

## 踵の緩衝機能の加齢的变化について

大阪大学 木下 博

(共同研究者) 兵庫教育大学 小川 武 載

帝塚山短期大学 川 合 悟

大阪大学 生 田 香 明

同 村 瀬 智 彦

### **The Effect of Aging on Shock Absorbing Characteristics of Human Heel Properties**

by

Hiroshi Kinoshita

*Osaka University*

Takenori Ogawa

*Hyogo University of Education*

Satoru Kawai

*Tezukayama Jr. College*

Komei Ikuta, Tomohiko Murase

*Osaka University*

#### **ABSTRACT**

The purpose of this study was to investigate the shock absorbency of fat pad in the heels (heel pad) of elderly individuals. Twenty healthy elderly males and females aged between 60 and 86 years and 10 young males and females participated in this study. A drop impact testing system, developed by the present investigators, was used for the measurement of shock attenuation characteristics of the heel pad. The testing system consisted of an instrumented shaft (wt :5 kg) which could measure acceleration and displacement of the shaft. The

shaft was released from two different heights (20 mm and 50 mm from the surface of the heel) to impact the center of right heel of the subject. The subject laid on the stomach on a height adjustable floor while his/her right knee was flexed at a right angle to the floor. The ankle of the right foot was planter—flexed at 90 degree angle and it was fixed to a support board using nylon belts. The acceleration and displacement signals were first recorded and analyzed. The peak deceleration, time to peak deceleration, peak deformation of the heel, time to peak deformation, and energy absorption were calculated and evaluated. Ground reaction force during normal walking was also measured for each subject to evaluate their walking patterns.

It was found that with aging the peak deceleration of the drop shaft increased, and the value of energy absorbed by the heel pad decreased. The capacity to absorb impact shock by the heel pad for the elderly was estimated to be about 90% of that for the young individuals. The peak ground reaction force, normalized by their body weight, was greater and the total support period was longer for the elderly subjects than those for the young subjects. These suggest that the elderly people walk with lower impact force and at a slower step frequency. The lowered shock absorbency of the heel pad in the elderly needs some attention for the designers of walking and running shoes and playing surfaces of the gymnasium. There may also need some changes in play rules and training methods allowing the elderly to have less stress on their heel pads.

## はじめに

ヒトの踵下には10 mmを越える脂肪層と、それを包む筋・結合組織がよく発達し、歩行やランニング中の接地時に身体が受ける衝撃を緩和吸収する機能を司っている<sup>15)</sup>。この組織の緩衝特性を機械的に測定する試みは、これまでもいくつか行われてきた。たとえば、Cavanaghら<sup>1)</sup>は、振り式の打撃装置を用いて踵に衝撃を与えた際の加速度を測定している。

本研究では、自由落下式の打撃装置を考案し

青年や子供を対象とした研究を行ってきた<sup>10,11)</sup>。

その結果、青年では踵部への衝撃力による入力エネルギーの約77～79%程度がこの組織で吸収されることが明らかになった。また、子供ではそれが74%程度となり、青年の値より低くなることも明らかとなった。

一般に生体の諸機能は、子供では低く、20歳代でピークとなり、その後徐々に低下することがよく知られている<sup>15)</sup>。したがって、踵の緩衝機能も生体の老化に伴って変化するものと推察される。

Steinbach and Russell<sup>18)</sup>は、X線を用いて踵

の厚みを推定した結果、加齢に伴う厚みの変化は認められなかったと報告している。しかしながら、厚みよりも踵本来の機能である緩衝機能が、老化によってどのように変化するかについては、これまで一切報告されていない。

近年、わが国も急速に高齢化の波が押し寄せ、高齢者も健康維持の手段としてジョギングやウォーキングなどをはじめとする、さまざまなスポーツ活動に積極的に参加するようになってきた。このような中で、運動に身体と地面との間で発生する衝撃から、身体を保護する器官となる踵部の脂肪組織の機能が、老化に伴ってどの程度変化するかを知ることは、彼らのための靴や運動用具、体育館や家屋の床面やグラウンドなどを設計するうえで、また、運動様式や強度などを選択するうえでもきわめて重要であると思われる。

そこで本研究では、本研究者らが開発した衝撃試験器を用いて、高齢者の踵の緩衝機能を調べることを目的とした。さらに、彼らの普段の歩行運動中に踵部が受ける力作用についても検討を試みた。

