

踵の緩衝特性について

大阪大学 木下 博

(共同研究者) 兵庫教育大学 小川 武 範

大阪大学 生田 香 明

同 葛原 憲 治

Shock Absorbing Characteristics of Human Heel Properties

by

Hiroshi Kinoshita

Osaka University

Takenori Ogawa

Hyogo University of Teacher Education

Komei Ikuta, Kenji Kuzuhara

Osaka University

ABSTRACT

The shock absorbing characteristics of the biological structures located underneath the heel bone were investigated using a drop tester developed by the present investigators. The tester consisted of an instrumented shaft which could measure an acceleration and displacement of the dropper (wt : 5 kg). The dropper was released from two different heights (30 mm and 50 mm from the surface of the heel) to hit 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 plantar-flexed at 90 degree angle and it was fixed to a support board using nylon belts. Fourteen adults (8 females and 6 males) and 3 children aged 7 yrs. served as subjects for the study. The data were

sampled at 2 KHz on line mode using an A/D converter and a lab computer system.

It was revealed that average peak accelerations were 8.5 G and 11 G for 30 mm and 50 mm drop—height conditions, respectively. The maximum deformations for the corresponding conditions were 10 mm and 12 mm. A computed energy loss was 76% (ranged between 72 and 84%) for both drop heights, suggesting that the heel structure had a high viscous element. There was a fair correlation ($P < 0.05$) between an average skinfold thickness and each of the measured parameters (peak acceleration, peak deformation, time to peak deformation, and the energy loss). Better shock absorbing characteristics were revealed for individuals with thicker skinfold measurement.

It was concluded that the heel properties were fairly an effective shock absorber, and its mechanical characteristics depended on the thickness of the fat tissue. It was also concluded that the drop tester which was designed and constructed by the present investigators was a reliable and reproducible method to measure the heel cushioning characteristics.

1. はじめに

人間の歩行運動が他の動物のそれと大きく異なる点のひとつには、交互の立脚動作が踵からの接地に始まる場所にある²⁾。走運動においても疾走時の場合を除いては、踵から接地するのが一般的である¹⁾。走運動中には踵に対して体重の2倍から3倍の力が作用することが明らかとされており^{5,11)}、踵部における緩衝機能が極めて重要であることは容易に察せられる。

人間の踵骨の下には10 mmを上回る脂肪層とそれを包む筋結合組織がよく発達しているというX線のおよび解剖学的所見^{9,10,12)}からも明らかのように、踵裏の組織は足自体や下肢部の骨格への直接的な力作用を軽減する上で極めて重要な働きを担っている。この様な緩衝機構により、たとえコンクリート路面上でも裸足で歩くことや走るこ

とが可能であり、訓練と順応しだいではマラソンまでをも走り抜くことが可能となる。

生体内の緩衝材料については、生化学的な側面および生体力学的な側面から数多くの基礎的研究が行われている。しかし、それらは、膝関節³⁾や骨格機構¹³⁾に関するものであり、踵下の組織の緩衝機能に焦点を置いた研究報告はこれまでも非常に数少ない^{1,11)}。

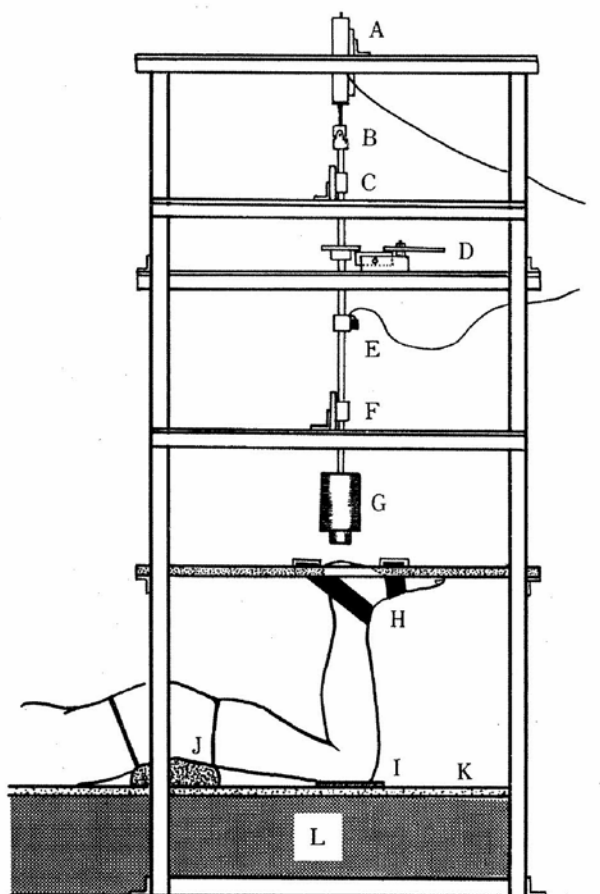
本研究では踵骨下に装備されている脂肪層を中心とした生体組織がどのような力学的特性にあるのかについて調べるための衝撃試験機の設計と試作、そしてそれにより踵の緩衝特性に関する基礎資料を得ることを目的とした。

