

## 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 :

## 第四章

靴底の摩耗が高齢者の歩行中の下肢に与える影響

#### 4.1 はじめに

靴は使用することで地面との摩擦が繰り返されるため、靴底の摩耗を避けることはできない。摩耗によってソールの形状や厚さが変化した靴は機能が低下する。特に、ソールの柔らかさや厚さに由来する衝撃緩衝性、形状や硬さに依存する安定性といった傷害を予防するためにも重要とされる機能は、摩耗に伴って低下する。第三章では踵から外側部分にかけての摩耗が進行することで靴の安定性が低下し、若年者では歩行中の距骨下関節と下腿の動きが増加することが示された。さらに、若年者を対象とした第三章と第五章では靴の衝撃緩衝性の低下は下肢の筋肉をはじめとした緩衝作用のある下肢の軟部組織によって補償されることが示唆された。

一方、高齢者は加齢に伴って筋力、平衡性、柔軟性および敏捷性などが低下する(木村ら, 1989; 淵本ら, 1999)。これにより高齢者の歩行は、速度と歩幅の減少(STEPHEN et al., 1996)、歩隔と両足支持時間の増大(Winter et al., 1990)、遊脚期における膝屈曲(Murrey et al., 1969)および足底屈角度の減少(Kaneko et al., 1991)、踵接地時の足背屈角度の減少(Kaneko et al., 1991)などが引き起こされている。このような様々な弊害が歩行動作に生じている高齢者にとって、摩耗靴の影響は非常に大きくなると考えられる。靴の安定性の低下により若年者は距骨下関節の回外と下腿の外旋を強められたが、このような力に対しては下肢の筋が抑制のはたらきをして、過剰な動きが引き起こされることを回避している(Neptune et al., 1999)。しかし、下肢の筋力が低下した高齢者では抑制力が弱く、摩耗による足底面の傾斜の影響を受け、若年者よりも不安定な状況が引き起こされていると考えられる。また、着地時の衝撃は下肢の筋が関節の硬さや角度を制御して緩衝するとともに、筋の収縮により筋の硬さが変化することで身体に伝わる衝撃を緩衝している(Lafortune et al., 1996b; Wakeling et al., 2001a; Wakeling et al., 2003)。従って、加齢に伴う筋力低下や関節可動域の減少は、緩衝作用をも低下させていると推察される。さらに、緩衝作用をもつ筋肉以外の軟部組織も加齢に伴い様々な変化が起こり、緩衝作用は低下している(Currey, 1979; 木下ら 1995)。このため、高齢者が摩耗した靴を履いて歩行すると、着地時に下肢

に発生する衝撃が増加すると考えられる。このように、高齢者が摩耗した靴を履いて歩行した場合に身体に若年者とは異なるなんらかの悪影響があるならば、対象年齢に応じた摩耗防止策や機能性を靴にもたせることで効果的な障害の予防や負担の軽減が期待できる。

そこで本章では、高齢者が摩耗した靴を履いて歩行した際の下肢の衝撃、関節角度、筋活動および足圧中心の軌跡を分析し、摩耗によって引き起こされる問題について検討することを目的とした。

## 4.2 方法

### 4.2.1 被験者

被験者は、歩行に支障をきたす疾病をもたず、医師からの運動制限がない健康な高齢者男性 8 名(年齢  $67.0 \pm 1.5$  歳, 身長  $162.2 \pm 3.0$ cm, 体重  $60.6 \pm 6.9$ kg)であった。すべての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とともに、日常着用している靴は踵から外側に向かって摩耗する者であった。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。なお、本研究は九州大学大学院芸術工学研究院実験倫理委員会の承認を受けた。

### 4.2.2 靴条件

高齢者の摩耗靴に対する反応を明確にするために、第三章で用いた靴と同じものを使用した。なお、本実験の被験者 8 名および摩耗計測の被験者は、靴底の摩耗パターンとして最も多い踵部分の外側が摩耗する者である。靴条件を表 1 に示した。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。靴はランニングやウォーキングなどに使用される ADVAN2003-11(株式会社ムーンスター製)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 (Ethylene 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。

### 4.2.3 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、再び普通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)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。

#### 4.2.4 測定項目

すべての測定は 0m地点から 10m地点まで行い、そのうち 3m 地点から 8m 地点付近の間における 3 歩行周期の値を抽出した。

##### 1) 歩行速度および歩調

右足の爪先に付けたフットスイッチの信号から 3 歩行周期の時間を計測するとともに、側方からデジタルビデオ(デジタルビデオカメラ NV-GS100K Panasonic)で撮影した画像をパソコンに取り込み動画計測ソフト(Move-tr/2D ライブラリー社製)を用いて 3 歩行周期の距離を計測した。計測した時間と距離から歩行速度、歩幅および歩調を算出した。

