

距骨下関節の回内制御におけるアーチパッドの効果

Effect of arch pad preventing excessive pronation of the subtalar joint during stance phase of the running

金 興烈 岡本 敦 島 典広

HeungYoul KIM Atsushi OKAMOTO Norihiro SHIMA

東海学園大学 人間健康学部 人間健康学科

Dept. of Human Wellness, Tokai Gakuen Univ.

キーワード：アーチパッド、3次元足関節角度、トレッドミルランニング

Key words : arch pad, three-dimensional ankle joint angle, treadmill running.

要旨

距骨下関節の過度な回内運動は、様々な下肢関節のランニング外傷を引き起こすものと考えられる。本研究は、アーチパッドを挿入することによりランニングの支持期局面において3次元足関節角度にどのような変化が出るかを調査し、その効果を評価することを目的とした。6人の男子大学生（年齢 19.3 ± 0.5 歳 (mean \pm SD), 身長: $170.7\text{cm} \pm 4.0\text{cm}$ (mean \pm SD), 体重: $62.7\text{kg} \pm 8.1\text{kg}$ (mean \pm SD))は、2つの条件（アーチパッドあり、アーチパッドなし）でトレッドミルランニング（速度: 10km/h ）を行った。その際、解剖学的指標上に貼り付けた反射マーカーは10台のカメラを用いた光学式3次元モーションキャプチャシステムによりサンプリング周波数 250Hz で3次元位置計測を行った。3次元座標値は、座標成分毎の最適遮断周波数を求め、4次の Butterworth 型ローパスデジタルフィルターを用い各座標データについて平均カットオフ周波数 19Hz で平滑化を行った。3次元足関節角度は、下腿座標系に対する足部座標系の方向角としてカルダン X 'y'z' 回転順で算出した。結果、アーチパッドを挿入することにより足関節外反角度が有意に低下していった ($p < 0.05$)。一方、背屈および外転角度では、条件間に有意差は認められなかった。ランニングにおいて支持期は、足部に最も大きな外力が働く局面である。これらの外力はしばしば距骨下関節の過度な回内運動を引き起こし、オーバーユーズの原因となる。本研究の結果によれば、アーチパッドの挿入により距骨下関節の外反運動が制御された。従って、スポーツ選手に個別対応ができるインソールの着用はスポーツ外傷を予防する一つの方法であることが示唆された。

Abstract

Excessive pronation of the subtalar joint in a foot, contacting on the ground, is still most frequently associated with various running injuries on lower limb joints. The purpose of this study was to evaluate the effect of an arch pad on the insole from changes of three-dimensional (3D) ankle joint kinematic during the stance phase of treadmill running. Six male subjects performed running trials on a treadmill. Two conditions (no support and support: arch pad) were compared. 3D Kinematics data was collected using ten-camera motion capture system (250Hz). 3D ankle joint motions were expressed in terms of Cardan angles. As a result, ankle joint eversion angles were significantly greater running with no support compared to with medial support (arch pad) ($p < 0.05$), but the peaks of dorsiflexion and abduction angles were not. Excessive foot eversion angles might cause an increase in overuse syndromes such as patellofemoral pain syndromes, shin splints, Achilles tendinitis, and stress fractures. A medial arch support showed a mean reduction of about 2-3° for the initial foot eversion compared with the condition with no medial support. These results suggest that shoes with medial arch support were one of the most effective methods of preventing running injuries.

1. 緒言

ジョギングおよびランニングは、生活習慣病の予防や改善に有益な有酸素運動の一つである。SSF 笹川スポーツ財団(2006)の『スポーツライフに関する調査』によれば、週に1回以上ジョギングおよびランニングを行っている人は約605万人と推定されていると報告している。また、漸進的なトレーニングの実施は冠性心疾患の予防(Morrisら, 1980; Paffenbargerら, 1984)や、骨密度の増加(Kohrtら, 1995; 1997)など身体のリモデリングの側面からも多くの効果が期待できる。一方、このような肯定的な側面の裏には整形外科的スポーツ障害を引き起こすことも報告されている(Radinら, 1973; Niggら, 1984; Hreliacら, 2000)。

一つは、距骨下関節の過度な回内運動による外傷である。これは中長距離ランナーの中で最も発生頻度の高いスポーツ外傷のひとつでもある(Niggら, 1993; Stefanyshynら, 1999; McClay, 2000)。一度受傷すると再受傷する危険性が高く、足関節不安定に移行する可能性があるため、その予防は重要である。

そこで、距骨下関節の過度な回内運動の予防には、シューズの選択(フィット性・クッション性・耐久性・安定性・耐摩擦性などの性能)が重要であるが、市販されているシューズはすべての人の足にフィットするものではない。したがって、各個人の足の形に合ったシューズを提供するなど個別対応が必要である。そこで、加工の容易なインソール(アーチパッド)に注目した。

しかし、アーチパッドの有効性に関する報告は臨床成績の評価 (James ら, 1978; 大久保ら, 1992; 大槻ら, 1997), 官能評価 (岩佐ら, 2004), それから 2 次元運動学的報告が多く (高沢晴夫ら, 1985; Nigg ら, 1986), 3 次元関節運動に関する定量的解析を試みた報告は少ない。本研究は、インソール (アーチパッド) を足と靴の不適合を制御するものと位置づけ、ランニング中の 3 次元足関節角度の変化との関連を定量的に明らかにし、アーチパッドの有効性を評価することであった。

