

ハイヒールによる姿勢の不安定性に関する研究*

永田 久雄**

Imbalance of Human Standing Posture with High Heeled Shoes

by Hisao NAGATA**

Abstract: According to the author's analysis of occupational injury data related to falls, young female employees wearing high or semi-high heeled shoes are relatively prone to fall especially while descending stairways. In this study the influence of the heel height of shoes on human standing posture was experimentally investigated by an originally devised linear accelerator to give subjects horizontally accelerated forces. Twelve young females of the age around 20 participated in a series of experiments. Each subject was asked to stand upright with either bare feet or four shoes with different heel-height on a movable cart of the linear accelerator. This was then operated at different rising acceleration to the point at which the subject fell. The patterns of acceleration were controlled like rectangular waves by use of a servocontroller.

From the experimental analysis, the following conclusions were obtained.

- (1) When giving a forward force to a standing subject, a significant difference between bare feet and high heeled shoes was found on the effect of critical acceleration to cause imbalance of human standing posture.
- (2) The critical acceleration for subjects with high heeled shoes (heel height 89 mm) was 38% less than that for subjects with lower heeled shoes (heel height 12 mm), when giving a forward force to a standing subject.
- (3) Heel height less than 30 mm was recommended from the safety viewpoint of attaining stable standing posture against acceleration disturbances.
- (4) The critical acceleration and the reciprocal duration time was linearly correlated.
- (5) There is a possibility that the dynamic method to give actual accelerated forces to a standing subject so as to lose their balance will cover the role of a force plate which is in general used in the medical field to measure the sway of gravity point of human standing body and to examine the sense of equilibrium.
- (6) Not only safety performance of heel height but also of other working conditions such as efficiency of handrail, the decline of physical performance by aging etc. could be numerically evaluated by the critical acceleration values to cause imbalance of human standing posture.

Keywords; Shoes, Heel height, Equilibrium, Fall accidents, Linear accelerator

1. 緒 言

筆者は、既報^{2),3)}においてハイヒールでの階段下降中

*本論文は日本人間工学会誌¹⁾ (1996) において発表した内容に加筆したものである。

**建設安全研究部 Construction Safety Research Division

の転落事故が多発していることを指摘し、ハイヒール歩行中の歩きづらさを基にして踏面・蹴上寸法の設計指標を提案した。本報では、ハイヒールそのものが立位姿勢の不安定性に及ぼす影響について科学的に論じた。

ハイヒール靴は、歩行者に不安定なスリ足歩行を強いるために⁴⁾、階段だけではなく、床面でもわずかなすべ

りやつまずきで体のバランスを失って転倒しやすい。既往の研究^{5)~11)}では、筋電量、呼気量、エネルギー代謝量、足部骨のレントゲン撮影、歩行サイクルグラム、足底圧などを使ってハイヒールに関して論じている。しかし、転倒危険性の観点からハイヒール靴と立位姿勢保持との関連を明らかにした研究はみあたらない。そこで、ハイヒール事故の集中する20歳前後の女性にヒール高の異なる靴を着用させ、姿勢バランスを失うまで瞬発的な水平加速外力を負荷して、その時の靴ヒール高とバランスを失う限界加速値について論じた。

筆者は、リニアアクセラレータを用いて、立位姿勢にジャーク値（加速度/時間）の異なる三角波状の水平加速外力を負荷した場合の一連の研究結果を報じてきた^{12),13)}。そのなかで、予告音の有無による身構えの効果の姿勢応答特性を調べた結果¹³⁾によると、三角波状の加速外力の最大値までの立ち上がり時間が0.6秒以下では、身構えが間に合わずにバランスを失う割合が高まることが判明した。不意の加速外力を与えるためには、この立ち上がり時間以下となる条件を満たす必要がある。そこで、この条件を十分に満たす瞬発的なステップ状の水平加速外力を負荷して、靴ヒール高別の立位姿勢保持の限界を究明した。

本研究で用いた検査手法の特徴は、汎用されている身体動揺特性値（重心動揺面積、重心動揺距離）を用いる手法と異なり、バランスを失って倒れる実際の限界加速値を評価指標としている点である。なお本報では、靴ヒールの底面積の影響に関しては論じていない。