##### 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、鉛直方向の加速度を計測した。右足の距骨下関節外果部と腓骨頭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 歩行周期ごとの着地期における最

大値を求め平均した。

### 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 1)。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ごとの平均値を求めた。

### 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)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  $10\text{k}\Omega$  以下となるようにした。電極は直径  $8\text{mm}$  の Ag-AgCl 皿電極を用いて電極間距離が  $2.0\text{cm}$  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))を用い、時定数  $0.03\text{sec}$  で導出した。値は全波整流した後に位相期ごとの平均値を求めた(以下: mEMG)。

なお、加速度計、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  $1\text{kHz}$  で記録した。

#### 4.2.5 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

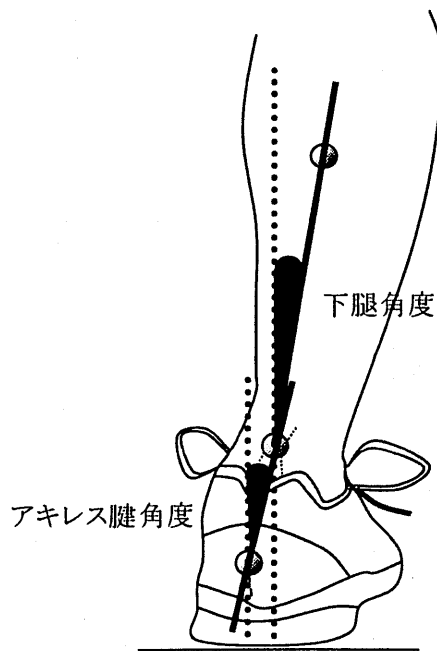


図 1 下肢角度の計測

## 4.3 結果

### 4.3.1 歩行速度, 歩幅, 歩調

表 2 に平均歩行速度, 歩幅および歩調を示した. すべての項目において靴の条件間に有意な主効果は認められなかった.

### 4.3.2 着地時における下肢の衝撃加速度

距骨下関節外果においてはA条件が最も高い値を示しD条件 ( $p < 0.05$ ) とE条件 ( $p < 0.05$ ) との間に有意な差が認められた(図 2). 腓骨頭における鉛直方向の加速度では条件間に有意な差は認められなかった(図 3).

### 4.3.3 着地期, 両足支持期および片足支持期における下肢角度

下肢の側方への動きを示す下肢角度において, 下腿角度とアキレス腱角度ともにすべての位相期において摩耗していない靴が低い値を示したが, 有意な差は認められなかった.

### 4.3.4 足圧中心(COP)の軌跡

図 4 に立脚期における COP の変化を示した. 立脚期中期においてB条件とC条件が他の条件に比べて内側を通り, 後期にかけてC条件が内側を通ったが, 条件間に差は認められなかった. また, すべての条件において蹴り出し位置は着地位置よりも 8 mm から 17 mm 内側にあった.

### 4.3.5 各位相期における筋活動

下肢における 6 箇所平均筋電図は, 着地期から遊脚期のすべての位相期においてすべての靴条件で同様の値を示し, 靴の条件間に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)	58.4 ± 6.0	59.0 ± 7.6	58.6 ± 6.9	56.8 ± 6.7	57.8 ± 6.8
歩幅 (m)	0.6 ± 0.1	0.6 ± 0.1	0.6 ± 0.1	0.5 ± 0.1	0.6 ± 0.0
歩調 (歩/分)	104.7 ± 3.7	106.0 ± 4.9	106.3 ± 4.2	105.6 ± 4.8	106.0 ± 7.2
	Mean ±SD    n=8				