## 1. 方 法

### 1.1 被検者

被検者は、表1に示したように、60歳から86歳までの健常老人の男女20名、および17歳から30歳までの青年男女10名（男子：4名）であった。すべての老人は日常生活で散歩などを実施している者であり、踵や下肢に筋神経機能および骨格組織に障害を有さない者であった。老人群は60歳代（男女5名づつ）とそれ以上年齢群（男女5名づつ）の2群に分けた。それぞれの群の身体的特性（身長および体重）は表1に示したとおりである。分散分析の結果、体重では3群に有意差は認められなかったが、身長では5%の有意水準で青年群と70～80歳代群との間に差異が認められた。

表1 被検者の身体特性

群		年齢	体重	身長
老人群 (60歳代) N=10	AV	63.2	55.3	160.3
	SD	2.6	7.0	8.5
	Max	67	68.7	175.0
	Min	60	45.8	150.5
老人群 (70～80歳代) N=10	AV	77.4	53.3	151.7
	SD	5.0	5.7	10.8
	Max	86	61.0	170.3
	Min	71	45.0	131.8
青年群 N=10	AV	22.5	52.8	163.5
	SD	4.2	6.9	9.3
	Max	17	66.5	178.5
	Min	30	43.6	150.0
F値 有意確率		—	0.308	3.999
		—	0.737	0.030

### 1.2 踵緩衝試験装置

本実験で使用した衝撃試験機は、本研究者らが設計制作したものであり、打撃具（重量：5kg）が垂直方向に自由落下し踵部中央を打撃する形式のものである（図1-A）。装置の構造などは、本研究者らの先行研究<sup>10,11)</sup>において詳細に示されているので、ここでは概略を説明する程度に留める。

打撃具は、長さ70mm、直径10mmの鋼鉄棒の下端に重量可変の鉄性のおもりを取り付けたものであった。おもりの下端部には直径が40mm、長さが30mmの鋼鉄の円柱を取り付けた。この部分が踵の裏の表面中心部と接触するようにした。打撃具の棒中心部には小型の加速度変換器（最大許容加速度：50G、最大応答周波数：1.23KHz、（株）共和電業：AS-50B型）を固定した。また、棒の上端部には、ユニバーサルジョイントを介してインダクタンス式変位計（（株）共和電業：DLT-50A型）を取り付けた。