2. リニアアクセラレータの開発

2.1 加速装置の製作

水平加速外力を用いた立位姿勢の安定性に関する既往

の研究論文^{14)~20)}をみても、加速外力の成分（立ち上がり、持続時間、加速値）と姿勢の安定性との関連性について論じた報告はみあたらない。既報²¹⁾では、被験者に水平力を瞬発的に負荷するためのカタパルト方式の加速装置を用いて、立位姿勢の各方向から種々の加速外力を負荷し、年齢差による立位機能の評価のみならず、足位差、足指突出の有無を検出できることを検証した。この検査手法により、立位姿勢に影響を与える手摺の有無、靴ヒール高などを、立位姿勢保持の限界加速値から、客観的に評価できることが示唆された。しかし、錘を用いたカタパルト方式では、錘とその落下高さで加速値と持続時間を調整することから、精度よく検査することが難しかった。

そこで、サーボモータをパソコン制御して走行台を強制的に加速する装置を開発した²²⁾（以下、リニアアクセラレータと称する）。軌道部、走行台部、駆動部及び制御部からなるリニアアクセラレータにより、加速の立ち上がり、持続時間及び最大加速値の制御が可能となった。なお、走行台の最大滑走距離は9.2m、駆動モータの定格トルクは105 kgcm、瞬時トルクは800 kgcmである。実験室の略平面図を Fig. 1 に示す。

リニアアクセラレータのサーボモータをパソコン制御することにより、被験者に負荷するステップ状の加速外力の持続時間と加速値をキーボードから入力できるようにした。走行台下部に水晶式加速センサを取りつけて、30Hzのカットオフ周波数のローパスフィルタを通して加速度を計測した。観察した波形例を Fig. 2 に示す。

2.2 立位姿勢安定限界に及ぼす視覚的な要因への配慮

走行中に被験者の視界に入る壁、軌道レールの動きな

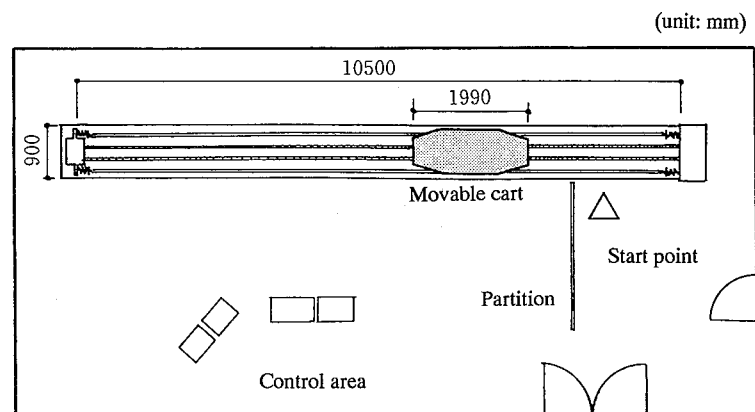


Fig. 1 Simple plan of the linear accelerator room.
リニアアクセラレータ室の略平面図

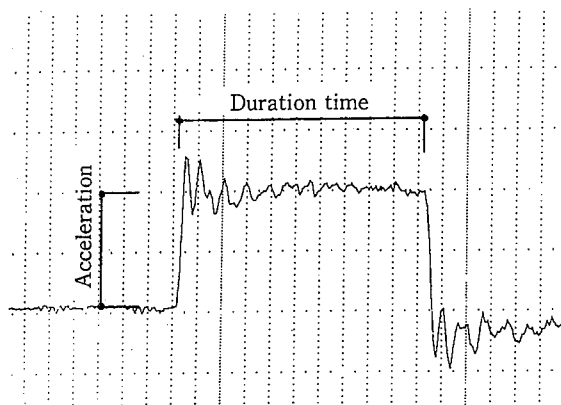


Fig. 2 An example of the measurements of a horizontally accelerated force (duration time: 1000 ms, acceleration: 50cm/s^2).
水平加速力の測定例 (持続時間 1000ms 加速値 50cm/s^2)

