

Studies on the effects of sole attrition based on gait analysis

齋藤, 誠二

<https://doi.org/10.15017/459580>

出版情報 : 九州大学, 2006, 博士 (芸術工学), 課程博士
バージョン :
権利関係 :

第三章

靴底の摩耗が若年者の歩行中の下肢に与える影響

3.1 はじめに

人が歩行や走行などを行った際、足には衝撃が加わる。さらに、距骨下関節や膝関節において回外や回内、外旋や内旋といった複合的な動きを繰り返している(横江, 1982)。そのため、靴には歩行や走行といった動きを円滑に行うための機能や外力によるストレスから身体を保護する機能が求められている。そのなかでも負担を軽減するための衝撃緩衝性や、下肢関節の過度の動きを抑制する安定性は、下肢の障害を予防するために重要とされている(Clarke et al., 1983; Tscharnner et al., 2003)。

一方、靴は様々な性能が求められるなかで、1つの性能を求めるあまり、他の性能が低下するといった問題もある。その1つが耐久性である。実際、靴を使用することによるソールの摩耗やアッパーの破損は多くの人を経験していることである。特にアウトソールは床との摩擦が大きく、摩耗を完全になくすことは不可能である。そして、摩耗や破損を考慮して耐久性を追求することで衝撃緩衝性が低下するといった問題も起こる。

人は歩行や走行の際、高い割合で踵の外側で着地し拇指球で蹴り出す(Peter et al., 1980)。よって、第二章で明らかになったようにアウトソールの踵と拇指球辺りの局所的な摩耗が起こり、足底面に傾斜を生じさせる。このような足底面の傾斜は、靴の安定性を低下させ、距骨下関節や膝関節の過度な動きの抑制ができなくなるだけでなく、逆に過度な動きを誘発するとも考えられる。さらに、靴の衝撃緩衝性はソールの剛性と厚みに依存している(小林, 1980)。この衝撃を緩衝する踵部分の厚さの低下は、歩行や走行の際に最も衝撃を伴う着地において安定性の低下とともに関節や筋肉の負担を増加させていると思われる。このように、摩耗した靴を履いた場合に身体に何らかの悪影響があるならば、事前に靴を変えるなどの措置が必要であり、それを定量的な評価で促すことは障害を予防するために重要なことである。また、衝撃緩衝性などの性能との兼ね合いの中で効果的に摩耗を防止することができれば、障害の予防や負担の軽減が期待できる。

そこで本章では、摩耗した靴を履いて歩行した際の下肢における衝撃、筋活動、関節角度および足圧中心軌跡などの変化を分析し、摩耗による衝撃緩衝性および安定性への影

響について検討することを目的とした。

3.2 方法

3.2.1 被験者

被験者は、日常着用している靴のサイズが 26.5cm で被検靴に適合する健常な大学生男子 8 名(身長 172.1 ± 4.6 cm, 体重 60.1 ± 3.0 kg, 年齢 22.9 ± 0.6 歳, 足長 25.8 ± 0.9 cm) であった。さらに、日常着用している靴の摩耗を計測し、踵から外側に向かって摩耗する者とした。各被験者には実験の目的および方法を十分に説明した後に、実験への参加同意を得た。

3.2.2 靴条件

第二章で実施した本章の被験者 8 名を含む若年者が使用していた靴の摩耗計測の結果から、被検靴の 5 条件(表 1)を選定し、左右の摩耗が同様になるように摩耗させた摩耗靴を作製した。なお、摩耗の程度による差異が認められなかった靴底の摩耗角度はすべて一定にした。A 条件は踵部分の摩耗の厚さと外側の摩耗の幅を測定で得られた値の最大値とした。B 条件と C 条件は踵部分の摩耗と外側部分の摩耗の影響の違いをみるために、B 条件は踵部分、C 条件は外側部分を得られた値の最大値となるように摩耗させた。D 条件は踵部分と外側部分をともに得られた値の平均値とした。E 条件は摩耗させていない靴とした。また、これに伴い矢状面における踵部分の反り上がりの角度(図 1)はすべて異なっている。靴はランニングやウォーキングなどに使用される ADVAN2003-11(月星化成社製)の 26.5cm を用いた。ミッドソールは軽量でクッション性に富んでいるエチレンと酢酸ビニールの共重合体である EVA(Ethylen Vinyl Acetate)が用いられている。アウトソールは天然ゴムと合成ゴムのラバーソールが用いられている。

3.2.3 実験手順

実験は水平の 10m 直線歩行路が十分に確保でき、クッション性のない硬い床材でできた部屋で行った。被験者には実験前に各靴に慣れさせるためすべての靴を履かせ、それぞ