2. 方 法

被検者：被検者は成人男女14名と7歳の男子3名であった。被検者の身体的特性(身長、体重、

表1 被検者の身体特性平均値

	人数	身長 (cm)	体重 (kg)	皮下脂肪厚 (mm)
女性	8	160.0± 3.9	53.4± 4.7	34.6± 6.5
男性	6	170.7± 7.9	65.2±12.2	28.5±10.4
子供 (男子)	3	120.5± 2.3	21.7± 3.8	16.8± 6.8



- 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 : 上部スライドボールベアリング
- D : リリーサー
- E : 加速度計
- F : 下部スライドボールベアリング
- G : 打撃錘
- H : 足部固定台および固定用ベルト
- I : 高さ微調節用鉄板
- J : 腰部挙上用枕
- K : 底板 (30 mm合板)
- L : 高さ調節用コンクリートブロック

図1 衝撃試験機

皮下脂肪厚)の平均値を表1に示した。皮脂厚は、栄研式皮下脂肪計(株ヤガミ)を使用して上腕部背面および背部肩甲骨下端の2ヵ所を計測し、その平均値を平均皮脂厚とした。

実験装置：本実験で使用した衝撃試験機は、打撃具が垂直自由落下の形式のものである。シューズ底材の緩衝試験に使用されている装置を基にして⁶⁾、本研究者が製図および製作したものである(図1)。試験機のフレーム部は、鉄性のアンゲル材(40 x 40 x t3)を用いて組み立てた。

試験機の踵を打撃する器具(落下具)は、長さ700 mm、径10 mmのステンレスの丸棒の下端部に重量調節のために鋼鉄のおもりと緩衝体との接触部として同材の短い丸棒(長さ40 mm、径40 mm)を取り付けたものである(図1:G)。落下具の落下時には上部(丸棒部)がフレームの一部に取り付けたスライドボールベアリング内を滑り落ちるようにした。足部の固定装置として30 mmの合板を試験機の下端部より750 mmの位置に取り付けた。試験機下の床高は、各被検者の下腿長に合わせてコンクリートブロックと合板および鉄板で調節した。落下具の重量は、5 kgであった。落下具の上端にはユニバーサルジョイント(図1:B)を介してインダクタンス式変位計(株共和電業:DLT-50 A型)を取り付けた(図1:A)。また、落下具の中間部には小型加速度変換器(最大許容加速度:50 G、最大応答周波数:1.35 KHz、株共和電業:AS-50 B型)を固定した(図1:E)。

おのこの測定器からの信号は動歪測定器(応答周波数最大値:10 KHz、株共和電業:DPM-

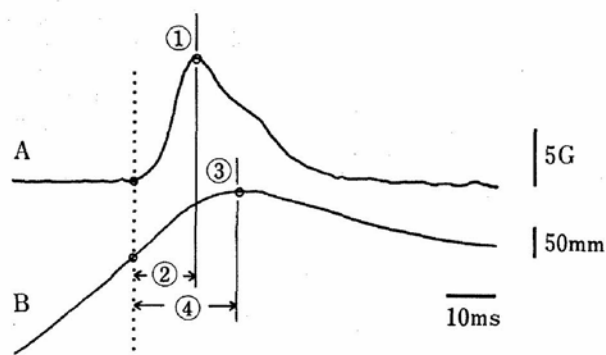
613 A 型) にて増幅後, A/D 変換器 (サンプリング周波数: 2 KHz, 株式会社カノープス: ADX-98 E 型) を通してコンピュータ (株式会社 NEC: PC-9801 VX) 内に取り込んだ. 変位計からの信号は, ノイズ除去を行うために, 増幅器内装備の高周波遮断フィルター (Cut Freq. = 300 Hz) を通過させた.

実験内容: 実験は, 被検者に伏臥位をとらせ, さらに, 右足の下腿を 90 度に屈曲, そして足を 90 度の低屈位にさせた. 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にて足固定板に固定した (図 1: H). 下肢の動きを制止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. 落下具が打撃する位置は, 踵の楕円の中心部であった. 打撃は単発生 (約 20 秒に 1 回) に行い, 各被検者について数回の練習試技後, 落下高を 30 mm と 50 mm とでそれぞれ 5 回づつの記録を収録した.

これらの高さは, 幾度かの予備実験において設定されたものであり, 50 mm の落下高については, 成人に対して繰り返しの打撃を実施するに当り危険のない最大の衝撃負荷条件であるように設定された. また, 30 mm の落下高は, 異なる衝撃力で踵の力学特性がどの程度変化するかについて観察するため, および子供を対象とした打撃結果と比較するために設定された. 従って, 子供については, 落下高が 30 mm の条件のみで測定した.