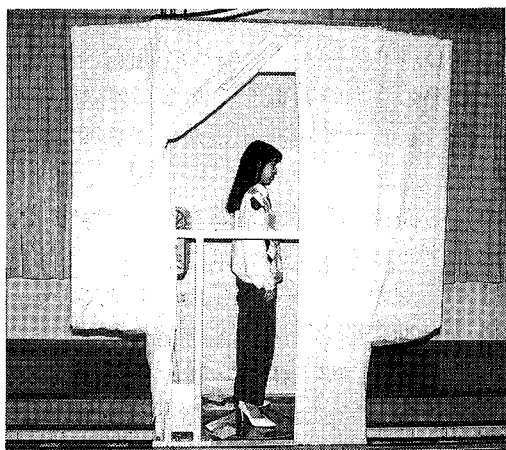


Photo 1 A movable cart and a standing subject.
走行台と被験者

どは姿勢バランスの保持に影響を与える。そこで、被験者に目隠しをするといった方法も考えられるが、体のバランスを失った場合に、周囲が見えないために防御姿勢が十分にとれず危険を伴う。そこで Photo 1 に示すように、走行台の周囲を極薄茶色の布で覆い、走行台周囲への視界を遮り、実験室環境から受ける心理的な影響も取り除くことにした。また、Fig. 1 に示したように、走行台への出入りの際に、軌道レールや、操作エリアが視界に入らないように、操作者と被験者の間に幅 2.5m, 高さ 2m の間仕切を設けた。

3. 検査条件

3.1 被験者

被験者は女性 12 名で平均年齢 21.3 歳 (19~24 歳, SD 1.5 歳) である。平均身長は、156 cm (149~166 cm,

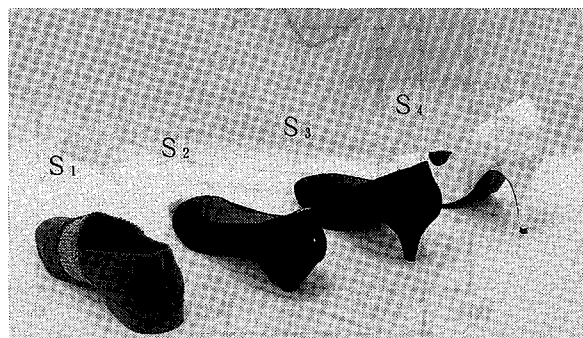


Photo 2 Shoes with various heel heights.
ヒール高別の靴

Table 1 Dimensions of heel of shoes.
靴ヒールの寸法 (Unit: mm)

Shoes	Dimension			
	Rear height of heel ①	Thickness of outer sole ②	Heel height ①-②	Displacements of gravity height
Bare feet	—	—	—	0.0
S_1	18.8	6.5	12.3	18.0
S_2	33.8	3.2	30.6	29.0
S_3	59.2	3.2	56.0	43.3
S_4	91.8	3.0	88.8	66.2

SD 4.8 cm), 体重は 50 kgf (40~58 kgf, SD 6.5 kgf), 靴サイズは、23.2 cm (22.5~24.0 cm, SD 0.5 cm) である。

3.2 履物

靴ヒール高が異なるローヒール A (靴 S_1), ローヒール B (靴 S_2), 中ヒール (靴 S_3), ハイヒール (靴 S_4) の 4 種類の市販靴を選定した。靴種ごとに靴との比較のために、裸足状態 (S_0) についても検査を行った。使用した靴のヒール形状を Photo 2 に示す。ヒールサイズは、欧米ではヒール部付け根の爪先側の高さで表しているが、日本の靴業界では、ヒール後端部の高さで表している。

日本の靴ヒール研究では、厚さが同じフラットな表底の場合に、靴ヒール高を零としている。つまり、靴ヒール部の高さから、爪先部の靴底厚さを差し引いた値を便宜的に靴ヒール高としている。しかし、立位姿勢保持の限界は重心高と密接に関連しているため、この寸法をもって靴ヒール高の指標とするには問題があ

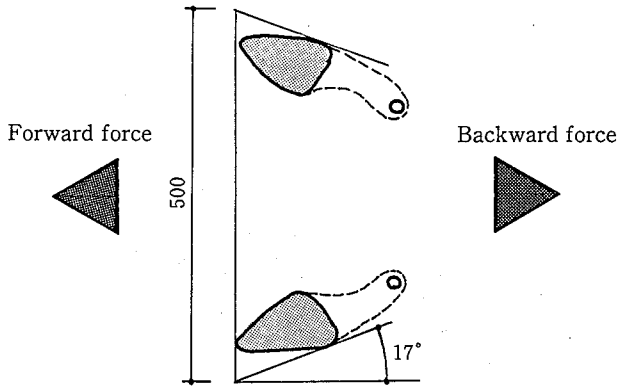


Fig. 3 Foot position and directions of horizontally accelerated forces.
足位と水平加速外力の方向