おのおのの計測器からの信号は、動歪測定器（最大応答周波数：10Kz、（株）日本電気三栄：型）にて増幅後、データレコーダ（（株）TEAC：

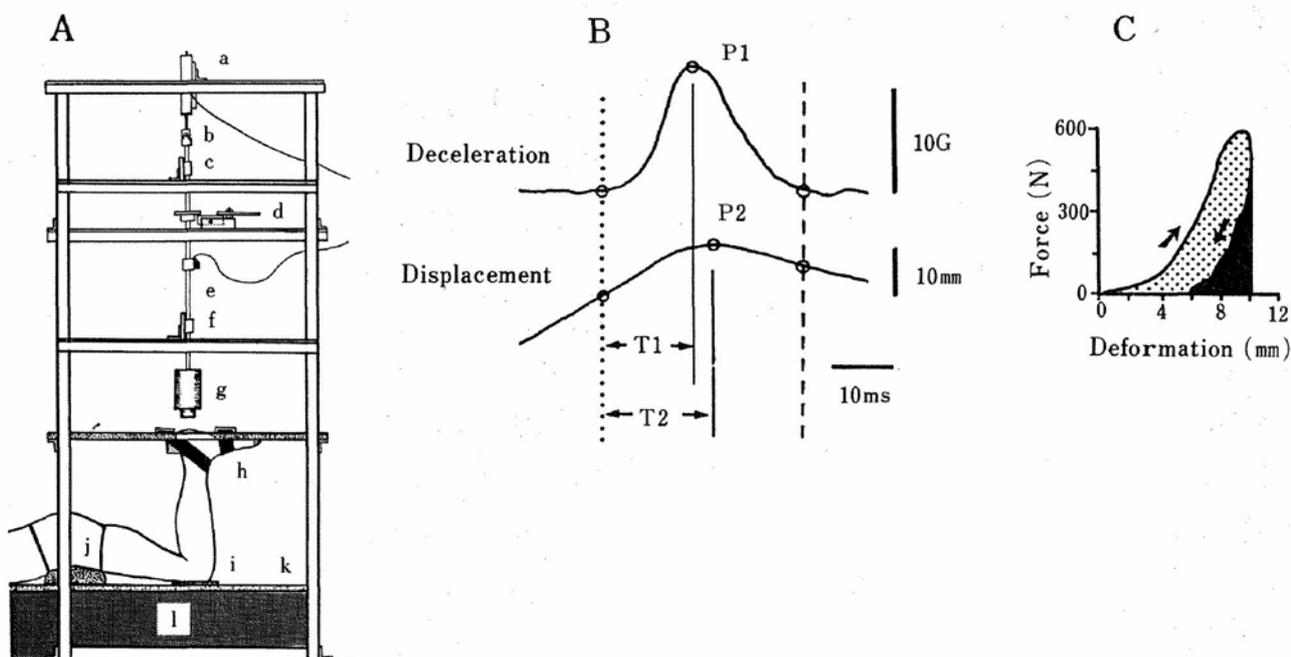


図1 衝撃試験機 (A), 試験機からの出力信号経時曲線と評価指標 (B) および反力・変位関係曲線 (C)

A : a ; インダクタンス式変位計 b ; ユニバーサルジョイント c ; スライドベアリング d ; リリースー e ; 加速度計 f ; スライドベアリング g ; 打撃具 h ; 足部固定台および固定用ナイロンベルト i ; 高さ微調節用鉄板 j ; 腰部挙上用スポンジ k ; 鉄板 l ; 高さ調節用コンクリートブロック

B : 左図は加速度計出力信号 (上) と変位計出力信号 (下)  
 P1 ; ピーク加速度 P2 ; ピーク変位 T1 ; ピーク加速度時間 T2 ; ピーク変位時間 図中の縦の点線は打撃具と踵の接触時点, 破線は加速度が打撃直前の値となった時点 (打撃終了) を示す. ピーク加速度およびピーク変位は, 打撃具と踵との接触時点での値をゼロとして算出した

C : 入力エネルギーは, ピーク変位までの反力・変位関係の積分値 (図中の点領域+黒塗領域) をあらわし, 出力エネルギーはピーク変位以後の積分値 (黒塗領域) をあらわした. エネルギー損失率は, 入力エネルギーと出力エネルギーの差を入力エネルギーで除して算出された. 矢印は時間の経過方向を示す

XR-50) に収録し, その後信号を A/D 変換器 (サンプリング周波数: 1 KHz, (株) カノーパス: ADX-98 E) を通してコンピュータ ((株) NEC: PC-9801 RA) 内に取り込んだ. 各変換器からの信号は, ノイズ除去のために増幅器装置の高周波遮断フィルター (遮断周波数: > 300 Hz) を通過させた.

### 1.3 試験内容

測定は, 被検者に伏臥位をとらせ, さらに右脚を 90 度に屈曲させ, そして足を約 90 度の底屈位にさせた. 足部は, 甲の部分と内外果の上部を 40

mm 幅のナイロンベルトで足固定板に固定した. 下肢の動きを制限するために, 床面部の高さを厚みの異なる鉄板で微調節し, 膝の上部が常に床面に密着しているようにした. 打撃具で打撃する踵の部分は, 踵の楕円の中心部となるよう各個人で調節した. 打撃は, 約 30 秒に一回のペースで, 各被検者について落下高を 2 cm と 5 cm とし, 各落下高で 5 回ずつの記録を収録した. 落下高 5 cm で打撃具の最大落下速度は  $90.5 \pm 3.0$  cm/s であり, 2 cm では  $58.1 \pm 2.9$  cm/s であった.

### 1.4 測定変量

図1-Bは、打撃具の加速度変化曲線と垂直変位曲線、およびこれらの曲線から得られる測定変量を示している。衝撃についての評価は、打撃具の踵接触直前の200 msから、直後の1回目の大きな加速度変化が終了するまでとし、後続の反動波形については分析の対象とはしなかった。

加速度変化曲線からは、ピーク加速度（図1-B：P1）とピーク加速度発生時間（T1）を求め、垂直変位曲線からはピーク変位（P1）とピーク変位発生時間（T2）を求めた。加速度情報と打撃具の質量との積から打撃時の反力を算出し、垂直変位との関係から踵のエネルギー吸収率を算出した（図1-C）。