50 mm の落下高では打撃直前の落下速度は, $90.3 \pm 2.7 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ であり, 30 mm の落下高では $70.3 \pm 3.0 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ であった. 落下速度が変動していたのは落下具の丸棒がリリサー (図 1: D) から離れる際に振動を発生し, ベアリング内を滑り落ちる際に摩擦が不規則的に発生していたためと考えられる. 打撃の回数は, 2 種類の落下高でそれぞれ 5 回づつとした.

測定変量: 図 2 は, 落下具の垂直変位曲線と加速度変化曲線の一例を示している. また, これら



A: 加速度波形, B: 変位波形
 ①: ピーク加速度
 ②: ピーク加速度発生時間
 ③: ピーク変位
 ④: ピーク変位発生時間

図 2 衝撃波の様相と測定変量

の曲線に関して重要と判断される測定変量も示した. 衝撃についての評価は, 落下具の踵接触直前から衝突後の第 1 回目の大きな加速度変化が終了するまでの部分に規定した. 従って, 後続の反動波形については分析しなかった.

加速度変化曲線からは, ピーク加速度 (図 2: ①) とピーク加速度発生時間 (図 2: ②) とを求め, 垂直変位曲線からも, ピーク変位 (図 2: ③) とピーク変位発生時間 (図 2: ④) を求めた. 衝撃波発生からピーク加速度発生時間までと, そこから基線の値 (衝撃波発生前の加速度値) に戻るまでの加速度の積分値との商 ($\times 100$) により踵のエネルギー損失率を算出した. 緩衝特性を視覚的に把握するために反力・変位関係をプロットした. 反力は, 加速度と落下具の重量の積より算出した.

3. 結 果

各測定変量について全成人の平均値 (AV), 標準偏差 (SD), 最大値 (Max), および最小値 (Min) を表 2 に示した.

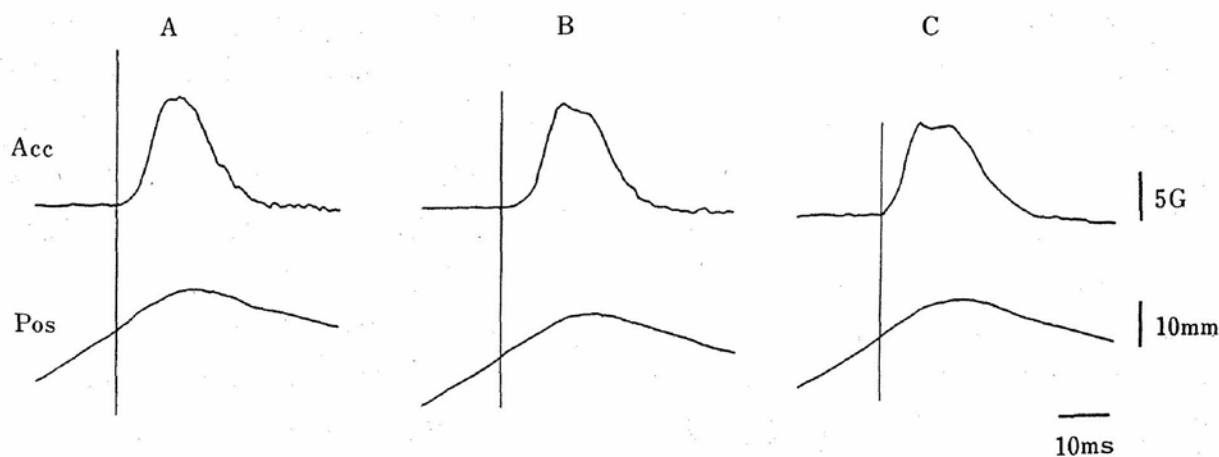
3.1 加速度および変位 (歪) 変化

垂直加速度および垂直変位の経時変化曲線の例

表2 測定結果 (全成人被検者の平均値, 標準偏差, 最大および最小値)

30mm (N=13)					
	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 発生時間 (ms)	エネルギー 損失率 (%)
AV	8.48	13.7	10.06	19.3	76.2
SD	1.14	2.7	0.90	1.8	3.2
Max	10.28	17.5	12.40	23.4	83.2
Min	6.49	10.2	9.04	17.0	71.7
50mm (N=14)					
	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 発生時間 (ms)	エネルギー 損失率 (%)
AV	10.92	12.3	11.69	18.1	77.2
SD	1.14	2.8	0.89	1.8	2.6
Max	13.60	15.5	12.96	21.8	83.9
Min	9.24	7.75	9.69	15.0	73.3

注: 落下高30mmの時の打撃時の速度は, $70.3 \pm 3.0 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ であり, 50mmの時の速度は, $90.3 \pm 2.7 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ であった。



A, B, C は, 異なる被検者 (成人) からのデータであり, 何れも 1 回の試技からのデータを表している. すべての例は落下高が 50 mm での結果である.