る。そこで、裸足時と靴着用時の身長差から求めた体重心の上昇高を、参考のために並記した。この値は履物ごとに身長を計測して求めたものであり、表底、中敷及びヒールを含めた体の実質的な上昇分である。Table 1に、靴種別のヒール後部高、表底厚、靴ヒール高、重心上昇高を示した。なお、本検査で用いた靴の場合、重心上昇高 (y mm) と靴ヒール高 (x mm) は、高度に相関 (一次式近似: $y = 0.63x + 9.7$ (決定係数 $r^2 = 0.997$)) が高いことから、重心上昇高でなく一般的な表記である靴ヒール高を用いて検査結果を表した。

3.3 足位

既報²¹⁾の裸足状態の横開脚姿勢では、被験者の前後方向の加速外力に対して姿勢が最も不安定になりがちであった。そこで安全研究の立場から、最も弱い方向、つまり横開脚の立位姿勢に対して前後方向から加速外力を加える方法で検査することにした。なお、既報の結果によれば、横方向からの加速外力では、脚のわずかな開きの差が限界加速値の差として現れるが、前後方向ではその差はほとんどみられなかった。そこで、走行台の床面に、Fig. 3に示すように、回転制御可能なテーブル上にテープでマーキングし、足圧計測センサーシートを床に貼り、その上に被験者の判断で足を置かせて足位置を決定させた。姿勢の向きの転換は、円盤状の床面を電動モータによって回転させることによって設定した。

3.4 検査方法

検査は下記の2項目に分けて実施した。

(1) 検査1 裸足とハイヒールでの持続時間別の検査

靴ヒール高が立位バランスにどの程度の影響を及ぼすかを知るために、裸足 (S_0) とハイヒール靴 (S_4) で検査を行った。150~2000 msの間の9段階の持続時間

(150, 200, 300, 400, 500, 750, 1000, 1500, 2000 ms) について、水平加速外力を被験者に負荷し、立位姿勢保持の限界加速値を求めた。

(2) 検査2 靴ヒール高別の検査

Table 1に示したヒール高の異なるローヒールA、ローヒールB、中ヒール、ハイヒールの4種類の靴 (S_1, S_2, S_3, S_4) によって検査を行った。持続時間2000 msの水平加速外力を被験者に負荷し、立位姿勢保持の限界加速値を求めた。

検査の手順は次のとおりである。

- (1) 被験者に前もって検査の主旨を説明した後に、Photo 1に示したように走行台上にのせ、数回加速外力を加えて検査環境に慣れさせ不安感を取り除くようにした。検査開始後は手摺につかまったり足位置を動かして加速力に耐えないように指示した。
- (2) 本検査では発進前に、足圧分布測定センサーシートの足圧中心点の動きから、姿勢の前傾、後傾のチェックと姿勢の左右への偏心のチェックを行った。
- (3) その後、走行台を静止状態から予告することなく発進させた。
- (4) 立位姿勢保持の限界加速値を見出すまで、被験者に加速外力を繰り返し加えた。

安全上の配慮から、検査開始時から大きな加速外力をいきなり負荷するのではなく、加速外力を徐々に増していき、体の平衡を失う直前まで、つまり、立っていられなくなる直前まで加速外力を増していく方法によった。ただし、足をずらしたり手摺につかまった場合は、再度検査を行った。加速外力を加えた後に、倒れたかどうかは、走行台の天井に取りつけた超小型ビデオカメラのモニター画面から判断した。

4. 検査結果と考察

4.1 裸足の場合

被験者間の限界加速値の標準偏差を平均値で除して100分比で表した値 (変動係数) は、前方力で10.4~14.1、後方で8.0~11.0の範囲内である。分散分析の結果からみると、被験者間にF分布検定によって有意差 (前方力で F_{88}^{11} 値 = 27.2, 後方で F_{88}^{11} 値 = 16.9) が見い出される。しかし被験者間の分散の寄与率は、前方力で13.1%、後方で6.6%である。前方力でやや大きいのが、全分散に占める割合が相対的に低いことから、被験者の平均値によって一般的な傾向を示しても問題ないと判断される。検査で用いた持続時間別特性に関しては、高度に有意である (前方力で F_{88}^8 値 = 227.7, 後方で F_{88}^8 値 = 297.8)。