2. 方法

2.1. 被験者

キネマティクスデータを収集するため、継続的にトレーニングを行っている男子大学学生 6 名 (年齢 19.3 ± 0.5 歳 (mean \pm SD), 身長: $170.7\text{cm} \pm 4.0\text{cm}$ (mean \pm SD), 体重: $62.7\text{kg} \pm 8.1\text{kg}$ (mean \pm SD)) を被験者とした。この被験者グループには筋骨格系の障害や既往歴がないことを確認した。被験者には事前に実験の目的・内容について説明を行い、本研究の主旨および内容の理解を確認した上で参加することの承諾を得た。

2.2. インソール (アーチパッド)

アーチパッドの挿入位置を個別設定するため、立位姿勢での内側外アーチの高さに関する舟状骨と載距突起に着目し、その位置を同定した。まず、専用のフットプリントを用いて静止位での足形を取るとともに、足裏の輪郭形状を得た (Fig1-a)。得られた足の輪郭形状や圧力分布に基づく 6 点 (第 1 趾先端中央、第 2 趾先端中央、脛側中足点、腓側中足点、踵点、舟状骨点) を同定し、舟状骨点と内果直下に位置する載距突起の 2 点間の中央の直下にアーチパッドを挿入した (Fig1-b)。

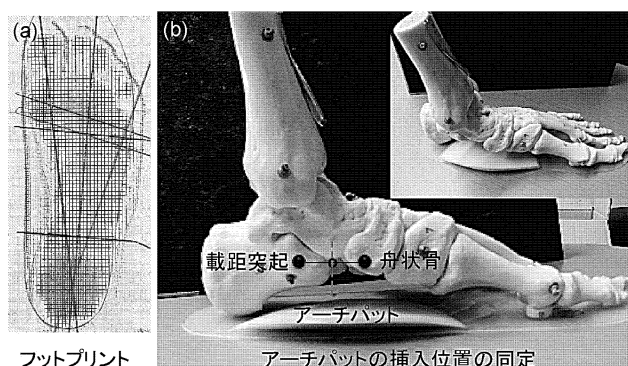


Fig1. Measurement of footprint pattern on standing posture (a) and decision of arch pad position (b).

実験に用いた標準的アーチパッドは、ポリオールと MDI からなるエーテル系ポリウレタン素材を採用した最大厚さ 10mm、長さ 110mm の半円盤状の衝撃吸収パッド (ソルボ、三進興産株式会社) を使用した。アーチパッドの形状や大きさは、各個人のフットプリントから取った足裏

の輪郭形状に合わせ、決定した。インソールは、各個人のシューズに標準として挿入されているものをコントロールインソール(以下: no support)とし、インソールにアーチパッドの挿入したものを(support)とした。以上、コントロールインソール(no support)とアーチパッドを入れたインソール(support)を用いて実験を行った。

2.3. データの収集

各被験者には、トレッドミル(酒井医療製 EXO-43BT & U-0063)上で一定のスピードを保持して走るように指示した(平均走行速度:10km/h; Fig2)。この際、走行スピードや歩幅、ピッチについては特に制限せず、最も自然な自由走行で走るように指示した。測定開始から10ストライド分のデータを収集した。10台のカメラを用いた光学式3次元モーションキャプチャシステム(Vicon-MX、Oxford Metrix Inc、OxfordUK)により、骨盤と下肢の解剖学的指標上に貼り付けた反射マーカについてサンプリング周波数250Hzで3次元位置計測を行った。得られた3次元座標値について座標成分毎の最適遮断周波数を求め(Yu, 1999)、Winter(1990)の4次のButterworth型ローパスデジタルフィルターを用い各座標データについて平均カットオフ周波数19Hzで平滑化を行った。

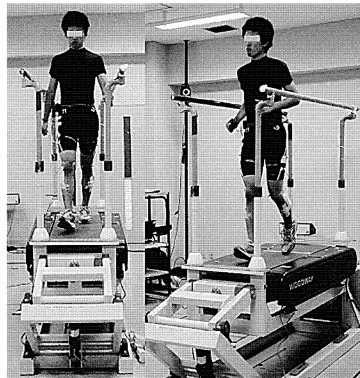


Fig2. Experimental setup of a running on treadmill.