### 1.5 歩行時の床反力測定

歩行中に高齢者の踵部がどの程度の垂直方向の力を受けているかについて情報を得るために、フォースプラットフォーム（株）キスラー：9261-A）を用いて接地時の地面反力を測定した。床反力計は6 mの歩行路のほぼ中央部に、床面と同じ高さになるように設置した。各被検者が歩行路を5～7回の自由歩行中の床反力を増幅後、ペンレコーダで記録した。床反力は垂直、前後、左右方向の分力が出力されるが、今回は垂直方向の力のみについて、接地時のピーク値と接地中の最小値を3回の試技から算出した。この3回の試技からのデータの平均値を各個人のデータとした。

## 2. 結 果

### 2.1 老人と青年の踵の緩衝特性の比較

表2は、老群と青年群の各測定項目の平均値（AV）と標準偏差（SD）、および群内の最大（Max）と最小値（Min）をあらわしている。成人群の結果（落下高：5 cm）は、本研究者の先行研究<sup>10,11)</sup>で得られた結果とほぼ一致するものであり、本測定方法の再現性を示す結果となった。老人群と青年群の平均値の差の有意性を分散分析法で調べた結果も表中にF値およびその有意確率として示した。

ピーク加速度（P1）は、60歳代で落下高2 cmのとき、7 g前後、5 cmで12 gであり、70～80歳代ではそれぞれ7.5 gと12.5 gであった。これらの値は青年群の値（それぞれ6.8 gと10.8 g）よりも大きく、とくに落下高5 cmでは青年群と老人群との差が有意となった。ピーク加速度発生時間（T1）は、70～80歳群で落下高に関わらず1 ms程度遅くなったが、この差は統計的には有意ではなかった。

ピーク変位は、2 cmの落下高での場合には群間に有意な差異は認められなかったが、5 cmの落下高では、どちらの老人群の値も青年群のそれより有意に小さくなった。ピーク変位発生時間については、どちらの高さでも群間で有意差は認

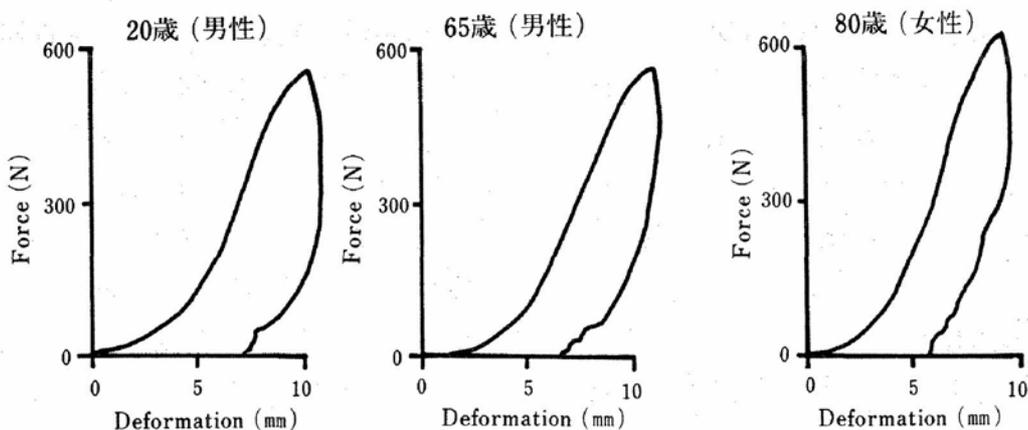


図2 高齢者および青年の反力・変位曲線の例（落下高5 cmでの結果）

められなかった。

図2は老人と青年の踵打撃中の反力・変位関係曲線の典型例である。反力・変位関係曲線に基づいて算出されたエネルギー損失率は、表2に示したように60歳代群では2cmと5cmの落下高

で、ともに平均値がそれぞれ73.8と73.4%であり、70～80歳代群ではいずれの高さでも72.6%となった。青年群ではそれぞれ76.5%と78.1%となり、どちらの落下高でも老人群と青年群の差異は有意となった。