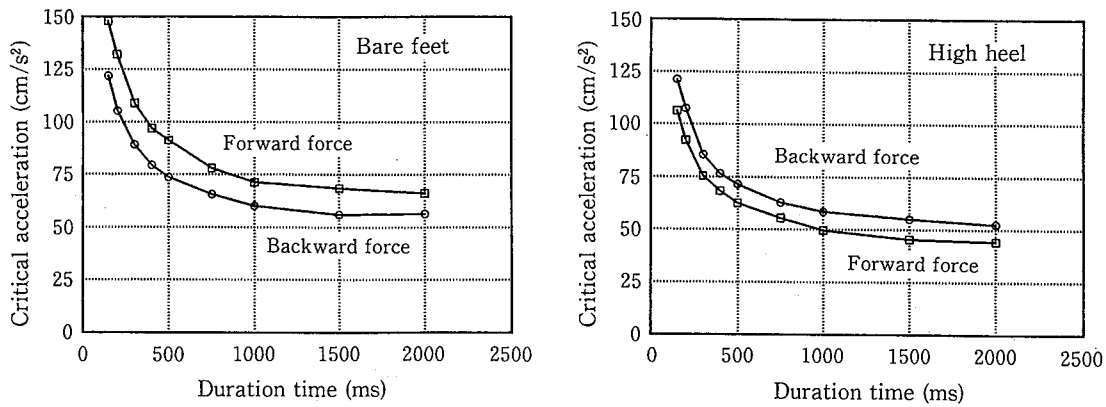


Fig. 4 Relations between duration time and critical acceleration for standing upright posture with bare feet or high heeled shoes.

裸足及びハイヒール着用時の持続時間と立位姿勢保持の限界加速値との関係

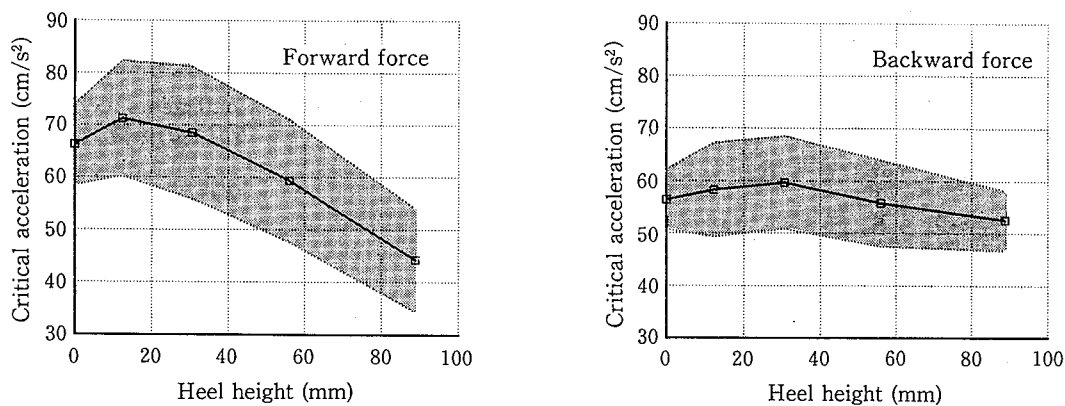


Fig. 5 Relations between heel height and critical acceleration for standing upright posture.
靴ヒール高と立位姿勢保持の限界加速値の関係

Fig. 4 左に示すグラフから、平均的な限界加速値 (cm/s^2) と持続時間 (ms) との間に密接な関連が見い出せる。持続時間が 1000 ms を超えると、限界加速値は緩やかに減じてきており、持続時間が 1000 ms より小さくなるにつれて、限界加速値は急激に増大していく傾向がみられる。立位姿勢の保持限界値は、後方へ倒す加速外力 (以下、後方力とする) より、前方へ倒す加速外力 (前方力) に対してのほうがより大きくなる。限界加速値は、2000 ms の持続時間を例にすると、前方力に対して 66.3 cm/s^2 (SD 7.8 cm/s^2)、後方力に対して 56.4 cm/s^2 (SD 5.8 cm/s^2) であり、後方力に対する値が前方力より 16%ほど低くなっている。このことから、裸足時には、体の正面から背面方向に力を受けた時のほうが倒れやすいことになる。

