたことが確認された.

### 1.3 データ処理

取得したマーカーの 3 次元位置座標データおよび地面反力データは 4 次のバターワース型ローパスフィルターを用いてフィルタリングを行った. 遮断周波数は Yu and Hay<sup>8)</sup> の方法を用いて決定した. 足関節回転軸は内果および外果を通る直線とした. アキレス腱張力の作用線は踵骨隆起とヒラメ筋遠位筋腱移行部を通る直線とした. 足関節回転軸に直行する平面にアキレス腱張力の作用線を投影し, 投影した線分と足関節回転軸の最短距離をアキレス腱モーメントアームとして算出した<sup>9, 10)</sup>. 足部の慣性パラメータは Ae et. al.<sup>11)</sup> の方法を用いて算出した. 地面反力および足部重量のモーメントアームは, アキレス腱モーメントアームと同様の方法にて算出した.

アキレス腱張力および関節間力は足部の並進および回転の運動方程式を解くことで算出した. 先行研究<sup>12)</sup> に基づき, 足部を剛体と仮定し, 足部の自由物体図を図 1 に記載する. この自由物体図に基づいて足部の並進および回転の運動方程式は (1) および (2) 式のように記述することが出来る.

$$\Sigma \vec{M}_{axis} = \vec{M}_{GRF} + \vec{M}_{AT} + \vec{M}_W = I_{foot} \ddot{\theta}_{foot} \quad (1)$$

$$\Sigma \vec{F}_{foot} = \vec{F}_{GRF} + \vec{F}_{AT} + \vec{F}_{joint} + \vec{W}_{foot} = m_{foot} \ddot{d}_{foot} \quad (2)$$

$\vec{M}_{GRF}$ ,  $\vec{M}_{AT}$  および  $\vec{M}_W$  は, それぞれ地面反力のモーメント, アキレス腱張力のモーメントおよび足部重量のモーメントを示す;  $\ddot{\theta}_{foot}$  は足関節の

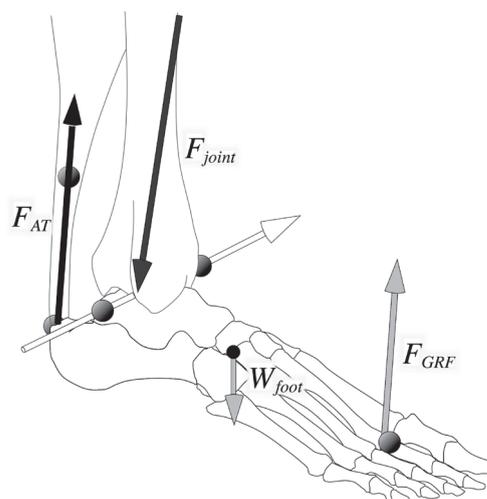


図1 本研究で用いた足部の自由物体図

角加速度を示す;  $\vec{F}_{GRF}$ ,  $\vec{F}_{AT}$ ,  $\vec{F}_{joint}$  および  $\vec{W}_{foot}$  は, それぞれ地面反力, アキレス腱張力, 関節間力および足部重量を示す;  $\ddot{d}_{foot}$  は足部質量中心の加速度を示す. 足関節回転軸まわりの正および負のモーメントはそれぞれ底屈および背屈モーメントを意味する. 各パラメータは時系列データとして算出し, 接地期間の平均値を代表値として算出した.

### 1.4 統計処理

Kolmogorov-Smirnov テストを用い, 各パラメータの正規性の確認を行った. 各パラメータにおける接地方法間の差の検定には, 繰り返しのある一元配置分散分析を用いた. 有意な主効果が確認された場合は, Bonferroni の方法による事後検定を行った. 有意水準は  $P < 0.05$  とした. すべての統計処理は IBM SPSS Statics version 22 (SPSS Inc, US) を用いて行った.