表2 踵緩衝機能の測定結果

群		落下高：20mm				
		ピーク 加速度 (G)	ピーク加速度 発生時間 (ms)	ピーク 変位 (mm)	ピーク変位 時間 (ms)	エネルギー 損失率 (%)
老人群 (60歳代)	AV	7.02	17.0	8.5	21.0	73.8
	SD	0.62	2.6	0.8	1.3	4.5
	Max	7.85	22.5	9.8	22.8	84.5
	Min	6.19	14.3	7.1	19.3	69.6
老人群 (70～80歳代)	AV	7.59	18.0	8.6	20.7	72.6
	SD	0.86	2.0	1.1	2.0	2.5
	Max	8.91	20.5	9.8	24.3	78.4
	Min	5.91	15.3	7.6	18.0	65.4
青年群	AV	6.79	17.1	8.6	20.7	76.5
	SD	0.90	1.9	0.5	2.1	2.7
	Max	7.91	21.0	9.3	24.5	83.6
	Min	5.37	14.5	7.6	17.5	73.5
F値 (df=2,27)		2.560	0.628	0.051	0.097	4.120
有意確率		0.096	0.541	0.950	0.908	0.027
落下高：50mm						
群		ピーク 加速度 (G)	ピーク加速度 発生時間 (ms)	ピーク 変位 (mm)	ピーク変位 時間 (ms)	エネルギー 損失率 (%)
老人群 (60歳代)	AV	11.91	13.6	10.3	17.3	73.6
	SD	0.47	1.4	0.4	0.7	4.1
	Max	12.44	16.0	10.8	18.5	83.5
	Min	11.02	12.3	9.7	15.8	69.4
老人群 (70～80歳代)	AV	12.57	15.3	10.4	17.5	72.6
	SD	0.90	1.1	0.3	0.6	3.4
	Max	14.62	18.3	10.7	18.3	78.4
	Min	11.21	13.8	9.7	16.0	65.1
青年群	AV	10.84	14.0	11.2	17.4	78.1
	SD	1.02	2.5	1.1	1.9	2.6
	Max	12.72	19.5	13.2	21.0	82.0
	Min	8.77	12.0	9.8	14.3	74.8
F値 (df=2,26)		9.883	2.171	4.150	0.036	7.303
有意確率		0.001	0.134	0.027	0.965	0.003

## 2.2 老人と青年の歩行中の床反力

図3は老人と青年の歩行中の床反力の垂直分力曲線の典型例である。床反力垂直分力曲線の共通する特徴としては、まず踵接地後に支持足に体重が移行した際の第1ピークの出現、つぎに膝の屈曲動作による抜重がもたらす凹部（最小値）出現、さらに床の蹴り出し動作による第2のピークの出現が挙げられる。

図でも明らかなように、老人の床反力曲線は、青年のそれらに比べて体重支持中に発生する力の上下動が少なく、総体的に平らな様相を呈した。また、支持時間が青年より長くなった。第1ピークは、踵部での体重支持に関わる力作用であるので、この力を中心に床反力に関する指標を算出した（表3）。第1ピークの平均値は60歳代で571 N、70～80歳代で536 N、青年群で564 Nであり、群間の統計的な差異は見られなかった。

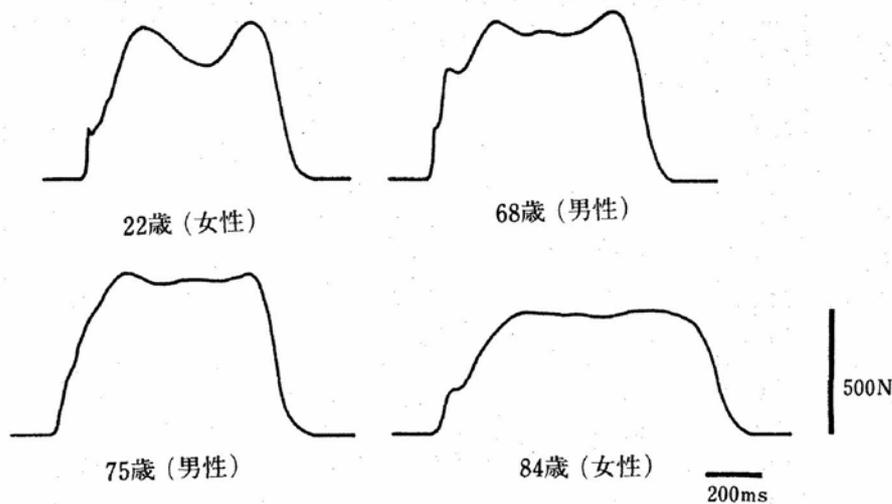


図3 高齢者および青年の床反力曲線（垂直分力のみ）の例（歩行速度は自由速度）

表3 床反力の測定結果

群		第1 ピーク値 (N)	最小値 (N)	第1ピーク ／体重	第1ピーク ／最小値
老人群 (60歳代)	AV	571.1	467.8	1.051	1.224
	SD	80.5	75.0	0.037	0.122
	Max	737.8	566.7	1.106	1.444
	Min	457.2	378.2	1.018	1.075
老人群 (70～80歳代)	AV	536.6	454.9	1.028	1.186
	SD	67.1	51.5	0.040	0.138
	Max	663.0	545.3	1.127	1.441
	Min	449.1	384.9	1.010	1.024
青年群	AV	564.1	393.9	1.097	1.448
	SD	67.7	62.3	0.049	0.149
	Max	695.0	513.3	1.175	1.697
	Min	502.6	320.8	1.059	1.091
F値 (df=2,27)		0.586	3.772	10.387	6.840
有意確率		0.563	0.036	0.001	0.004