2.4. 支持期局面の同定

支持期局面の決定は、まず、踵着地時点を同定するため踵(Heel)に付着したマーカの垂直変位がトレッドミル表面に最も近い位置(Fig3-b①)、すなわち垂直速度が負(-)の符号から0m/sに近い局面を踵着地と決定した(Fig3-C①)。次に、つま先立地は第1中足骨(MP1)に付着したマーカの垂直変位がトレッドミル表面に最も近い位置から位置の変化が出現する局面、すなわち垂直速度が0m/s (Fig3-C②局面)から正(+)の符号に増加する局面をつま先立地と決定した(Fig3-C③)。各10回の支持期データは支持期局面の時間をそれぞれ100%として正規化し、平均した。

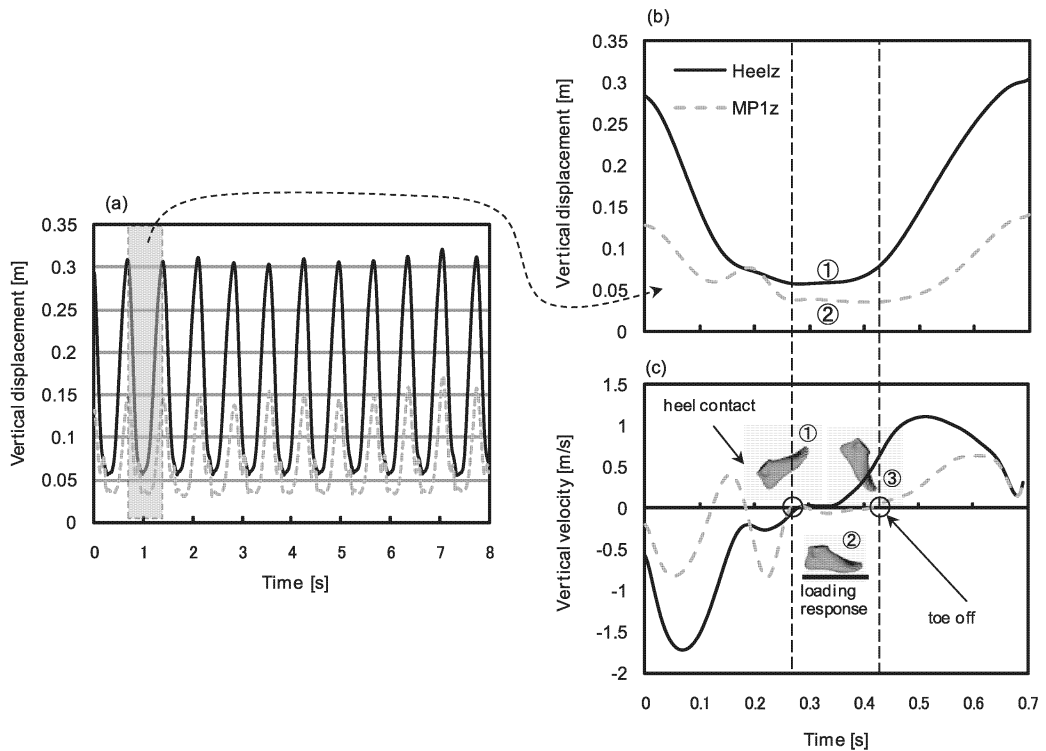


Fig3. Definitions of the stance phase during treadmill running: The left panel (a) shows a vertical position history of a marker attached to the heel and first metatarsal bone of a subject while performing treadmill running. (b) Vertical position change of a marker during one cycle while running. (c) Vertical velocity change of a marker during one cycle while running. A foot animation of the heel contact(c-①), loading response(c-②), and toe off (c-③) in the right bottom panel shows the stance phase of running.

2.4. 表面マーカーの付着と移動座標系の定義

解剖学的指標上に貼り付けた反射マーカーから下肢の各セグメントの移動座標系を定義するため被験者の骨盤周辺の左・右上前腸骨棘 (RASIS、LASIS) および左・右上後腸骨棘 (RPSIS、LPSIS)、左・右大腿部(3組配列マーカー:T4)、左・右下腿部の内・外側顆 (RMFE、RLFE)、左・右脛骨中心点(MT)、左・右内果・外果 (RMM、RLM)、左・右シューズの踵(RH)、左・右足の甲(HF)、左・右第1・5中足骨 (R1MP、R5MP) に計 28 個の直径 17mm の球型反射

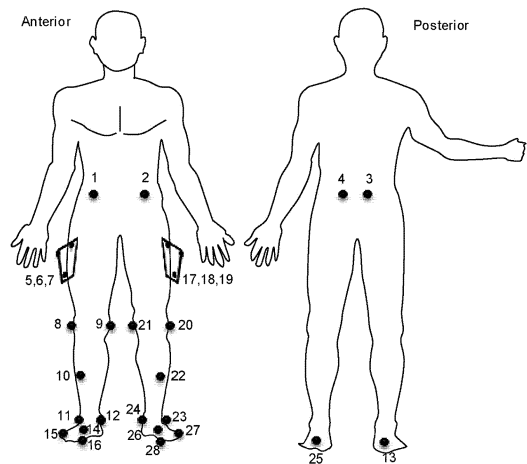


Fig4. Marker points on the body segment.