## 2. 実験結果

算出した各パラメータの平均値および標準偏差を表 1 に示す. 地面反力, アキレス腱張力および関節間力の時系列データの典型例を図 2, 3, 4 に示す. 表 1 より, 地面反力は後足部接地と比

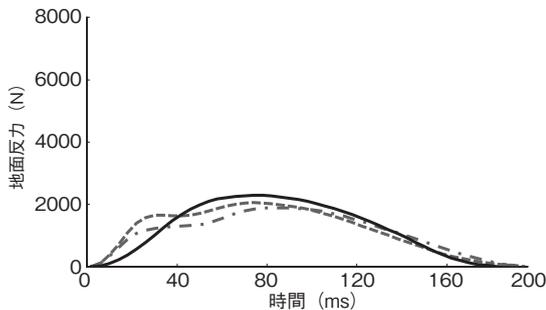


図2 地面反力の時系列データの典型例

黒実線、点線、点鎖線はそれぞれ前足部接地、中足部接地、後足部接地を示す

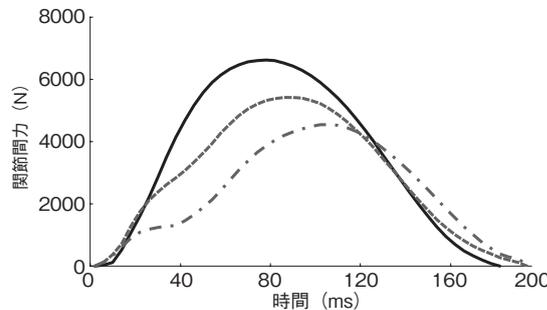


図4 関節間力の時系列データの典型例

黒実線、点線、点鎖線はそれぞれ前足部接地、中足部接地、後足部接地を示す

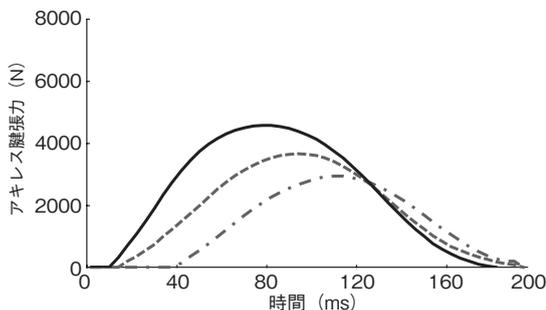


図3 アキレス腱張力の時系列データの典型例

黒実線、点線、点鎖線はそれぞれ前足部接地、中足部接地、後足部接地を示す

較して、前足部接地および中足部接地において有意に低値を示した。また、アキレス腱張力および関節間力は前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示し、各接地パターン間で有意な差が認められた。

地面反力のモーメントは前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で低値を示し、各接地パターン間で有意な差が確認された。アキレス腱張力のモーメントは前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示し、各接地パターン間で有意な

差が確認された。足部重量のモーメントはいずれの接地パターン間においても差は認められなかった。

地面反力のモーメントアームは前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示し、各接地パターン間で有意な差が確認された。一方、アキレス腱モーメントアームはいずれの接地パターン間においても差は認められなかった。足部重量のモーメントアームは前足部接地において、中足部接地および後足部接地よりも有意に低値を示したが、中足部接地と後足部接地の間には差は認められなかった。

### 3. 考察

本研究の目的は、異なる接地パターンが足部に作用する力および関連する力学変数へ及ぼす影響を明らかにすることであった。得られた主要な知見は、1) アキレス腱張力および関節間力は前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示

表1 各パラメータの平均値および標準偏差

	前足部接地	中足部接地	後足部接地
地面反力 (N)	1028 ± 117 <sup>†</sup>	1001 ± 107 <sup>†</sup>	962 ± 93 <sup>*#</sup>
アキレス腱反力 (N)	2194 ± 208 <sup>#†</sup>	1929 ± 238 <sup>*†</sup>	1526 ± 208 <sup>*#</sup>
関節間力 (N)	3137 ± 267 <sup>#†</sup>	2853 ± 316 <sup>*†</sup>	2394 ± 219 <sup>*#</sup>
地面反力のモーメント (N・m)	-109.6 ± 13.4 <sup>#†</sup>	-94.2 ± 12.3 <sup>*†</sup>	-77.4 ± 6.3 <sup>*#</sup>
アキレス腱張力のモーメント (N・m)	107.0 ± 14.2 <sup>#†</sup>	91.1 ± 13.4 <sup>*†</sup>	76.6 ± 6.8 <sup>*#</sup>
足部重量のモーメント (N・m)	0.2 ± 0.0	0.2 ± 0.0	0.2 ± 0.0
地面反力のモーメントアーム (mm)	110 ± 6 <sup>#†</sup>	96 ± 7 <sup>*†</sup>	77 ± 9 <sup>*#</sup>
アキレス腱モーメントアーム (mm)	52 ± 4	51 ± 4	51 ± 4
足部重量のモーメントアーム (mm)	23 ± 2 <sup>#†</sup>	26 ± 2 <sup>*</sup>	26 ± 2 <sup>*</sup>