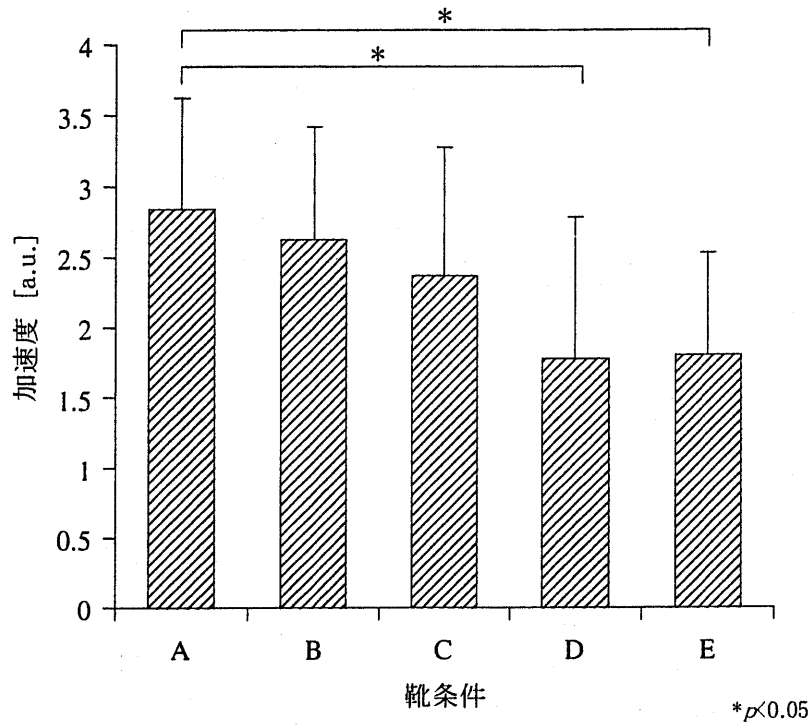


図2 距骨下関節外果における着地時の衝撃加速度 (n=8)

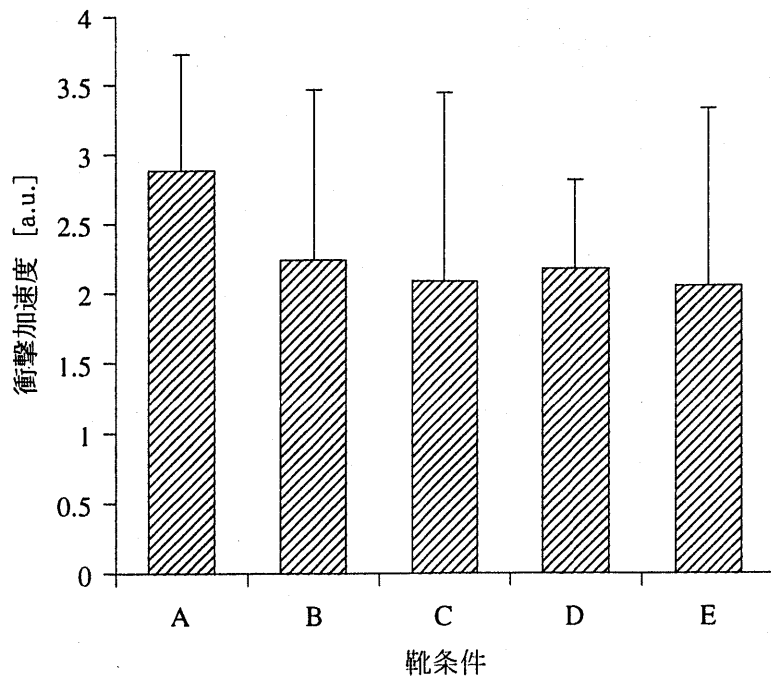


図3 腓骨頭における着地時の衝撃加速度 (n=8)