れ 10 分間歩行させた。また、右足に各センサを装着後に、再び普段の歩行が出来るようになるまで歩行練習させた。靴の着用については、靴下を着用させ靴の内部で足が必要以上に動かないように靴紐でしっかりと固定した。歩行速度は普段歩いている速度(自由速度)で、10m 地点を十分に越えるまで歩行するように指示した。歩行は各条件で1回とし、カウンターバランスをとるために各被験者で条件の順番が異なるように提示した。各センサのコードは歩行の負担にならないように後方から補助した。

歩行周期は、両足の踵と拇指底部に貼付したフットスイッチ(荷重スイッチシステム PH-450 株式会社ディケイエイチ)により、立脚期、踵接地、着地期、両足支持期、片足支持期に分類した。なお、右足が床に接地している間を立脚期、そのうち右足踵が接地した瞬間を踵接地、右足踵接地から右足爪先接地までを着地期、右足爪先接地から左足の爪先離地までを両足支持期、左足爪先離地から右足踵離地までを片足支持期とした。

3.2.4 測定項目

1) 歩行速度、歩幅および歩調

10m 歩行路の 3m 地点と 8m 地点にラインを引き、その間の歩行を側方からビデオ撮影し、歩行時間と歩幅の計測を行った。そして、歩行時間から速度を求め、歩数から歩調を求めた。

2) 衝撃加速度

着地期における衝撃加速度をみるために、3 軸加速度センサ(Ma3-10Ac マイクロストーン社製)を用いて、鉛直方向、前後方向および左右方向の加速度を計測した。右足距骨下関節外果部に伸縮性のないテープを十字に貼付し、その上にセンサが上下方向に Y 軸、前後方向に X 軸、左右方向に Z 軸となるように固定した。得られた値から 3 歩行周期毎の着地期における最大値を求め加算平均した。

3) 下肢角度

下肢の側方動揺性(安定性)をみるために、前頭面における下腿と踵骨の縦軸の成す角度(以下:Leg-Heel Alignment)、踵骨とアキレス腱上部の成す角度(以下:アキレス腱角度)およびアキレス腱上部と下腿の中心の成す角度(以下:下腿角度)を測定した(図 2)。測定は、右足下腿の後方中央部とアキレス腱上および靴のヒールカウンター中央に反射マーカーを貼り付け、後方から歩行をビデオ(デジタルビデオカメラ NV-GS100K Panasonic)撮影した。毎秒 60 コマの画像にするために、画像入力ソフト(Cosmos Capture ライブラリー社製)を用いて 1 フレーム単位で取り込んだ画像を、1 フィールド単位に分解して 2 枚のフレーム画像を作成し、1/60 秒間隔の画像に変換した。変換した画像は動画計測ソフト(Move-tr/2D ライブラリー社製)を用いて解析した。得られた値から位相期毎の平均値を求めた。

さらに、衝撃緩衝性のための膝関節と距骨下関節の角度変化と、摩耗に伴う傾斜が与える角度変化をみるために、被験者の右足にゴニオメータ(S700Joint Angle ShapeSensor Measurand, Inc)を 2 個装着し、歩行中の矢状面における膝関節および距骨下関節の角度を計測した。ゴニオメータの装着位置には伸縮性のないテープを十字に貼付し、その上に固定した。膝関節は屈曲を増加、伸展を減少とし、距骨下関節は背屈を増加、底屈を減少とした。得られた値から位相期毎の平均値を求めた。

4) 足圧中心軌跡

歩行の側方動揺性をみるために F-scan システム(ニッタ株式会社製)を用いて、足圧中心(Center of foot Pressure:以下 COP)の軌跡を測定した。測定に際してセンサシートを靴のサイズ 26.5cm に合わせて切り取り、左右のインソールの上に両面テープで貼り付け固定した。センサシートの厚さは 0.15mm で分解能は 5mm である。サンプリング速度は 50 フレーム/秒に設定した。解析は足圧解析ソフト TAM(Timing Analysis Module)を用いた。得られた COP の値は、立脚時間を 100%として時間の正規化を行い(%Stance Phase:以下%SP)、5%間隔で平均値を求めた。なお、COP は右足の内側側面からの距離で示してある。

5) 筋電図(EMG)