マーカーを取り付けた(Fig4)。各被験者には解剖学的静止姿勢でのキャリブレーション試行を行い、解剖学的指標上のマーカーの3次元座標値を用いて各セグメントに移動座標系を定義した(Fig5a)。

関節中心位置の推定において、足関節(AJC)および膝関節中心位置(KJC)はそれぞれ内果(9, 21)と外果(8,20)および外側顆(11, 23)と内側顆(12, 24)のマーカー間の中点を関節中心とした。股関節中心位置(HJC)については骨盤マーカー(1, 2, 3, 4)からVaughanら(1992)の回帰式に従って推定した。本研究では、足関節角度のみについて評価した。

2.5. 足関節角度の算出

下腿セグメントに対する足部の3次元角度は、バイオメカニクス研究において算出基準として推薦されているColeら(1993)の方法に従ってカルダン角のX'y'z'回転順で行った。まず、4つの球形反射マーカーの取り付けられたキャリブレーション用L字フレーム(Vicon-MX、Oxford Metric Inc, Oxford UK)を用いて静止座標系 $R_G(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ を定義し、静止座標系 R_G について計測された解剖学的指標上のマーカーの3次元座標値を用いて各セグメントに位置した移動座標系 $R_L(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ を定義した。各被験者の解剖学的姿勢でのキャリブレーション試行は、Arebladら(1990)の方法を用い各セグメントに定義した移動座標系 $R_L(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ を静止座標系 $R_G(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ の各軸に整列した(式1, 式2)。

$$[PCS] = \begin{bmatrix} i'_x & j'_x & k'_x \\ i'_y & j'_y & k'_y \\ i'_z & j'_z & k'_z \end{bmatrix} \cdots \text{(式1)} \quad [RTM] = [PCS]^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdots \text{(式2)}$$

$[i'_x \sim k'_z]$ は各セグメントに固定した移動座標系の単位ベクトルである。回転変換行列 $[RTM]$ は $[PCS]$ の逆行列と静止座標系の行列との積を取ることで求めた。ここで、 $[PCS]^{-1} = [PCS]^T$ である。下腿座標系 $R_S(\vec{S}_x, \vec{S}_y, \vec{S}_z)$ の座標原点は、それぞれ脛骨の近位端の内・外側顆の中点と足関節中心を結ぶ線上のセグメント重心に位置した。下腿セグメント重心から脛骨の近位端の中点に向かうベクトルを \vec{S}_z 、座標原点から脛骨の遠位端の内果に向かうベクトルを仮の \vec{S}_D とし、この \vec{S}_z と \vec{S}_D の外積より \vec{S}_Y を決定し、最後に \vec{S}_Y と \vec{S}_z の外積より \vec{S}_X を決めた。足部座標系 $R_F(\vec{F}_x, \vec{F}_y, \vec{F}_z)$ の座標原点は足部重心に決定し、第1中足骨と第5中足骨の中点へ向かうベクトル \vec{F}_Y をとし、原点から第1中足骨に向かう仮ベクトル \vec{F}_D を決め、 \vec{F}_Y と \vec{F}_D の単位ベクトル同士の外積により \vec{F}_Z を決め、さらに \vec{F}_Y と \vec{F}_Z の外積により \vec{F}_X を決めた(Fig5左図)。

下腿座標系 $R_S(\vec{S}_x, \vec{S}_y, \vec{S}_z)$ に対する足部座標系 $R_F(\vec{F}_x, \vec{F}_y, \vec{F}_z)$ の方向は基準姿勢から \vec{F}_x 軸周りの回転後の座標系を $R_{F1}(\vec{F}_{x1}, \vec{F}_{y1}, \vec{F}_{z1})$ 、 \vec{F}_{y1} 軸周りの回転後の座標系を $R_{F2}(\vec{F}_{x2}, \vec{F}_{y2}, \vec{F}_{z2})$ 、 \vec{F}_{z2} 軸周りの回転後の座標系を $R_{F3}(\vec{F}_{x3}, \vec{F}_{y3}, \vec{F}_{z3})$ として、 \vec{F}_x 軸周り(Fig5b-1)、 \vec{F}_{y1} 軸周り(Fig5b-2)、

\vec{F}_{z2} 軸周り (Fig5b-3) の順で回転を行った。つまり、下腿の回転行列 $[R_S]$ と足部の回転行列 $[R_F]$ の積から回転行列 $[T_R]$ を導出し(式 5)、足部の背屈/底屈(α)、内反/外反(β)、内転/外転(γ) を求めた (式 4, 式 5, 式 6)。

$$[T_R] = [R_F][R_S]^{-1} \dots (式 4)$$

$$[T_R] = \begin{bmatrix} \vec{i}'_x \bullet \vec{i}''_x & \vec{j}'_x \bullet \vec{i}''_x & \vec{k}'_x \bullet \vec{i}''_x \\ \vec{i}'_y \bullet \vec{j}''_y & \vec{j}'_y \bullet \vec{j}''_y & \vec{k}'_y \bullet \vec{j}''_y \\ \vec{i}'_z \bullet \vec{k}''_z & \vec{j}'_z \bullet \vec{k}''_z & \vec{k}'_z \bullet \vec{k}''_z \end{bmatrix} \dots (式 5)$$

$$\alpha = \sin^{-1} \frac{-T_{R32}}{\cos \beta} \quad \beta = \sin^{-1}(T_{R31}) \quad \gamma = \sin^{-1} \frac{-T_{R21}}{\cos \beta} \dots (式 6)$$