図3 加速度 (Acc) および変位 (Pos) の経時曲線の例

を図3に示した. 加速度曲線は, 図3-AとBに示したようにほとんどの場合に単峰性のパターンを示した. しかし, 数名においては図3-Cに示したような双峰性パターンが認められた. ピーク加速度の平均値は, $8.48 \pm 1.14 \text{ G}$ (落下高: 30 mm) と $10.92 \pm 1.14 \text{ G}$ (落下高: 50 mm) であった. 加速度のピーク発生は, 衝突時より 13.7 ± 2.74

ms (落下高: 30 mm) から $12.3 \pm 2.8 \text{ ms}$ (落下高: 50 mm) であった (表2). ピークの発生時間には個体差が顕著に見られた. 速い者では 10.2 ms であるのに対して, 遅い者では 17.5 ms であり, その差が 7 ms にも達した.

垂直変位曲線も衝突時のパターンは単峰性であった. 変位のピークは衝突時より 19.3 ± 1.8

ms (落下高: 30 mm) から 18.1 ± 1.8 ms (落下高: 50 mm) で発生しており (表 2), 加速度のピーク発生時間との差は約 5 ms であった。ピーク変位は, それぞれの落下高で 10.1 ± 0.9 mm と 11.7 ± 0.9 mm であった (表 2)。

30 mm と 50 mm の落下高の差は, ピーク加速度とピーク変位の増大とそれらの発生時間の短縮をもたらした。

3. 2 反力・変位関係曲線

代表的な反力・変位関係曲線の例を図 4 に示した。反力・変位関係曲線は, 衝撃開始よりピーク反力発生時までおおまかには三次曲線的な変化の様相を呈した。図 4-C のように作用力のピークの前後が二段になる場合が 3 名の被検者に見られた。衝撃開始後から力のピーク発生までの 3 分の 1 程度の初期の局面では, 力の変化よりも変位の変化が大きく現れた。

一方, ほぼ中間点よりピーク発生 of 少し手前までの局面は変位量に対して力の変化量が大きく現れた。反力のピーク発生後から変位のピークまでの局面では, 変位変化が少ないのに対して力の減少が大きかった。この局面では反力が一旦減少してから再び増加する例も見られた。

足の位置や固定の強さを若干変化させるとこの局面の様相も変化するのので, これについては踵の緩衝材の影響に加えて足や下肢の固定などの要因

も影響を及ぼしていたものと考えられる。ピーク経過後は, 二次曲線的な変化で力が減少した。反力がゼロとなった時点でも変位はゼロとはならず歪が残留していた。

30 mm と 50 mm の落下高の差が反力・変位関係曲線のパターンに及ぼした影響としては, 力と変位が大きくなったことにより軌跡が相対的に大きくなったことが認められた。

3. 3 エネルギー損失率

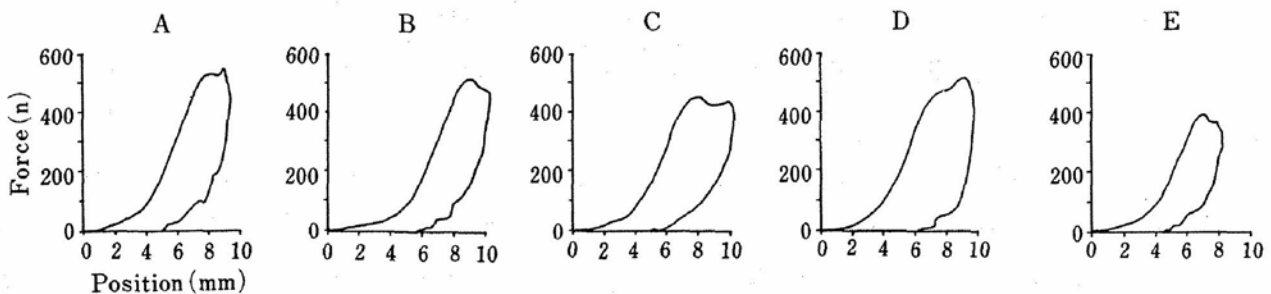
エネルギー損失率は, 30 mm の落下高では $76.2 \pm 3.2\%$ であり, 50 mm の落下高では $77.2 \pm 2.6\%$ であった (表 2)。すべての被検者の損失率が 72% から 84% の範囲内に入っていた。落下高の差による衝撃力の差は, エネルギー損失率には顕著な影響を与えなかった。

3. 4 繰り返し打撃の影響

図 5 は, 1 名の被検者 (女性) について約 10 秒に 1 回の割合で 20 回連続打撃した際の最初の 5 回と最後の 5 回の測定変量に関する平均値と標準偏差を示している。ピーク加速度発生時間およびピーク変位発生時間が繰り返し打撃により短縮され, ピーク変位も増大したが, これらの差は統計的には有意ではなかった。