摩耗に伴う筋活動の変化をみるために、右足の大腿直筋、外側広筋、前脛骨筋、長腓骨筋、腓腹筋およびヒラメ筋から表面筋電図を記録した。皮膚抵抗を減らすため前処理し電極間抵抗が $10k\Omega$ 以下となるようにした。電極は直径 8mm の Ag-AgCl 皿電極を用いて電極間距離が 2.0cm となるよう装着した。また、アースとして膝蓋骨へ電極を装着した。多チャンネルテレメータシステム(サイトアクト MT11 NEC メディカルシステムズ株式会社)を用い、時定数 0.03sec で導出した。値は全波整流した後に位相期毎の平均値を求めた(以下: mEMG)。さらに、着地前の筋活動の衝撃緩衝への関与をみるために、踵接地 50ms 前から踵接地までの筋活動 2, 6)を比較した。

尚、加速度計、ゴニオメータ、EMG およびフットスイッチからの信号は A/D 変換ボード (PowerLab18s AD Instruments)を介してパソコンに取り込み、サンプリング周波数 1kHz で記録した。また、すべての測定値は 10m 歩行中の 3 歩行周期分を取り出した。

3.2.5 統計処理

衝撃加速度、下肢関節角度および EMG における履物条件間の差の検定には、一元配置分散分析を行った。また、経時的な COP の変化における摩耗条件間の差の検定には、二元配置分散分析を行った。両分析とも主効果が認められた場合には Tukey 法により多重比較検定を行った。すべての統計解析には SPSS11.5.1J for Windows を用い、危険率 5% 未満をもって有意とした。

表 1 被検靴の摩耗条件

	最大摩耗厚	最大摩耗点高	外側摩耗長	反り上がり角度(矢状面)
	mm	mm	mm	度
A	11.0 (最大値)	20.0 (最大値)	78.0 (最大値)	14.4
B	11.0 (最大値)	20.0 (最大値)	59.5 (平均値)	18.6
C	6.7 (平均値)	15.7 (平均値)	78.0 (最大値)	11.4
D	6.7 (平均値)	15.7 (平均値)	59.5 (平均値)	14.8
E	0	9	25	19.8

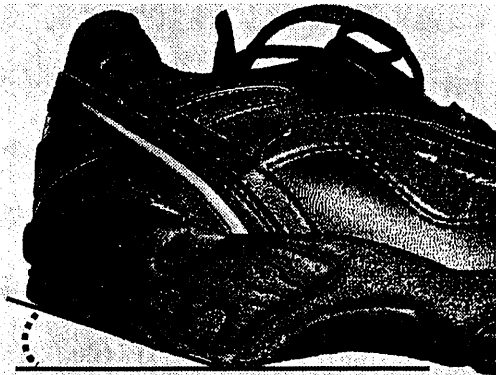


図 1 踵部分の反り上がり角度

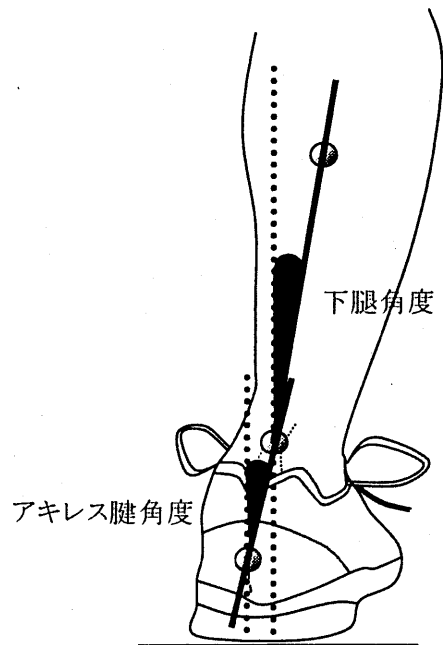


図 2 下肢角度の計測

3.3 結果

3.3.1 歩行速度, 歩幅, 歩調

表2に各条件における10m歩行の平均歩行速度, 歩幅および歩調を示した。すべての靴条件間に有意な主効果は認められなかった。

3.3.2 踵接地における衝撃加速度

踵接地時における衝撃緩衝性を示す鉛直方向の衝撃加速度は, A条件(12.6 ± 6.4 a.u.), B条件(11.8 ± 8.9 a.u.), C条件(8.5 ± 7.2 a.u.), D条件(8.1 ± 6.6 a.u.)およびE条件(9.1 ± 8.8 a.u.)の間に有意な差は認められなかった。前後方向の加速度はA条件(44.1 ± 20.0 a.u.)がE条件(30.0 ± 7.0 a.u.)に対して有意に高値を示した($p < 0.05$)。踵接地時の側方動揺性を示す左右方向の加速度は, 条件間で有意な差は認められなかった。