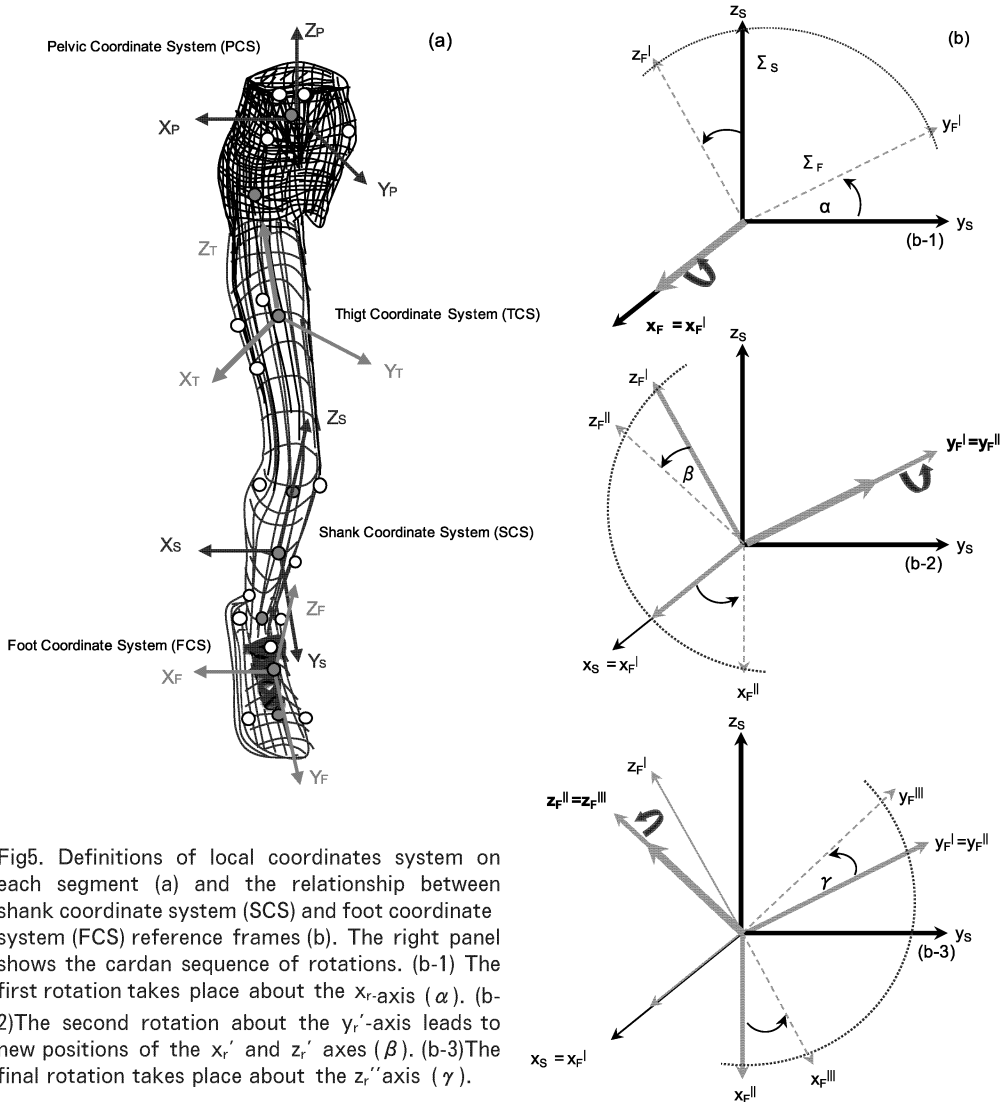


Fig5. Definitions of local coordinates system on each segment (a) and the relationship between shank coordinate system (SCS) and foot coordinate system (FCS) reference frames (b). The right panel shows the cardan sequence of rotations. (b-1) The first rotation takes place about the x_r -axis (α). (b-2) The second rotation about the y_r^I -axis leads to new positions of the x_r^I and z_r^I axes (β). (b-3) The final rotation takes place about the z_r^{II} -axis (γ).

2.6. 統計処理

6名の被験者についてインソールの形状 (support、no support) を変えた条件下でトレッドミル走行を行い、3次元関節角度に差があるかを調べるために対応のある t 検定を行った。統計処理には The Statistical Analysis System release 9.1.2. (SAS Institute Inc, NC, USA) を用いた。また、比較の検定に使われた α レベルは 0.05 以下で設定した。