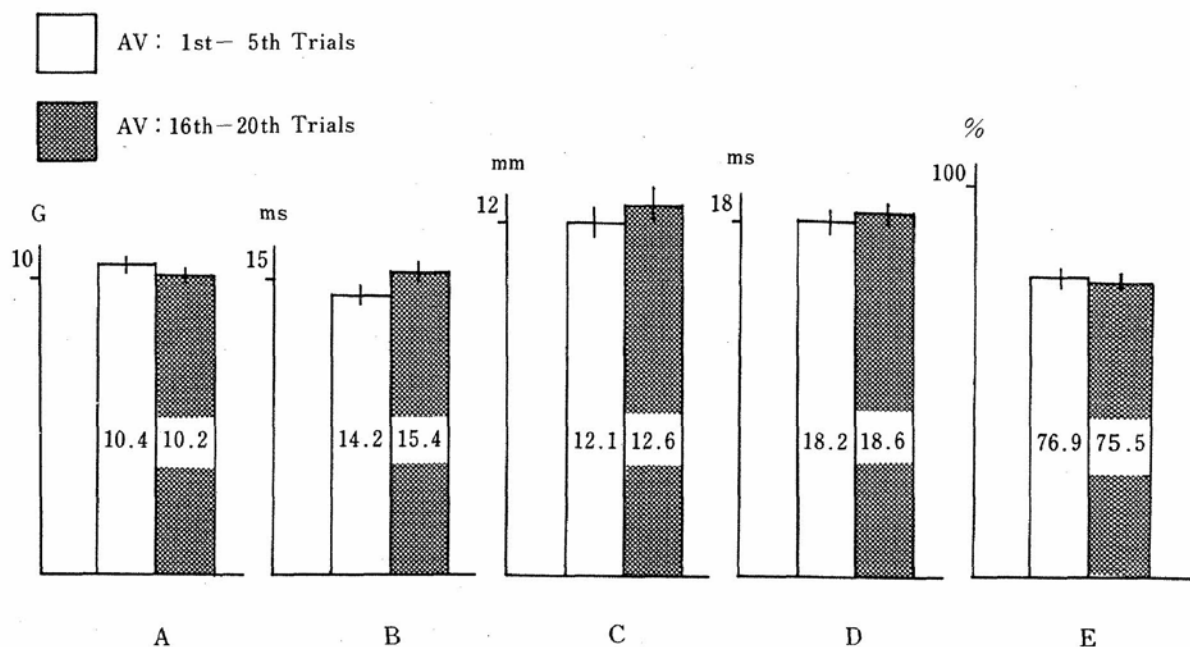
3. 5 子供の踵の緩衝特性

表 2 は, 3 名の子供についての測定結果を表している。観察した人数が少ないために統計的な比



A, B, C の曲線は, それぞれ図 3 の A, B, C の試技からのデータに基付いている (落下高: 50 mm)。D は, エネルギー損失率が一番大きかった被検者 (損失率: 84%) の結果を表している (落下高: 50 mm), E は, A と同一被検者に対して落下高 30 mm で得られた結果である。

図 4 反力・変位関係曲線の例



打撃開始より5回目までの平均 (□) と16回目から20回目までの平均 (■) との比較を表している。図中の縦軸は、5回の試技の結果の標準偏差である。t検定を用いての統計的比較ではいずれの変量においても有意な差は認められなかった (P<0.05)。A: ピーク加速度, B: ピーク加速度発生時間, C: ピーク変位, D: ピーク変位発生時間, E: エネルギー損失率

図5 繰り返し打撃負荷の影響

表3 子供の測定結果 (平均値, 標準偏差, 最大および最小値)

	30mm (N=3)				
	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 発生時間 (ms)	エネルギー 損失率 (%)
AV	9.57	13.9	9.29	17.2	73.7
SD	1.01	0.8	0.95	1.4	4.0
Max	10.56	14.6	10.07	18.3	71.2
Min	8.54	13.0	8.24	15.6	78.4