3.3.3 各位相期における下肢角度

下肢の側方動揺性を示す前頭面における下肢角度では, 靴の条件間で差が認められたのは着地期におけるアキレス腱角度と下腿角度, 片足支持期における下腿角度のみであった。図3に着地期における距骨下関節の回内位と回外位を示すアキレス腱角度の値を示した。A条件がB条件($p < 0.05$), D条件($p < 0.01$)およびE条件($p < 0.001$)に対して, またC条件はE条件に対して有意に高値を示した($p < 0.001$)。図4に膝関節の側方動揺性を示す下腿角度の着地期における値を示した。E条件が低い値を示し, A条件との間に有意な差が認められた($p < 0.001$)。図5には片足支持期における下腿角度を示した。A条件がB条件($p < 0.05$), D条件($p < 0.05$)およびE条件($p < 0.001$)に対して, またC条件はE条件に対して有意に高値を示した($p < 0.01$)。

矢状面における膝関節および距骨下関節の平均角度は踵接地, 着地期, 両足支持期および片足支持期のいずれにおいても条件間で差は認められなかった。

3.3.4 足圧中心(COP)の軌跡

図6に立脚期におけるCOPの変化を示した。着地位置は、A条件が内側にあり、B条件($p<0.001$)およびE条件($p<0.01$)に対して有意差が認められた。30%SP以降ではA条件とC条件が他の条件よりも外側を通ることが認められた。また、75%以降、C条件はA条件以外の条件と同様の動きを示した。

3.3.5 各位相期における筋活動

摩耗による筋活動の関与を示すmEMGにおいて、摩耗の条件間で差が認められたのは着地期と両足支持期における前脛骨筋のみであった。図7には着地期、図8には両足支持期における前脛骨筋の筋放電量を示した。着地期と両足支持期ともにA条件とC条件が高値を示し、D条件が低値を示した。さらに、兩位相期ともA条件がD条件に対して有意に高値を示した($p<0.05$ - $p<0.01$)。しかし、着地前の筋活動の衝撃緩衝への関与を示す筋前活性は、すべての部位で有意差は認められなかった。

表 2 各条件の歩行速度, 歩幅, 歩調

	靴 条 件				
	A	B	C	D	E
歩行速度 (m/分)	77.4 ± 16.6	81.6 ± 14.5	81.9 ± 12.2	81.9 ± 12.4	81.1 ± 12.6
歩幅 (m)	0.7 ± 0.1	0.7 ± 0.1	0.7 ± 0.1	0.7 ± 0.1	0.7 ± 0.1
歩調 (歩/分)	109.4 ± 16.5	115.7 ± 16.1	116.4 ± 14.0	116.5 ± 15.3	115.3 ± 13.0

Mean ± SD

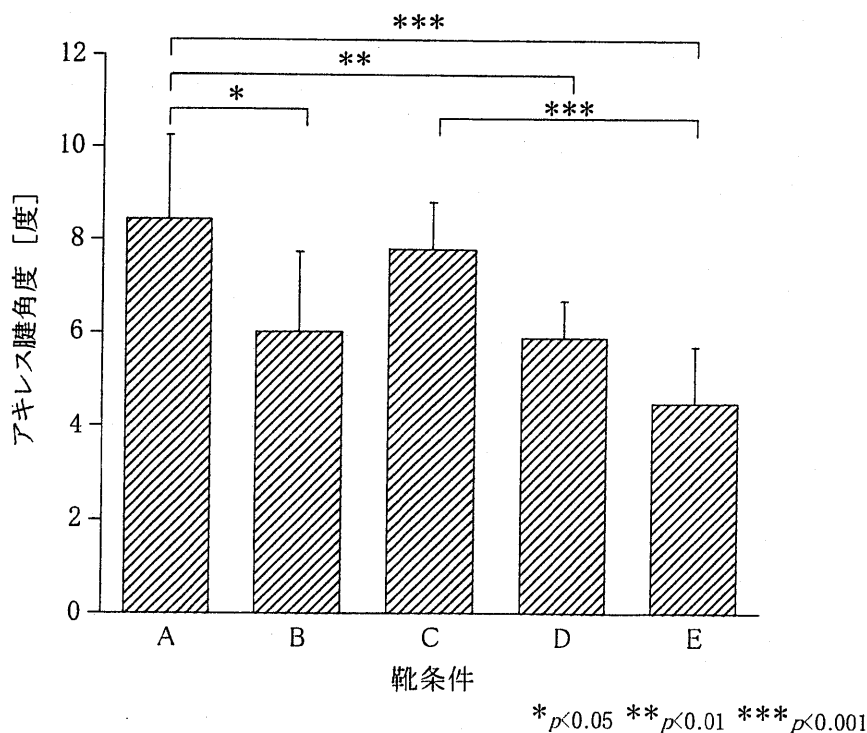


図 3 着地期におけるアキレス腱角度 (n=8)