3. 結果

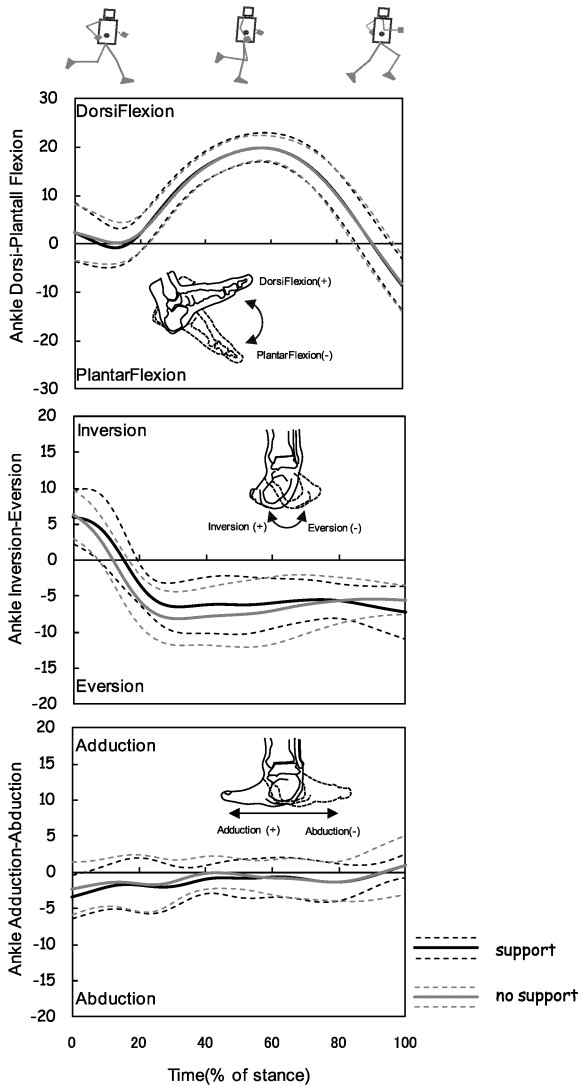


Fig6. Changes of 3D ankle joint angle (n=6) during stance phase of treadmill running. Running time in each subject is normalized as 100%. Lines of each graph are mean and S.D.

Fig6は、足関節の背屈/底屈角度 (α)、内反/外反角度 (β)、内転/外転角度 (γ) の変化パターンと、その標準偏差を示している。足部の背屈角度 (α) のピーク値には、シューズの条件間で似通っ

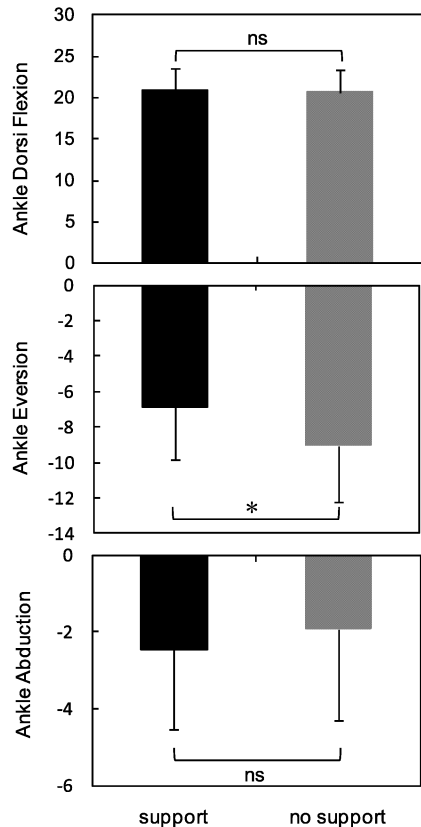


Fig7. Comparison of 3D ankle joint angles (dorsiflexion, eversion, and abduction) in the shoes with a medial arch support and no support insole. ns: not significant, * $p < 0.05$

た波形の大きさとパターンが見られた (Fig6 上; Fig7 上)。一方、足部の外反角度 (β) ではアーチパッドの挿入によりコントロールインソールに比べ有意に角度が小さくなった ($p < 0.05$; Fig6 中央; Fig7 中央)。足部の外転角度 (γ) では、背屈角度と同様に条件間の有意差は認められなかった (Fig6 下; Fig7 下)。

4. 考察

ランニング動作における下肢関節の挙動は、神経筋骨格系を取り巻く様々な生体組織の協調による内的要素 (筋力・軟部組織の応力-歪み要素など) に加え、外力の大きさや方向、シューズの特性、路面などによる外的要素に大きく依存されることが報告されている (Radin ら, 1973; Stephen ら, 1990; Hreljac ら, 2000; Nigg, 2001)。また、ランニングスタイル (接地時の足の動作様式) によっても足部の挙動は異なることが認められている。そのメカニズムは、距骨下関節の特殊な運動によるものが考えられる。Inman (1981) は、距骨下関節の運動を回内と回外運動として分類している。回内運動は足関節複合体の背屈+外反+外転運動の結果であり、回外運動は底屈+内反+内転運動の結果である。

足関節の背屈-底屈角度では、2つの状況間で統計学的に有意な差は認められなかった。また、グラフを見ると、個人差がほとんどなく、一定の傾向が見られた (Fig6 上)。それには、機能解剖学的な足関節 (距腿関節) の構造によるものが伺える。足関節は一軸関節として主に「底屈-背屈」のみが許されている。とりわけ、荷重負荷がかかる支持期ではさらに関節が体重によってブロックされるため、本来持っている可動範囲内の運動が許容されると思われる。この「底屈-背屈」の可動域には、加齢に伴う関節変性による制限も認められている (Neumann, 2002)。しかし、本研究の被験者は 20 歳前後の若者で構成されていたため、関節運動の制限は考えにくいものであると思われる。従って、足関節の背屈-底屈運動に関しては、アーチパッドの挿入による効果はほとんど期待できないものと考えられる。