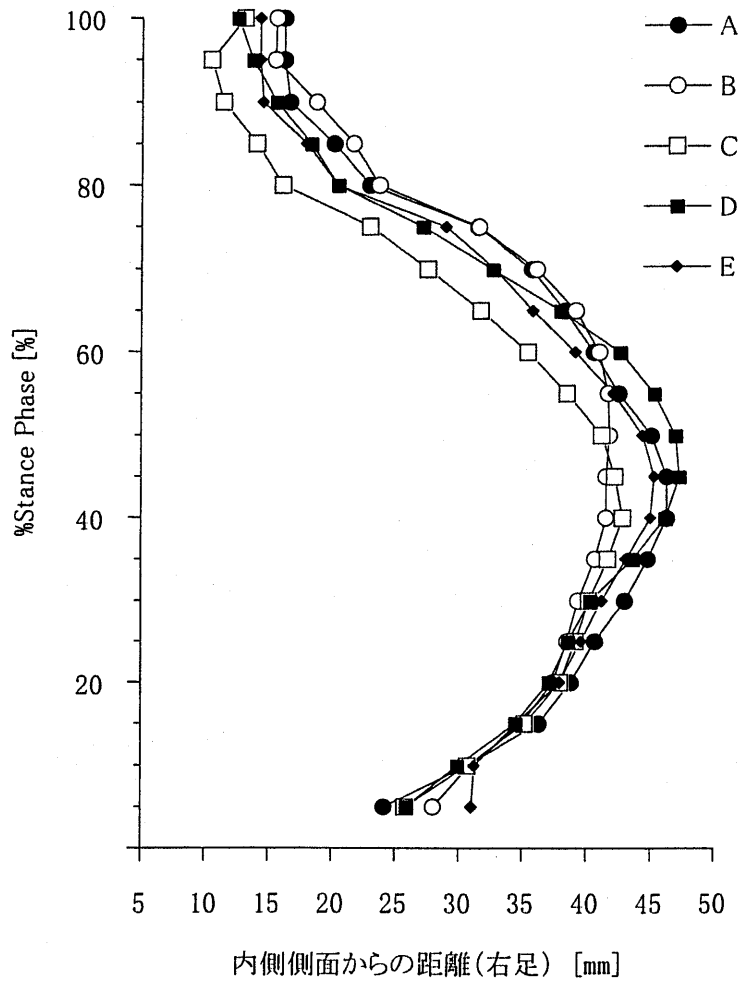


図4 立脚期におけるCOPの変化 (n=8)

## 4.4. 考察

着地時に下肢に発生する衝撃を示す鉛直方向の加速度をみると、腓骨頭においては条件間に差は認められなかったものの(図 3)、最大に摩耗した靴では他の靴に比べて高くなる傾向を示した。距骨下関節外果部では摩耗の厚さが最大である靴が摩耗の厚さが薄い靴と摩耗していない靴に対して有意に高い値を示した(図 2)。若年者を被験者とした第三章では、摩耗の厚さが違う靴を履いても下肢の衝撃に差は認められず、本章の結果とは異なった。第三章において下肢の衝撃に差が認められなかった理由として、生体による緩衝作用の関与を示唆した。

生体による緩衝作用は下肢の軟部組織が大きな役割を果たしている(木下ら, 1991)。しかし、これらの緩衝作用は加齢に伴って低下することが報告されている。木下ら(1995)は、脂肪層の厚みをもたらす粘性によって衝撃を緩衝している踵部分の緩衝作用は、加齢に伴って脂肪組織の流出や細胞における水分量の減少が起こるため、緩衝組織は硬化していき緩衝能力が低下すると報告している。そして、この緩衝性の低下により着地時のピーク加速度は青年群の 1.16 倍、エネルギー損失率は 0.93 倍になるともいわれている(木下ら, 1995)。さらに、筋の収縮によって下肢の衝撃を減衰するはたらきは、収縮速度に依存している(Wakeling et al., 2001b)。そのため、加齢に伴って速筋線維の萎縮と消滅が起こる(三田ら, 1999)高齢者では筋による緩衝作用は低下しているといえる。また、このような軟部組織による緩衝作用だけでなく、骨による緩衝作用も骨の弾力性や張力が加齢に伴って低下するため衰えていくと報告されている(Currey, 1979)。しかし、一方で高齢者の歩行速度は若年者に比べて遅く、重心の上下移動における加速度は低いため、着地時の衝撃は小さいくなるとの報告もある(Menz et al., 2003)。本章における高齢者の歩行は、第三章の若年者の歩行(第三章:表 2)に比べて歩行速度は遅く、歩幅は短く、歩調は少なかった(表 2)。このことから、歩行速度が異なるため衝撃加速度を高齢者と若年者で比較することはできないが、高齢者は地面からの衝撃が小さくなる歩行であったといえる。しかし、衝撃緩衝性を担うミッドソールが摩耗に伴って減少すれば、緩衝能力が低下することは明らかであり、

摩耗していない靴に比べて下肢に伝わる衝撃は大きくなる。そして、高齢者はこの衝撃を生体における緩衝作用で十分に緩衝することができなかつたと考えられる。これらのことから、高齢者が摩耗によりミッドソールの厚さが減少した靴を履いて歩行すれば、下肢における衝撃が増加することが示唆された。従って、高齢者向けの靴には衝撃緩衝性を維持するための配慮が求められる。

下肢の安定性を示す下肢角度は、下腿角度、アキレス腱角度ともにすべての位相期において摩耗している靴が摩耗していない靴に比べて大きくなる傾向を示したものの、有意な差は認められなかった。着地期におけるアキレス腱角度は最大で  $7.3^{\circ}$  (D条件)、最小で  $3.6^{\circ}$  (E条件)であった。この角度は、Nigg et al., (1988)が60歳から82歳の高齢者を被験者として、靴を履いた歩行中のアキレス腱角度を計測した結果と同様であった。高齢者は若年者に比べて関節の柔軟性が低下する(Nigg et al., 1988)。そのため、歩行中に起こる距骨下関節の回内・外や膝の内・外反の可動域は縮小される(Nigg et al., 1988)。第三章の結果(第三章:図3, 4, 5)と比較すると、すべての位相期におけるアキレス腱角度は小さいことが確認された。また、下腿の外旋は距骨下関節の回外によって引き起こされるため(Inman, 1976)、下腿角度も高齢者の方が小さくなった。このことから、摩耗に伴う足底面の傾斜による距骨下関節の回外および下腿の外旋は、関節の柔軟性の低下によって抑制されたのではないかと示唆される。