一方、最小値は60歳代で468 N、70～80歳代で455 Nであり、青年群の394 Nに比べて有意に大きかった。したがって、膝を中心とした脚による体重の抜重が老人では少ないことが伺われる。第1ピークを個人の体重で標準化した値(表3: 第1ピーク値/体重)と最小値で標準化した値(表3: 第1ピーク値/最小値)については、いずれも老人群では青年群より小さかった。

### 3. 考 察

#### 3.1 落下高2 cmと5 cmの踵への衝撃力について

本研究での結果を解釈するためには、まず今回の衝撃試験機によって踵下の緩衝組織が受けた衝撃力が、どの程度であったのかについて考える必要があると思われる。通常、ランニングシューズの緩衝試験においては、7 kgから10 kgの重量で5 cmの高さから落下させる方法が多く用いられている<sup>2,9)</sup>。

まず、落下高については、実験中に各被検者に打撃の強さと痛みや不快感について尋ねた。その結果、落下高が2 cmの場合には痛みや不快感を訴える者が存在しなかった。一方、5 cmでの打撃時には踵への圧迫感が伴うということを訴える者が約半数存在した。3名の青年被検者については、落下高を7 cmにして試験を行ったが、この場合は打撃痛が生じるとの訴えがあった。高齢者への安全面を考慮に入れると落下高が5 cm位までは最も妥当な範囲ではなかろうかと判断された。

落下高と同様に落下体の重さも衝撃の強さを決定する重要な要因である。上述のように、シューズ底やヒールインソールパッドなどのスポンジ材の緩衝機能試験では7 kgから10 kgの範囲での重量が使用されている。本研究でも青年について落下体の重さを2.5 kgから7.5 kgまで徐々に重くして打撃時の感覚について主観的な意見を尋ね

た。この際の落下高は5 cmとした。その結果、被検者からは6 kgまでは衝撃が強すぎるという答えは返って来なかった。これらの結果および対象が、高齢者であるという点を考慮に入れると5 kg位が最も妥当ではないかと思われた。

これらの設定条件下での打撃時のピーク加速度(表2)と落下重量(5 kg: 49 N)との積から、打撃によって踵が受けた作用力を算出してみると、2 cmの落下高では60歳代群で344 N、70～80歳代群で365 N、青年群で331 Nとなる。また、5 cmの落下高での値は、60歳代群で584 N、70～80歳代群で616 N、青年群では513 Nとなる。

落下高5 cmでの結果は、表3に示した歩行中の床反力の第1ピーク値にほぼ相当する値であるので、今回の落下試験によって踵が受けた衝撃力は、裸足で硬い路面上を自由歩行する際の接地時に踵が受ける衝撃力と考えることもできる。この観点からすると、落下高2 cmでは床反力の最小値(表2)よりも低い値でテストしたことになる。一方、シューズを着用した場合には踵が受ける力作用は低下すると思われる。

Clarkeら<sup>2)</sup>およびKinoshitaら<sup>9)</sup>は、下肢の加速度計を取り付けてジョギング中に発生する加速度を測定した結果、ピーク加速度はゆっくりしたジョギング時には7 g前後であり、早い場合には10 gを越えると報告している。これら場面での着地時の走者の有効質量がどの程度であったか推定できないものの、加速度のピーク値という観点からだけで判断すれば、2 cmでの打撃の結果は、シューズを着用してゆっくりしたジョギング時の結果に相当する。

#### 3.2 踵の緩衝機能の老化について

踵の緩衝特性をあらわす諸指標の中でも、ピーク加速度とエネルギー損失率が加齢に伴って変化することが明らかになった。すなわち、青年群に比べてピーク加速度が老人群では大きくなり、エネルギー損失率が少なくなった。とくに、70～80