一方、足関節の外反角度は、距腿関節で由来する運動ではなく、距骨下関節で由来するものでスムーズな荷重負荷 (weight bearing) を行うために重要である。すなわち、地面と最初に接地する足部は踵に存在する脂肪組織 (fatty tissue) による衝撃吸収効果と同時に、多数の関節による柔軟な構造物として振る舞うため必要最低限の外反運動が許される。一方、重心を持ち上げるような局面では、体重の何倍となる荷重負荷を支えるため頑丈な構造物として振る舞うことも要求される (Neumann, 2002)。しかし、距骨下関節の過度な回内運動は様々なランニング外傷を引き起こすものと考えられている (Radin ら, 1973; Stephen ら, 1990; Hreljac ら, 2000; McClay ら, 2000; Nigg, 2001)。また、Norkin and Levangie (1983) は、内側側部靭帯や後脛骨筋に大きなストレスを与えるだけでなく、足部アーチの過度の変形によるショパール関節やリスフラン関節の障害も指摘している。本研究における最大外反角度の出現は、荷重負荷がかか

る 10%から 30%の間で見られた(Fig6, 中央)。とりわけ、support シューズでは $-6.8 \pm 2.9^\circ$ であったのが、no support シューズでは $-9.1 \pm 3.2^\circ$ であった。アーチパッドを挿入することで約 25%まで最大外反角度を軽減させることができた。この値は一般的な健常者(9歳~79歳)の受動的な関節可動域検査の結果から得た外反角度の大きさ($-10^\circ \sim -15^\circ$)と比較しても小さく(Neumann, 2002), アーチパッドの挿入による効果であることが考えられる。

James ら(1978)は、ランニング障害を持つ 180 名中 83 名にインソールを処方した結果 78%に改善が認められたこと、及び Bates ら(1979)は、内反足を持つランナーにインソールを処方し、その内 78%が元のランニングに復帰できた臨床成績を報告している。日本では、大久保ら(1992)と大槻ら(1997)の研究が James らとほぼ同様な結果が得られた。官能評価において、岩佐ら(2004)は、アーチパッドの挿入位置によってシューズのフィット感を構成する因子(圧迫感)の得点が個人によって異なることを報告した。一方、運動学的報告において、高沢晴夫ら(1985)は、5種類の状況(はだし、靴のみ、後足部パッド、内側パッド、縦軸パッド)で、歩行とランニング(低速、中速、高速)を実施し、アキレス腱角(回内運動の指標)の変化を調べた。結果、どのような状況でも回内角度の差は認められなかった。一方、Nigg(1986)は、はだし時の回内角度はシューズの着用時に比べ、より大きくなることを報告した。このように研究間の異なる結果は、解析データの n 数の違いによるもの(高沢晴夫ら: 3人、Nigg: 99人)と、2次元解析の問題点によるものが考えられる。とりわけ2次元解析では、被写体(人間)とカメラ間の距離、及びカメラレンズの向きなどによって解析結果(角度や速度など)に重大な影響を与えることがある。臨床成績や官能評価では、各個人の主観的判断基準に大きく頼ること、及び数値の定量化が困難であるため、他の物理量の導入も必要となる。一方、2次元解析は、一つの関節運動(背屈-底屈)のみ算出できるため、複雑な関節挙動の解析には向いていない。本研究では3次元関節角度を用いることにより、アーチパッドの足と靴の適合に関する有意義な結果を得ることができた。

近年、市販されているシューズには距骨下関節の回内運動を制御する機能が搭載されているものも多い。しかし、市販されているシューズは工業製品であるためすべてのヒトの足にフィットするものではない。したがって、各個人の足の形に合ったシューズを提供するなど個別対応が必要であるが、専用のシューズを製作するのは経済的な負担が大きくなる。一方、加工の容易なインソール(アーチパッド)は、低コストで仕上げるのが可能であり、パットの素材や大きさ、それから挿入位置など製作にあたり自由度が高い。本研究の結果からアーチパッドの個別対応は、様々なスポーツ外傷を予防する一方策としてこの効果が期待できる。従って、シューズの選択やインソールの製作においては、個人のランニングスタイル、足関節アライメント、足部の柔軟性、外反ストレスを引き起こす可能性などを考慮して、個人差に応じたパットの位置を同定することが重要であるだろう。

5. まとめ

ランニングにおいて支持期は、足部に最も大きな外力が加わる局面である。これらの外力はしばしば距骨下関節の過度な回内運動を引き起こし、オーバーユーズの原因となる。本研究では、距骨下関節の過度な回内運動を制御するアーチパッドに着目し、3次元足関節運動とアーチパッドとの関係性を評価した。結果、アーチパッドの挿入により距骨下関節の外反運動が制御されることが明らかになった。

謝辞

本論文を完成させるにあたって、多くの方々にご指導と協力をいただきました。

本研究の実施にあたり、ブレース・フィット合同会社の境 直治社長からは本実験に用いるアーチパッドとインソールを提供していただきました。また、酒井 圭一氏はアーチパッドの挿入位置に関する多くの提案を戴きましたので感謝致します。さらに、実験の準備やきわめて有益な示唆を与えてくれた安 裁漢氏にも謝意致します。