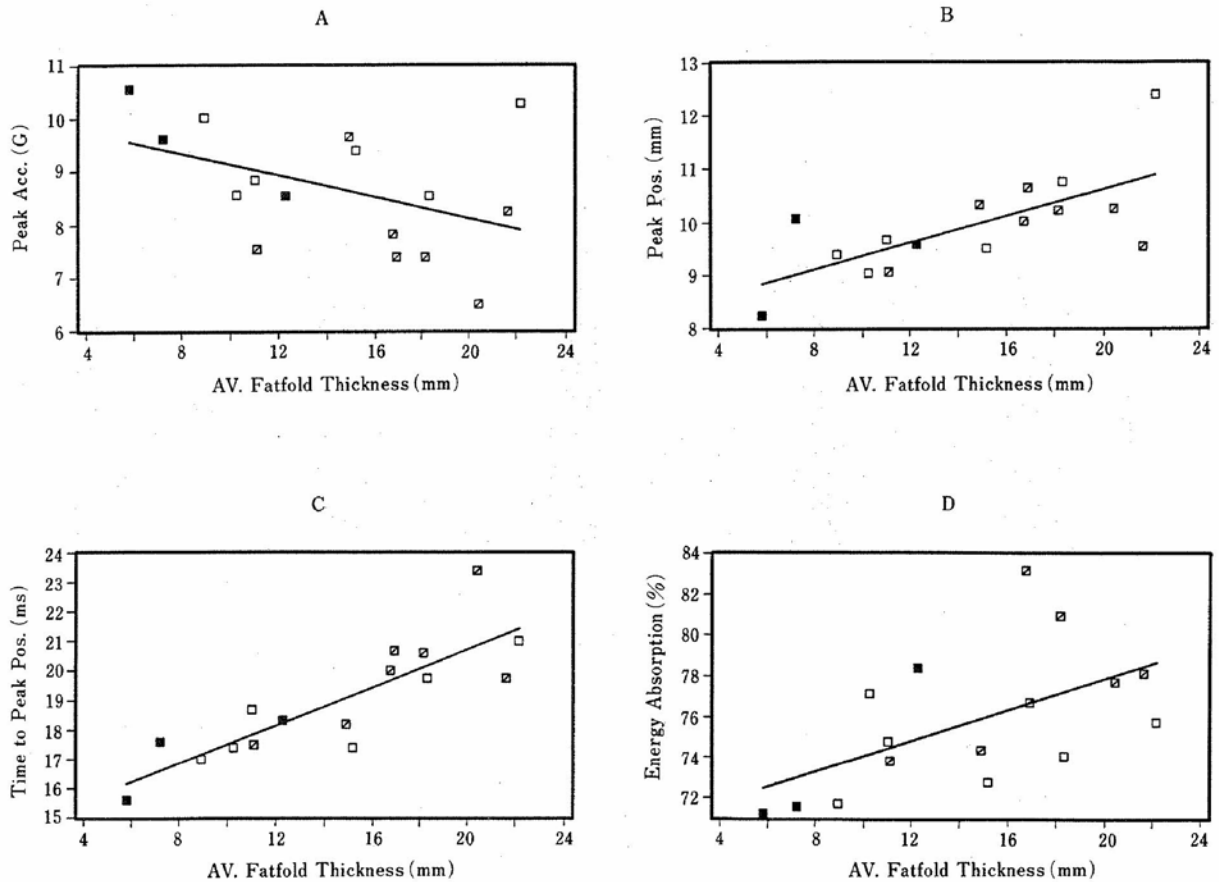
較評価は行わなかった。ピーク加速度は成人のそれよりも大きかったが、ピーク加速度発生時間は類似していた。歪のピークについては、子供の値が成人より0.8 mm程度少なく、その発生時間も約2 msほど短かった。エネルギー損失率は、73.7%で成人よりも2.5%程度低い値であった。

総体的にはいづれの変量においても成人群の結果の最大値と最小値の範囲内には入っており7歳児の踵の力学的特性が成人のそれとは大きく異なるというものではないことが示唆された。

3.6 皮脂厚平均値との関係

図6は、子供の結果を含む全被検者のデータ(落下高30 mmのデータのみ)と個人の皮脂厚平均値との関係を示したものである。ピーク変位、ピーク変位発生時間、およびエネルギー損失率は脂肪厚が増加するのにもない増加する傾向が現れ、ピーク加速度は、減少する傾向が観察された。ピーク加速度については明らかな傾向が認められなかった。

統計的にはピーク変位、ピーク変位発生時間お



A : ピーク加速度 ($r = -0.44$, $df = 14$, $P < 0.1$), B : ピーク変位 ($r = 0.69$, $df = 14$, $P < 0.01$), C : ピーク変位発生時間 ($r = 0.84$, $df = 14$, $P < 0.01$), D : エネルギー損失率 ($r = 0.57$, $df = 14$, $P < 0.05$). □ : 成人男性のデータ, ◐ : 成人女性のデータ, ■ : 子供のデータ。これらの図は落下高が 30 mm での結果である。図中の直線は、回帰直線をあらわす。

図 6 皮脂厚平均値と測定変量との関係

よびエネルギー損失率についての相関関係が有意であった。

3.7 シューズ底材の緩衝特性

一般的な市販のジョギング用シューズ踵部(ミッドソール厚: 35 mm : 材質: EVA) についての衝撃試験から得たピーク加速度は, 11.0 G (落下高: 30 mm) と 13.2 G (落下高: 50 mm) であった。従って, 踵での測定値よりも明らかに大きかった。