歳代群ではそれらの傾向がより顕著に認められ、ピーク加速度では青年群の1.16倍、エネルギー損失率では0.93倍であった。

ピーク加速度の増大とエネルギー損失率の減少は、緩衝組織が老化に伴って硬化してくることを示すものと思われる。とくに、エネルギー損失率については、本研究者らの先行研究<sup>9)</sup>において肥満傾向の者と痩身傾向の者とは肥満者の方がエネルギー損失率が高くなること、また、脂肪組織が十分に発達していない7歳前後の子供においては、エネルギー損失率が低いことを報告しており、緩衝組織内の脂肪層の厚みがこの指標に影響を及ぼすと考えられる。この観点からすると、本研究での結果は、老人の踵部の緩衝組織内における脂肪の量が、減少してきていることを示しているものと考えざるを得ない。

Kuhnsら<sup>12)</sup>は、踵部の脂肪組織とそれを包む結合組織の加齢的变化について、解剖学的観点から調べた結果、高齢者ではコラーゲン線維の損失、柔軟性結合組織の変性や破壊によって脂肪組織の流出、脂肪組織自体の減少とその細胞内の水分量の減少などが認められることを報告している。

ピーク変位は加齢によって減少した。Steinbach and Russell<sup>18)</sup>は、X線によって103名の異なる年齢の健常者の踵下の組織を無加重状態で測定している。その結果、厚みは13mmから21mmの幅(平均17mm)で個体差が見られたが、加齢によって組織の厚みは変化しなかったと報告している。

Gonticasら<sup>5)</sup>もX線による測定から踵の脂肪組織の厚みが、体重と有意な相関関係にあるという結果を報告している。本研究では、老人と青年の体重には有意な差異が認められなかったため、両者の踵下の組織自体の厚みも、おそらくは差異がなかったものと考えられる。

Jogensenら<sup>7)</sup>は、異なる年齢の被検者の踵に応力を加えながら変位を測定した結果、老齢化に

伴って同じ応力に対して変位が減少することを明らかにしている。これらの結果を統合して考えると、外観的な踵下の組織の厚みは加齢によっても変化しないが、応力に対する変位は明らかに減少することを示すものであり、それは高齢者の踵が青年のそれより硬化していることによるものと推察される。

### 3.3 老人の歩行中の足裏への加重と踵の緩衝機能との関係について

自由歩行中の床反力に関する本研究の結果からは、老人では支持時間(床反力計接触時間)が青年より長くなり、さらに体重あたりの第1ピーク値も青年より小さくなった。これは老人では歩行速度や下肢の運動自体もゆっくりとなるのとともに、歩行中の体重移動における身体重心の上下移動における加速度も、青年より小さくなることを示すものである。

加齢に伴う歩行運動の変化については、Murrayら<sup>14)</sup>の高速度写真に基づく分析や、伊東ら<sup>6)</sup>のストップウォッチを用いた最高速度での歩行運動中の歩行周期の観察から、歩行速度の減少や歩幅の減少が、65歳ころより顕著となることが明らかになっている。このような加齢的变化の原因について彼らは、老齢に伴う筋力(とくに大腿四頭筋)の低下、骨盤の水平回転量の減少、および下肢関節の可動域の減少を挙げている。

本研究の結果は、これらの諸要因に加えて、老齢に伴う足裏の緩衝機能の低下も、彼らの歩行運動を規制する要因であった可能性を示唆するものと思われる。踵の緩衝組織の健全さが歩行運動においてきわめて重要であることは、この脂肪組織が何らかの原因で破壊されると、きわめてゆっくりとした歩行ですらも不可能となるという臨床報告<sup>13)</sup>からも容易に推察できる。

### 3.4 まとめ

健常老人の踵の緩衝機能は、60歳代では青年期

の95%程度, 70歳以降では90%程度にまで低下することが示された。歩行中の床反力でも, 老人では着地時の衝撃力が小さくなるような歩容であることが示された。加齢に伴って骨や関節部における緩衝機能も低下することはよく知られるところであり<sup>3, 16, 17)</sup>, 総体的には, 高齢者の下肢の緩衝機能は, 青年期のその9割をはるかに下回る状態にあると考えざるを得ない。そしてこのような状況は, 高齢者のシューズなどの運動用具, 体育館や家屋の床の構造などを考えるうえで, また, 彼らに適した運動種目や運動の内容, 強度を考えるうえでも重要であることは言うまでもない。

現行の運動用具や体育施設は, 競技機能を最大限に高める目的から, 青年期の剛健な身体機能に基づく設計がなされており, 高齢者にとってこのような用具・施設が必ずしも最良とは思われない。また, 多くのスポーツ種目も高齢者用の規則を作成するまでには至っていない現状である。