さらに、人の歩行機能は加齢とともに衰えることが知られている。高齢者の歩容の特徴として、歩行速度と歩幅の減少(Stephen et al., 1996)、歩隔の増大および両脚支持期の延長(Winter et al., 1990)などが挙げられる。これらの変化は下肢筋力の低下によって引き起こされるが(淵本ら, 1999)、そのほかに歩行の安定性を確保するための動きとされている(Woollacott et al., 1997)。本章における高齢者の歩行速度、歩幅はそれぞれ  $56.8-58.9\text{m}/\text{min}$ ,  $0.54-0.56\text{m}$ であった。この結果は、阿久津(1985)が示した65歳から69歳の日本人の歩行速度と歩幅と同様であった。第三章で示した若年者の歩容(第三章:表2)と比べると、歩行速度は約  $20\text{m}/\text{min}$  遅く、歩幅は約  $0.15\text{m}$  短くなった(図2)。また、両足支持期の割合は高齢者が  $13.4-14.7\%$ 、若年者が  $9.9-11.6\%$ であった。これらのことから、本実験の被

験者は歩行を安定させるような動きをしていたと推察される。そして、このような歩行であったために、摩耗に伴う足底面の傾斜に対して下肢の動きが影響されることなく歩行をすることができたと示唆される。

下肢角度と同様に下肢の安定性を示す COP は、C 条件が立脚期中期以降他の条件に比べて内側を通る傾向を示したが条件間に差は認められなかった(図 4)。第三章で示した若年者の COP と比較して最も興味深い点は立脚期終期である。若年者では着地位置と蹴り出し位置の内側からの距離がほぼ等しい位置にあった(第三章:図 6)。一方、高齢者は蹴りだし位置が 8 mm から 17 mm 着地位置よりも内側にある。COP が着地位置よりも内側に入ったのは 75 から 80% Stance Phase 付近であった。この位置は反対の足が地面に着地している両足支持期にあたる(Kirsten, 2005)。両足支持期の長い高齢者では若年者に比べてこの両足支持期の始まりは早いと考えられる。そして、COP が内側に入った状態で蹴り出していると推察される。さらに、左足でも同様の COP の軌跡であったとするならば、右足の靴の摩耗した面が地面と接する立脚期初期においても重心をしっかりと両足で支えた状態であったことを示している。このように、高齢者は選択的に安定した歩容を優先したため、COP は下肢角度と同様に摩耗に伴う足底面の傾斜の影響を受けることがなく、変位が大きくなることはなかったと示唆される。

これまでの結果から、高齢者は安定性の低下した靴を履いて歩行しても下肢の動きに変化をもたらすことはないことが示唆された。この結果と同様に下肢の 6 箇所における筋放電量も靴の条件間に差は認められなかった。第三章では、下肢角度の増加および COP の外側変位が確認された外側の摩耗の幅が最大の靴において、前脛骨筋の筋放電量が他の靴に比べて増加傾向を示している(第三章:図 7, 8)。このことから、バランス機能が低下した高齢者においては、歩行の安定のためにはたらく前脛骨筋や大腿四頭筋の筋放電量が摩耗靴では増加すると考えられた。さらに、摩耗した箇所が地面と接する立脚期初期から中期にかけての動きは、爪先離地までの前進・加速の運動を担う下腿三頭筋の筋放電量を変化させると推測した。しかし、高齢者においては、摩耗した靴による下肢角度の増加とそれに伴う COP の外側変位は認められなかった。そして、この反応は下肢筋力およびバラ



ンス機能が低下した高齢者においてみられる両足支持期の延長や歩幅の減少などの歩行の安定性を維持する動きの関与を示唆した。従って、下肢の筋活動もこのような動きによって代償されたことにより、筋放電量に差がみられなかったのではないかと示唆される。

以上のことから、靴底の摩耗は高齢者において下肢の不安定性を引き起こすことはないが、摩耗によりミッドソールの厚さが減少した靴は、下肢の衝撃を増加させることが明らかになった。このような衝撃の長時間の暴露は、障害を引き起こす原因とされている。従って、生体における緩衝作用が低下した高齢者に対しては、摩耗を抑制し靴の衝撃緩衝性を維持させる配慮が必要である。