最後に、実験室の使用を許可して下さった中京大学体育学部の桜井 伸二先生と大学院体育学研究科応用スポーツ科学系の大学院生の方々の献身的な協力に心より感謝いたします。

文献

- Areblad, M, Nigg, BM, Ekstrand, J, Olsson, KO and Ekstrom, H. Three dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J. biomechanics*, 23: 933-940, 1990.
- Bates, BT, Ostering, LR, Mason, B, James, SL. Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *Am, J Sports Med*, 7: 338-342, 1979.
- Cole, GK, Nigg, BM, Ronsky, JL and Yeadon, MR. Application of the joint coordinate System to three dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J. Biomechanical Engineering*, 115: 344-349, 1993.
- Hreliac, A, Marshall, RN, Hume, PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc*. 32: 1635-1641, 2000.
- Inman, VT, Ralston, HJ, Todd, F. Human walking. Williams & Wilkins, Baltimore. 1-21, 1981.
- 岩佐啓生, 宇治橋貞幸, 持丸正明, 河内まき子. 足底圧分布に着目したインソールのフィット感に関する研究. *日本機械学会シンポジウム講演論文集*, 7-11, 2004.
- James, SL, Bates BT, Osternig, NR. Injurries to runners. *Am, J Sports Med*, 6: 40-50, 1978.
- Kohrt, WM, Snead, DB, Slatopolsky, E, Birge, SJ Jr. Additive effects of weight-bearing exercise and estrogen on bone mineral density in older women. *J Bone Miner Res*, 1303-1311, 1995.
- Kohrt, WM, Ehsani, AA, Birge, SJ Jr. Effects of Exercise Involving Predominantly Either Joint-Reaction or Ground-Reaction Forces on Bone Mineral Density in Older Women. *J Bone Miner Res*

- Res, 1253-1261,1997.
- McClay, I. The evolution of the study of the mechanics of running: Relationship to injury. *J Am Podiatr Med Assoc*, 90: 133-148, 2000.
- Morris, JN, Everitt, MG, Pollard, R, Chave, SP, Semmence, AM. Vigorous exercise in leisure-time: Protection against coronary heart disease. *Lancet*, 1207-1210, 1980.
- Nigg, BM, Denoth, J, Kerr, BA, Luethi, SM, Smith, D, & Stacoff, AL. Load sport shoes and playing surfaces. In: *Sport Shoes and playing surfaces*. Frederick, EC, ed. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers. 1-23, 1984.
- Nigg, BM, Bahlsen, A.H, Denoth, J, et al. Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: *Biomechanics of Running Shoes*. Nigg, BM, ed. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers. 139-159, 1986.
- Nigg, BM, Cole, G, Nachbauer, W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J. Biomechanics*, 26: 909-916, 1993.
- Nigg, BM. The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11: 2-9, 2001.
- Norkin, CC. and Levangie, PK. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. F.A. Davis Company, 331-394, 1983.
- Neumann, D.A. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation*. Mosby, 477-521, 2002.
- 大槻伸吾, 大久保衛, 田中一成, 辻信宏, 加藤朋子, 山口雄三. 下肢スポーツ傷害における足底支持板(アムフィット)の効果. *臨床スポーツ医学*, 14:469-475,1997.
- 大久保衛, 島津晃, 辻信宏, 西尾功, 勝真理, 福岡正信. 下肢のスポーツ障害とその対策. *臨床スポーツ医学*, 9:659-662, 1992.
- Paffenbarger, RS Jr, Hyde, RT, Jung, DL, Wing, AL. Epidemiology of exercise and coronary heart disease. *Clin Sports Med*, 297-318, 1984.
- Radin, EL, Parker, HG, Pugh, GV, Steinberg, RS, Paul, IL, & Rose, RM. Response of joints to impact loading. *J.Biomechanics*, 6: 51-57, 1973.
- S S F 笹川スポーツ財団. スポーツライフ・データ 2006: スポーツライフに関する調査報告書. P24, 2006.
- Stefanyshyn, DJ, Stergiou, P, Lun, VMY, Meeuwisse, WH, Nigg, BM. Knee joint moments and patellofemoral pain syndrome in runners: Part1: a case control study. Part2: a prospective cohort study. In *Proceedings of the 4th symposium on Footwear Biomechanics*, Canmore, Canada. 86-87, 1999.
- Stephen, DC, Mark, RB, and Mahlon, P. Running shoes: Their relationship to running injuries. *Sports Medicine*, 10(1): 1-8, 1990.
- 高沢晴夫, 福島稔. 下肢のスポーツ障害に対する Sorbothane による治療経験, および下肢アラインメントに及ぼす影響について. *臨床スポーツ医学*, 3: 189-192, 1985.
- Vaughan, CL, Davis, BL, O'Connor, JC. *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Books,

Champaign, 15-44, 1992.

Winter, DA. Biomechanics and motor control of human movement. Wiley. 75-102, 1990.

Yu, B, Gabriel, D, Noble, L. and An, KN. Estimate of the Optimum cutoff frequency for the butterworth low-pass digital filter. J Applied Biomechanics, 13: 318-329, 1999.