すでに始まった高齢化社会において, 70歳を越えた高齢者も多種のスポーツ活動に積極的に参加するようになってきており, 彼らの身体への安全性を考えるうえでの, さまざまな策が必要である。本研究の結果は, 高齢者の運動用具・運動床面に緩衝性の優れた素材使用の必要性を端的に示すものであった。

## 謝 辞

本研究での研究遂行にあたって, 多くの協力を川合 悟氏および村瀬智彦氏より得たので彼らを共同研究者として追記した。

## 文 献

- 1) Cavanagh P. R., Valiant, G. A., Misevich, K. W. ; Biological Aspects of Modeling Shoe/foot Interaction during Running, *Sports Shoe and Playing Surfaces* (Frederick E. C. ed.) Human Kinetic Pub. Inc., 24-46 (1984)
- 2) Clerke, T. E., Frederick, E. C., Cooper, L. B. ; Biomechanical measurement of running

- shoes cushioning properties, *Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces*, Nigg B & Kerr, B (eds), 25-33 (1983)
- 3) Currey, J. D. ; Changes in the impact energy absorption of bone with age, *J. Biomech.*, **12**, 459-469 (1979)
- 4) De Clercq, D., Alerts, P., Ker R. F., Alexander, R. McN. ; Mechanical characteristics of the human heel pad at impact loading as deduced from different experimental procedures, *Proceedings, Eighth Biennial Conference, Canadian Soc. for Biomechanics, Calgary*, 314-315 (1994)
- 5) Gonticas, S. K, Ikkos, D. G, Stergiou, L. H. ; Evaluation of the diagnostic value of heel-pad thickness in acromegaly, *Radiology*, **92**, 304-307 (1969)
- 6) 伊東 元, 長崎 浩, 丸山仁司, 橋詰 謙, 中村隆一; 健常男子の最大歩行速度における歩行周期の加齢的变化日本老年医学会雑誌, **26**, 347-352 (1989)
- 7) Jorgensen, U. Bojsen-Moller, F. ; Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction—with special focus on role of the heel pad, *Foot and Ankle*, **9**, 294-299 (1989)
- 8) Kinoshita, H., Fujii, N., Fukuda, H. ; Responses of the lower extremity muscles to varied cushioning properties of the foot/ground interface during running, *Biomechanics XI-B*, der Groot, G., Hollander, A. P., Huijing P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (eds), Amsterdam, Free Univ. Press, 660-667 (1988)
- 9) 木下 博, 福岡正信, 中谷公一; ヒールパッドの緩衝効果, *臨床スポーツ医学*, **1**, 289-293 (1984)
- 10) 木下 博, 小川武範, 川合 悟, 生田香明; 踵の緩衝特性について, *デサントスポーツ科学*, **12**, 209-219 (1991)
- 11) Kinoshita, H., Ogawa T., Kuzuhara, K. Ikuta, K. ; In vivo examination of the dynamic properties of the human heel pad, *Int. J Sports Med.*, **1**, 312-319 (1993)
- 12) Kuhns, J. G. ; Changes in elastic adipose tissue, *J. Bone Joint Surg.* **31 A**, 541-547 (1949)
- 13) Miller, W. E., Lichtblau, P. O. ; The smashed heel, *South Med J*, **58**, 1229-1239 (1965)
- 14) Murray, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. T. ; Walking patterns in healthy old men, *J. Gerontol*, **24**, 169-178 (1969)

- 15) 折茂 肇ほか;新老人学, 東京大学出版会 (1992)
- 16) Radin, E. L. Paul, I. L. Response of joints to impact loading I : In vivo wear. *Arthritis Rheum*, **14**, 356-362 (1971)
- 17) Simon, S. R. Radin, E. L. ; The response of joints to impact loading II: In vivo behavior of subchondral bone, *J Biomech*, **5**, 267-272 (1972)
- 18) Steinbach, H. L., Russell, W. ; Measurement of heel-pad as an aid to diagnosis of acromegaly, *Radiology*, **82**, 418-423 (1964)
- 19) Winter, W. G., Reiss, OK.; The plantar fat pads. Anatomy and physiology of heel pad, *Disorders of Foot and Ankle. Medical and Surgical Management*, 2nd ed. (Jahss M. H. ed), 2745-2752 Philadelphia, WB Saunders (1991)