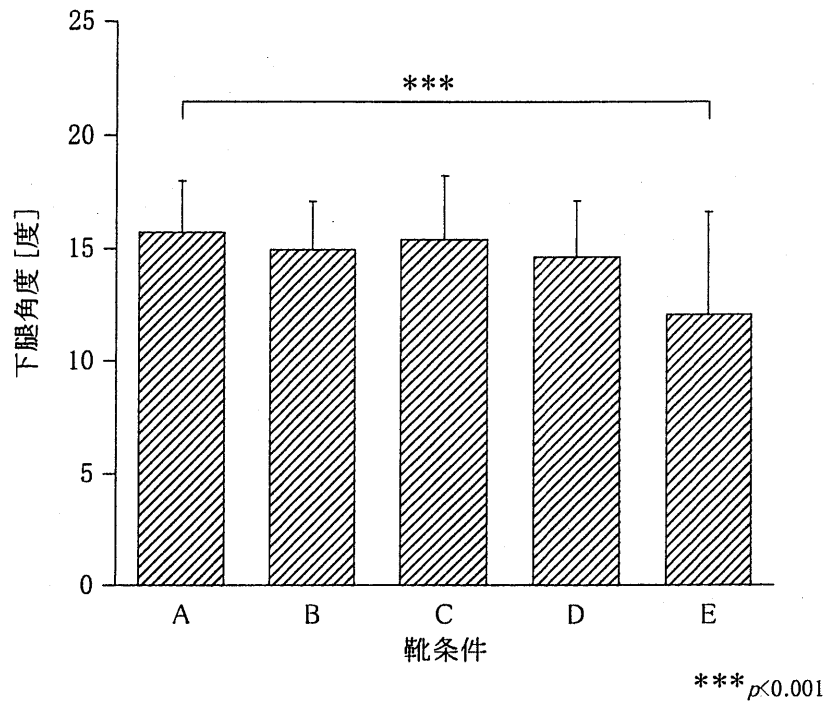


図4 着地期における下腿角度 (n=8)

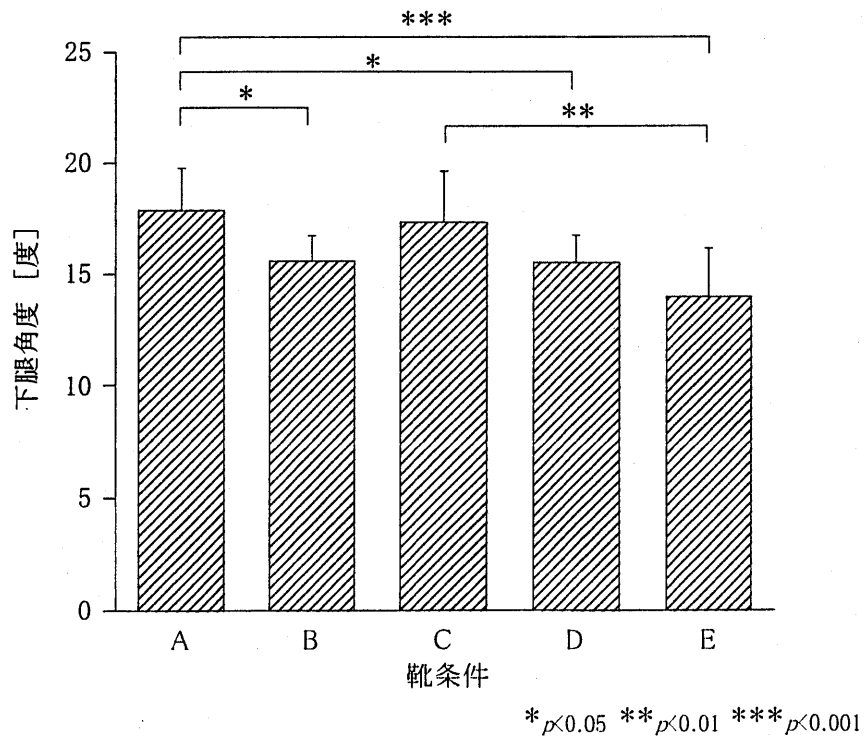


図5 片足支持期における下腿角度 (n=8)