したこと、2) 地面反力のモーメントアームは前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示したことが挙げられる。これらの結果は、本研究の仮説を支持するものである。

本研究の結果、アキレス腱張力および関節間力は前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示し、この傾向は地面反力と異なることが示された。先行研究では地面反力に対する接地パターンの影響を調べ、その結果、前足部接地の使用により下肢のランニング障害リスク減少の可能性を示唆している。しかし、本研究の結果、アキレス腱および脛骨に生じるランニング障害のリスク評価について、地面反力のみでは不十分であることが示された。オーバーユースであるランニング障害は、障害発症部位へ微細損傷が繰り返し生じ、堆積することで生じる。したがって、大きなアキレス腱張力はアキレス腱炎をはじめとするアキレス腱のランニング障害リスクを増大させるとともに、大きな関節間力は疲労骨折をはじめとする脛骨のランニング障害リスクを増大させると考えられる。本研究の結果、アキレス腱および脛骨に生じるランニング障害リスクは前足部接地が最も高く、中足部接地、後足部接地の順でリスクが減少する可能性を示唆するものである。

関節間力は中足部接地と比較して前足部接地で10%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で19%大きい値を示した。力学的に、関節間力の接地パターン間の違いは、他の足部に作用する力の違いによって説明される。足部重量は個人内で一定であるため、接地パターンの影響を受けない。一方、地面反力は中足部接地と比較して前足部接地で3%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で4%大きい値を示した。先行研究では、地面反力の鉛直成分について同様の結果を報告している<sup>13)</sup>。地面反力の主要な成分は鉛直成分であるため、各成分の合力とした地面反力と同様の結果が得られたと考えられる。アキレス腱張力は

中足部接地と比較して前足部接地で14%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で26%大きい値を示した。筋骨格モデルを用いたシミュレーション研究<sup>14)</sup>では、順動力学アプローチにより、アキレス腱張力は後足部接地と比較して非後足部接地で高値を示したことを報告している。本研究では実測に基づいた逆動力学アプローチにより同様の結果を示したことに加え、前足部接地と中足部接地の相違についても示した。以上の結果より、関節間力の接地パターン間の違いは、主にアキレス腱張力の違いによることが示された。

アキレス腱張力の接地パターン間の違いも同様に、他の力学変数の違いによって説明することが可能である。アキレス腱張力はアキレス腱張力のモーメントをアキレス腱モーメントアームで除すことで算出した。アキレス腱張力のモーメントは中足部接地と比較して前足部接地で18%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で19%大きい値を示した。一方、アキレス腱モーメントアームはいずれの接地パターン間においても差は認められなかった。したがって、アキレス腱張力の接地パターン間の違いは、アキレス腱張力のモーメントの違いによることが示された。

アキレス腱張力のモーメントは他の力のモーメントによって決定される。本研究の結果、地面反力のモーメントは中足部接地と比較して前足部接地で16%小さく、後足部接地と比較して中足部接地で19%小さい値を示した。先行研究において、3つの接地パターンにおける地面反力のモーメントを報告した例は存在しないが、Kulmara et al.<sup>15)</sup>は前足部接地と後足部接地における地面反力のモーメントの相違を2次元分析にて評価している。彼らは女性ランナーを前足部接地群と後足部接地群の2つのグループに分類し、後足部接地群と比較して前足部接地群において小さな地面反力のモーメントが観察されたと報告しており、3次元にて評価を行った本研究と類似した結果が示