ピーク加速度発生時間については踵の平均値と類似していたが, ピーク変位発生時間(落下高 30 mm では 15.5 ms, 50 mm では 16 ms) は踵での結果よりも短かった。エネルギー損失率は, 53.5% (落

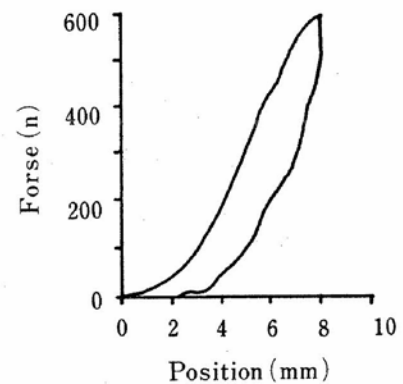


図 7 シューズ底材の反力・変位関係曲線
使用されたシューズは, 市販のジョギング用のものである。

下高：30 mm) と 54.8% (落下高：50 mm) であった。図 7 は、シューズ底の作用力・変位関係曲線であり、踵のパターンに比べると明らかにエネルギー損失率が少ないことが観察できる。これらのシューズ底材に関する結果は本研究者の先行研究での報告^{6,8)}と類似するものであった。

4. 考 察

4.1 衝撃試験機について

本研究の目的のひとつは、踵の緩衝機能を調べるための衝撃試験機の作製であった。これまでに Cavanagh ら¹⁾は、ワイヤーで打撃具を吊した振子を用いての衝撃試験機を作製して実験を行っている。彼らは、振子の変位をストロボ写真撮影によって求め、振子に付けた加速度計から衝撃波を得る方法によって測定している。

このような方法では、打撃する部分が安定しないことや、毎回の変位の測定を写真から求める不便さ、さらにそこにおける測定誤差の混入などが考えられる。

本研究ではこれらの難点を少なくするため、および従来のシューズの緩衝特性との比較が可能なような測定装置を作製するために、打撃具を自由落下させ、落下具の変位を変位計によってモニターする試験機の形が取り入れられた。その結果、この試験機ではデータが即時に得られること、変位情報も直接的に得られること、安定した測定結果が得られることなどの多くの利点が確認された。

本試験機の使用に際して、生じた問題点としては、足部の固定を強くすると、固定台や固定用のベルトの緩衝特性が混入すること、一方、固定を緩くし衝撃負荷を下肢全体で受けるようにすると、膝と床の間で衝撃痛が生じることなどであった。いずれの場合にも測定された結果が必ずしも踵部の緩衝材料のみによるものではなく固定装置や足首、下肢、膝の緩衝機能が入っていると考え

ざるを得ない。これを解決するには、足を固定台に機械的により強固に固定する方法が必要であると思われる。

測定された加速度と落下重量 (5 kg) から衝撃中の踵への作用力を計算するとピーク作用力が 30 mm の落下高では 416 N、50 mm では 536 N となる。通常の歩行中の足裏への地面反力のピークは、750 N 前後からバックバックなどの重荷を背負っているときでも 1000 N である⁴⁾。

一方、ジョギング中では 1200 N から 1500 N の範囲にあること⁵⁾などから判断しても、本研究での試験機による作用力は決して過大な衝撃力ではなかったと思われた。

しかしながら、ほとんどの被検者は、試験機での打撃は、通常の運動時に受ける衝撃よりも強かったという意見を述べていた。実際の運動中の衝撃感覚と機械的に発生させた衝撃感覚とのずれが何故起こるかについて調べることも、今後、落下式の衝撃試験機をさまざまな用途に活用していく上でも重要である。

4.2 踵の緩衝特性について

本研究の結果から人の踵下の緩衝組織は非線形的な緩衝材料であること、またそれが極めて有効な緩衝特性をもっていることが明らかとなった。踵の緩衝性は、ピーク加速度をみても明らかのように一般のジョギングシューズ底材よりも優れていた。踵のエネルギー損失率が 70% から 80% という結果やピーク加速度発生に対してピーク変位発生がかなり遅れることから、踵下の緩衝材は弾性的要素以上に粘性的要素が多分に含まれていると言える。

Cavanagh ら¹⁾は、振子型の衝撃試験器 (打撃重量：1.9 kg、打撃具の踵接触面の大きさ：直径 8.8 cm、打撃速度：1.03 m・s⁻¹ および 1.44 m・s⁻¹) で踵の緩衝特性を測定しており、エネルギー損失率が 85% から 90%、ピーク加速度がそれぞれ 20.8 G と 36.3 G、ピーク変位が 8.8 mm と 10.9 mm