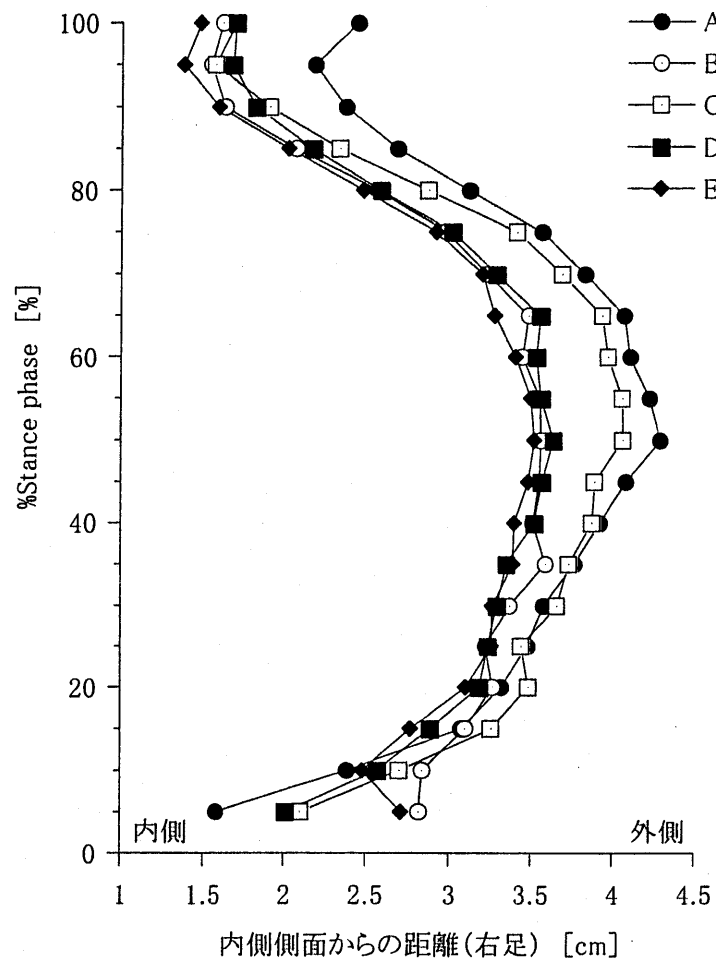


図6 立脚期におけるCOPの変化 (n=8)

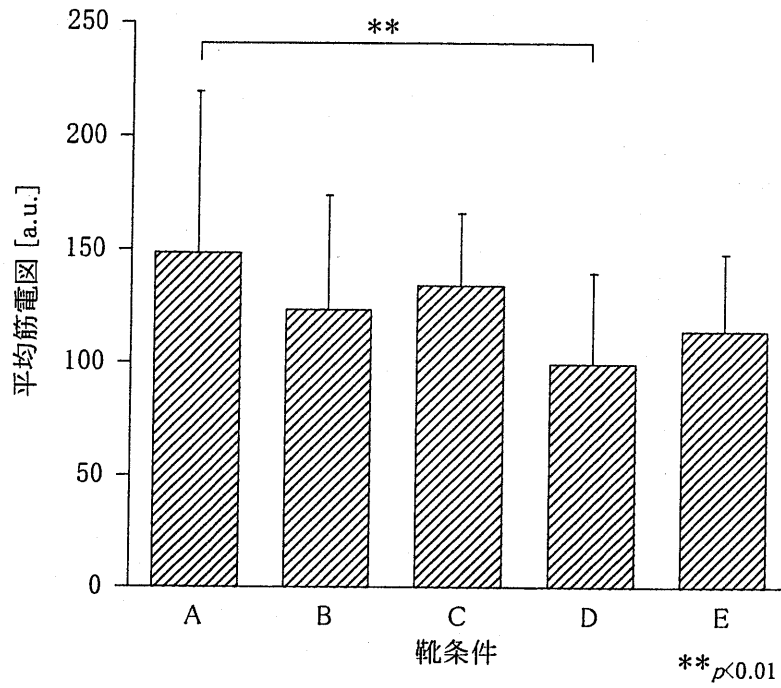


図7 着地期における前脛骨筋の平均筋電図 (n=8)