されている。残る足部重量のモーメントはいずれの接地パターン間においても有意な差は認められなかった。以上の結果より、アキレス腱張力のモーメントの接地パターン間の違いは、主に地面反力のモーメントの違いによることが明らかとなった。

地面反力のモーメントの接地パターン間の違いは、地面反力および地面反力のモーメントアームの違いによって導かれたと考えられる。前述の通り、地面反力は中足部接地と比較して前足部接地で3%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で4%大きい値を示したが、その差分は地面反力のモーメントの接地パターン間差と比較して小さい。一方、地面反力のモーメントアームは中足部接地と比較して前足部接地で15%大きく、後足部接地と比較して中足部接地で25%大きい値を示した。この地面反力のモーメントアームの接地パターン間での違いは、地面反力の作用点の位置の違いによって生じたと考えられる。前述の通り、足部が地面に接触した瞬間の足長に対する踵から地面反力の作用点までの長さの比は、前足部接地において0.87、中足部接地において0.39、後足部接地において0.17であった。以上より、接地パターンによって地面反力の作用点の位置が異なることで地面反力のモーメントアームの長さが異なることが、地面反力のモーメントの接地パターン間の差を説明する主要因であることが明らかとなった。

#### 4. 結 論

本研究では、3つの接地パターンが足部に作用する複数の力と関連する力学変数に及ぼす影響を確認した。その結果、アキレス腱張力および関節間力は前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示した。その相違の主要因として、地面反力のモーメントアームが前足部接地、中足部接地、後足部接地の順で高値を示したことが挙げら

れる。

#### 謝 辞

本研究の実施にあたり、研究助成を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に厚く御礼申し上げます。

#### 文 献

- 1) Clausen J.P., Circulatory adjustments to dynamic exercise and effect of physical-training in normal subjects and in patients with coronary-artery disease. *Prog. Cardiovasc. Dis.*, 18: 459-495 (1976)
- 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 (2007)
- 3) Armstrong R.B., Warren G.L., Warren J.A., Mechanisms of Exercise-induced muscle fiber injury. *Sports Med.*, 12: 184-207 (1991)
- 4) Lieberman D.E., Venkadesan M., Werbel W.A., Daoud A.I., D'Andrea S., Davis I.S., Mang'Eni R.O., Pitsiladis Y., Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463: 531-535 (2010)
- 5) Komi P.V., Fukashiro S., Jarvinen M., Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin. Sports Med.*, 11: 521-531 (1992)
- 6) Hashizume S., Structure of foot and ankle – Biomechanical risk factor of Sever's disease-. *Doctoral thesis in Waseda University*, (2014)
- 7) Cavanagh P.R., LaFortune M.A., Ground reaction forces in distance running. *J. biomech.*, 13: 397-406 (1980)
- 8) Yu B., Hay J.G., Angular-momentum and performance in the triple jump: A cross sectional analysis. *J. Appl. Biomech.*, 11: 81-102 (1995)
- 9) Hashizume S., Iwanuma S., Akagi R., Kanehisa H., Kawakami Y., Yanai T., In vivo determination of the Achilles tendon moment arm in three-dimensions. *J. biomech.*, 45: 409-413 (2012)
- 10) Hashizume S., Iwanuma S., Akagi R., Kanehisa H.,

- Kawakami Y., Yanai T., The contraction-induced increase in Achilles tendon moment arm: a three-dimensional study. *J. biomech.*, 47: 3226-3231 (2014)
- 11) Ae M., Tan H., Yokoi T., Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes (in Japanese with English abstract) . In: The Society of Biomechanisms. Biomechanisms 11, Tokyo: *The University of Tokyo Press*, 23-33(1992)
  - 12) Sasimontongkul S., Bay B.K., Pavol M.J., Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *J. biomech.*, 40: 3503-3509 (2007)
  - 13) Laughton C.A., Davis I., Hamill J., Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *J. Appl. Biomech.*, 19: 153-168 (2003)
  - 14) Almonroeder T., Willson J.D., Kernozek T.W., The effect of foot strike pattern on Achilles tendon load during running. *Ann. Biomed. Eng.*, 41: 1758-1766 (2013)
  - 15) Kulmala J.P., Avela J., Pasanen K., Parkkari J., Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 45: 2306-2313 (2013)