であったと報告している。

打撃速度が本研究では若干小さいものの彼らの結果はピーク加速度で本研究よりも2倍程大きく、エネルギー損失率でも5%以上大きいことになる。何故この様な大きな差が生じたのかについては不明である。おそらくは打撃速度の差に加えて、試験機の差（自由落下式と振子式の差や、打撃重量の差、打撃面の大きさの差、打撃部分の違いなど）が影響したものと思われる。本研究では被検者が打撃の瞬間に対して、あらかじめ足部や下肢の筋を緊張するようには指示を与えなかった。打撃がある程度一定時間間隔で実施されたことや打撃の開始を口頭で行っていたことから考えても、被検者が半無意識的に関連筋を緊張させていたことは十分に考えられうるが、基本的には衝撃への準備は通常の運動中の状態とは異なっていたと思われる。

運動中の着地衝撃に対しては、下肢や足の筋があらかじめ緊張しているということが報告されており^{7,8)}、実際の場面において踵がどのように緩衝性を発揮しているのかを調べる上では、足裏の筋の緊張度と緩衝特性との関係も明らかにしておく必要があると思われる。

4.3 皮脂厚と緩衝性との関係について

緩衝特性に影響を及ぼす可能性の高い要因のひとつとして脂肪層の厚み（密度）が考えられる。ここでは踵の脂肪層を直接的に測定する手段が見当たらないので、身体の平均的な皮下脂肪の厚みが踵の脂肪の厚みにも反映しているものと仮定して皮下脂肪厚（上腕部背面と背部肩甲骨下端についての測定値の平均）とおのおのの測定変量値との関係を調べた。

予想したように、緩衝特性と脂肪層の厚さには高い相関関係が存在した（図6）。明らかに脂肪の多い者程、緩衝性が良いと結論付られる。子供の緩衝特性が成人のそれと異なった結果も子供の皮下脂肪厚が成人より薄かったことによるものと

思われる（図6の■印：子供のデータ）。

また、表1に示したように、皮下脂肪量は、一般的には女性の方が男性よりも多いことから、女性の方が踵の緩衝特性についてもより粘性的（エネルギー損失が大きい）であると言えるのかもしれない。

5. まとめ

踵の緩衝特性を調べる目的で落下式衝撃試験機を試作した。さらに、成人および子供を被検者として衝撃試験を実施し、踵の緩衝特性に関する基礎的資料を提供した。足や下肢の固定について多少の問題点は残されたが、本研究者らが試作した試験機はその目的を十分に達成し得るものであった。

この試験機を使用して得られた結果から、踵下の組織は優れた緩衝材であることが明らかとなった。特に、力学特性として、エネルギー損失率が72%から84%の間にある粘性的要素の高い素材であること、繰り返しの衝撃負荷によってもその力学的特性が変化しないこと、皮下の脂肪厚との関係が高いこと、そして脂肪厚の少ない子供では緩衝性に劣ることなどの知見が得られた。

文 献

- 1) Cavanagh, P. R., Valiant, G. A., Misevich, K. W.; Biological Aspects of Modeling Shoe / Foot Interaction During Running, *Sport Shoe and Playing Surfaces*. (Frederick E. C. ed) Human Kinetic Pub. Inc., 24-46 (1984)
- 2) Forssberg, H.; Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion, *Experimental Brain Research*, **57**, 480-493 (1985)
- 3) 星野明穂; 膝関節の衝撃吸収特性, *バイオメカニズム学会誌*, **14** (2), 86-91 (1990)
- 4) Kinoshita, H.; Effects of loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait, *Ergonomics*, **28** (9), 1347-1362 (1985)

- 5) Kinoshita, H. , Aida, M. , Ikuta, K. ; The effects of body weight and foot type on selected biomechanical parameters of two types of running shoes, *Proceedings of FISU / CESU Conference, Unversiad Kobe'85 Japan* : (Mizuno. ed), Simul International Inc. , 443-452 (1986)
- 6) 木下 博, 中谷公一, 福岡正信; ヒールパッドの緩衝効果, *臨床スポーツ医学*, 1 (3), 289-293 (1984)
- 7) 木下 博, 藤井範久; 着地衝撃の緩和吸収制御についてバイオメカニズム学会誌, 14 (2), 78-85 (1990)
- 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*, (Groot G et al. eds), Free Univ. Press, 660-667 (1988)
- 9) Kuhns, J. G. ; Changes in elastic adipose tissue, *J. Bone and Joint Surg.* , 31-A, 541-547 (1949)
- 10) Miller, W. E. ; The heel pad, *Am. J. Sports Med.* , 10 (1), 19-21 (1982)
- 11) Nigg, B. ; *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetic Pub. Inc. (1986)
- 12) Steinbach, H. L. , Russell, W. ; Measurement of heel-pad as an aid to diagnosis of acromegaly, *Radiology*, 82, 418-423 (1964)
- 13) Yamada, H. ; *Strength of Biological Materials*. F. Gaynor Evans, Willams and Wilkins, Baltimore (1970)