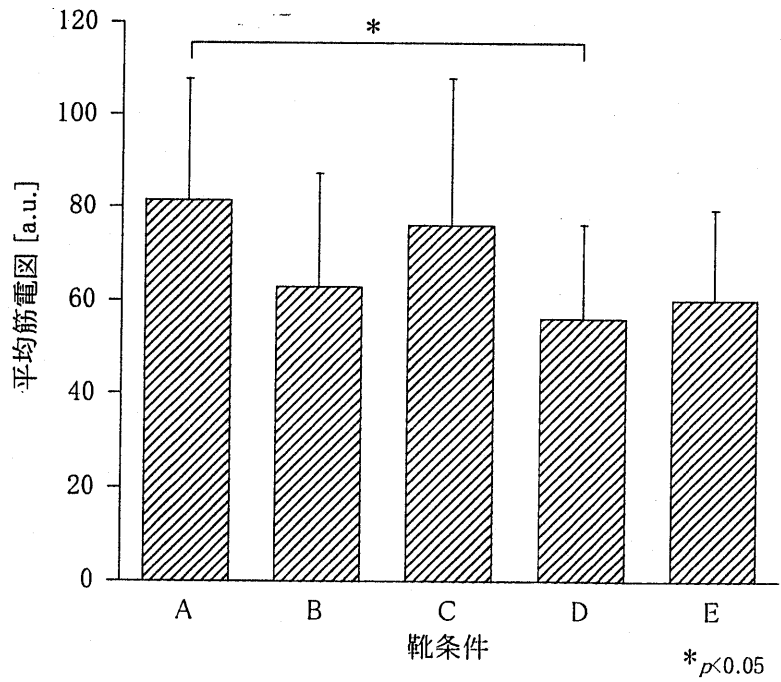


図8 両足支持期における前脛骨筋の平均筋電図 (n=8)

3.4 考察

第二章において実施した摩耗の調査で摩耗の厚さと幅が最も大きかった靴は、使用期間が5年で1週間に5日使用しており、長期間頻繁に履かれている靴であった。しかし、アッパーやヒールカウンターなどの破損は少なく、ソールの摩耗を除けば十分に使用できる靴であった。その結果をもとに設定した摩耗靴の条件は4条件であり、いずれの摩耗も衝撃を緩衝する役割を担うミッドソールにまで及び、踵の外側に向かい大きく傾斜していた。

靴の衝撃緩衝性を示す加速度は、前後方向で摩耗の厚さと幅が最も大きい靴で摩耗していない靴に比べて高い値を示した。鉛直方向では靴の条件間に有意な差は認められなかった。さらに、衝撃を緩衝するための着地前的大腿直筋および外側広筋の筋放電量においても差は認められなかった。衝撃は下肢の筋活動 (Boyer et al., 2004; Nigg et al., 1995; Tschanner et al., 2003; Wakeling et al., 2003) の他に関節の軟骨 (Adams, 1989; Brandt et al., 1991; Jurvelin et al., 1986; Setton et al., 1994) によっても緩衝され、移動速度の増加により大きくなる (Frederick et al., 1986; Hamill et al., 1983) ことから、本研究では速度の遅い歩行時の加速度を測定したことにより衝撃が小さく、摩耗に伴う衝撃は見出せなかったと推察される。

靴の安定性を示すアキレス腱角度は、着地期において外側の摩耗の幅が最大である靴で増加し(図 3)、下腿角度も着地期から片足支持期まで増加することが認められた(図 4, 5)。歩行および走行中の通常の下肢の動きは、着地期において距骨下関節の回外が起こり、爪先の着地と同時に回内が起こる。下腿は距骨下関節の回外が起こると外旋し(膝の内反)、回内が起こると内旋(膝の外反)する(横江, 1982)。この着地期における距骨下関節の回外角度について、裸足で歩行中のアキレス腱角度を計測した Nakamura ら (2003) は 6° から 10° 程度と示している。本研究において摩耗していない靴のアキレス腱角度は 4.5° であった(図 3)。これは、靴のミッドソールやヒールカウンターで距骨下関節の回外を抑制したためだと推察される。しかし、最もアキレス腱角度が大きくなった外側の摩耗の幅と厚さが最大の靴は 8.4° であり、Nakamura ら, (2003) が示した裸足でのアキレス腱角度と

同程度であった。これは、外側の摩耗の幅が大きくなることにより、距骨下関節の回外を抑制する靴のはたらき(安定性)が低下したためだと考えられる。一方、この距骨下関節の回外と下腿の動きとの関係について、伊勢(1976)は足部が垂直に地面と接しないことによる捻転力により下腿は外旋すると報告している。さらに、入谷ら(1989)は足部を 10° 内反強制した場合、片脚立位での脛骨傾斜角は非強制に比べて直立方向に作用すると報告している。つまり、足部の傾斜は下肢の骨と関節の配列(以下:下肢アライメント)の変化を生じさせることになる。本研究では、距骨下関節の回外の増加が認められた(図3)着地期において、下腿角度はアキレス腱角度と同様の傾向を示したが、条件間に有意な差は認められなかった(図4)。しかし、片足支持期においては着地期のアキレス腱角度と同様に外側の摩耗の幅が大きい靴で有意に下腿角度が大きくなった(図5)。下腿の外旋は、距骨下関節の回外による捻転力が原因で生じるため、下腿の外旋と距骨下関節の回外が同時に起こるとは考えにくい。つまり、爪先が着地するまでの距骨下関節の回外の増加は、爪先が着地してから下腿角度の増加に現れたと考えられる。このことから、片足支持期における下腿角度は、足部の回外により増加したと推察される。従って、靴底の外側部分が摩耗することにより靴の安定性が低下し、距骨下関節の回外および下腿の外旋が増加することが示唆される。

下肢角度と同様に靴の安定性を示すCOPは、外側の摩耗の幅が最大である靴(A条件, C条件)において立脚期中期で他の条件に比べて外側を通ることが認められ、摩耗の幅を平均値にした2つの靴(B条件, D条件)では摩耗していない靴と同様の軌跡であった(図6)。COPは距骨下関節の回外により外側に移行するため、通常よりも外側を通った靴では距骨下関節の回外が増加していることが推察される。COPが外側に移行した靴は外側の摩耗の幅が最大である靴であり、アキレス腱角度の値と一致する。このことから、靴底の外側部分の摩耗が距骨下関節の回外を誘発したことにより、COPが外側に移行したと示唆される。一方、踵接地時におけるCOPは摩耗の厚さと幅が最大である靴(A条件)が、摩耗の厚さが最大で幅が平均値である靴(B条件)および摩耗していない靴(D条件)に比べて内側に位置していた。踵接地時の下肢角度は前頭面および矢状面ともに条件間に差は認め

られなかったことから、踵の進入角度は一定であったと考えられる。また、踵接地時の COP は反り上がり角度が大きい靴では中央寄り、反り上がり角度が小さい靴では内側寄りになる傾向が認められた。このことから外側部分の摩耗に伴う反り上がり角度の減少により、着地位置が内側に移動するのではないかと示唆される。これにより、踵接地時から立脚期中期における COP の左右の変動が大きくなると考えられる。

これらの靴の安定性を示す下肢角度の着地期と片足支持期における変化および踵接地時から立脚期中期における COP の変位から、靴底の踵から外側部分が摩耗すれば靴の安定性が低下することが示唆される。従って、靴底の外側の摩耗に配慮することで、距骨下関節の過剰な動きを抑制する機能である安定性を維持させることができると推察される。

回外の増加が確認された距骨下関節を動かす筋群は、前脛骨筋、下腿三頭筋、長腓骨筋および短腓骨筋である (Tomaru et al., 2003) 。本研究においては下腿三頭筋、長腓骨筋および短腓骨筋に摩耗による変化は認められなかった。しかし、前脛骨筋の筋放電量は着地期 (図 7) と両足支持期 (図 8) において摩耗の幅が大きい靴が他の条件に比べて高値を示す傾向にあり、下肢角度や COP の変化と同様の傾向であった。このことから、摩耗の幅の増加に伴い距骨下関節の回外および下腿の外旋が増加し、前脛骨筋による回外運動の伸張性収縮の筋放電量が増加すると推察される。一方で、摩耗の幅が大きい靴と摩耗していない靴との間に統計的に有意な差が認められなかったこと、また下腿三頭筋、長腓骨筋および短腓骨筋においても条件間に差が認められなかったことについては、下肢筋群のはたらきを足部や足趾の筋群が代償した (伊勢, 1976) ののではないかと推察される。さらに、足底面の傾斜により生じた下肢アライメントの変化に対する下肢筋群のはたらきを、中殿筋が骨盤を固定させることにより代償した (大畑 ら, 2004) ののではないかと考えられる。しかし、本研究では短い距離の歩行であったために筋活動の変化がみられなかったとも考えられ、筋疲労を伴うほどの長時間の歩行や負荷の大きな走行では、個々の筋の負担が増加するとも考えられることから、他の筋への影響も含めて今後の課題としたい。

以上のことから、ソールの外側部分の摩耗は靴の安定性を低下させ距骨下関節の回外を誘発し、下腿の外旋を増加させることが明らかとなった。さらに、外側部分の摩耗の進行

により反り上がり角度が減少すれば、踵接地時の COP が内側に移動し左右の変動が増加することが明らかになった。このような動きが過剰に繰り返された場合には障害が起こるとされており（福岡, 2000; Kettelkamp et al., 1976; Prodromos et al., 1985）, 靴底の摩耗は膝, アキレス腱および足底腱膜などに障害を引き起こす原因になると推察される。従って, 靴の開発段階において, 靴底の踵の外側部分における耐摩耗性を強めることができれば, 安定性の低下を抑制でき下肢の障害の予防や負担の軽減につながると示唆される。また, 市販されている靴には, スムーズな体重移動のために踵部分を傾斜させたヒールスプリングが付けられているものがある。しかし, 傾斜の幅や厚さ, それに伴う角度については様々であり, 根拠に基づいた設計になっていないのが現状である。摩耗と同様に靴の安定性を低下させる原因になるとも考えられることから, ヒールスプリングの形状は歩容を考慮した設計が求められる。