4.2 ハイヒールの場合

被験者間の特性を変動係数で見ると、前方力で 10.2 ~ 22.3、後方力で 7.4 ~ 11.1 の範囲内である。前方力が負荷された場合、持続時間が 2000 ms に近づくほど、被験者間のバラツキが大きくなっている。被験者と持続時

間との分散分析の結果からみると、持続時間だけでなく被験者間にも高度な有意差 (前方力で F_{88}^{11} 値 = 26.1, 後方力で F_{88}^{11} 値 = 11.1) がみいだされるが、被験者間の分散の寄与率は、前方力で 15.2%, 後方力で 4.6% である。全分散に占める割合が相対的に低いことから、被験者の平均値によって一般的な傾向を示しても問題ないと判断される。検査で用いた持続時間に関しては高度に有意である (前方力で F_{88}^8 値 = 227.7, 後方力で F_{88}^8 値 = 297.8)。

Fig. 4 右に示すグラフから、限界加速値と持続時間との間に密接な関連がみられる。ハイヒールの場合、後方力よりも前方力に対して弱く、その値は、2000 ms の持続時間の場合に、前方力 44.3 cm/s^2 (SD 9.9 cm/s^2)、後方力 52.5 cm/s^2 (SD 5.8 cm/s^2) で、前方力が後方力より 16%ほど低い。このことから、裸足の場合とは逆に、体の正面方向に倒れやすくなっていることがわかる。

4.3 裸足とハイヒールの比較

後方力に関して、各持続時間ごとに裸足とハイヒール

ル間の差を t 分布検定 (自由度 11) してみると, 持続時間 2000 ms のときにのみ, 危険率 1% で有意差が認められるが, 他の持続時間に関しては有意差があるとはいえない。このことは, 後方を負荷する検査法では, 差が僅少なために靴ヒール高の限界加速差を見出すことができないことを意味している。一方, 前方力に関しては, 裸足とハイヒール間の差を t 分布検定すると, すべてにわたって高度な有意差が認められる。

以上より, 靴ヒール高別の立位姿勢保持の限界加速値の差を求める場合は, 前方力に対して検査を実施し, なおかつ, その加速外力の持続時間を明示することが分かる。

4.4 靴ヒール高と立位姿勢保持の限界加速値

体の前方へ加速力 (持続時間 2000 ms) を負荷した場合, 分散分析から履物間に高度な有意差 (F_{44} 値 = 46.6) が認められ, 被験者間においても有意差 (F_{44}^{11} 値 = 17.0) が認められる。履物間の差が少ないことから, 相対的に被験者間の分散の寄与率も 42.2% と大きくなくなっている。

そこで, 平均限界加速値にその標準偏差を付して, 靴ヒール高別の傾向を Fig. 5 に示した。この左図に示された前方力に対する検査結果によると, ハイヒール (88.8 mm 高) で最低の加速値となり, ローヒール A (12.3 mm 高) で最大となる。ハイヒールでの平均限界値はローヒール A より 38% ほど減じており, 被験者間の限界値差が大きいとは言え, 一般的に靴ヒール高が高くなるにつれて限界加速値が減少すると言える。裸足 (S_0), ローヒール A (S_1), ローヒール B (S_2) の分散分析の結果から, 履物間 ($S_0 \sim S_2$) の F 値 = $4.0 < F_{22}^2(0.01)$ となり, 危険率 1% で有意差があるといえない。つまり, 靴ヒール高 30 mm までは, 保持限界に関しては差がないと判断できる。Fig. 5 右は, 後方力に対して検査した結果であるが, 靴ヒール高に関する顕著な差は見い出せない。

5. 論 考

5.1 限界加速値と持続時間の関係式

Fig. 6 は, 縦軸に限界加速値の実測結果を, 横軸に持続時間の逆数をとって描いたものである。図から限界加速値 (α cm/s²) は持続時間 (t 秒) の逆数に比例する。つまり, 下記の一般式で表現できる。ただし, a と b は履物と力の方向によって決定される定数である。

$$\alpha = a \cdot (1/t) + b \quad (1)$$

$$\text{あるいは } (\alpha - b) \cdot t = a \quad (2)$$

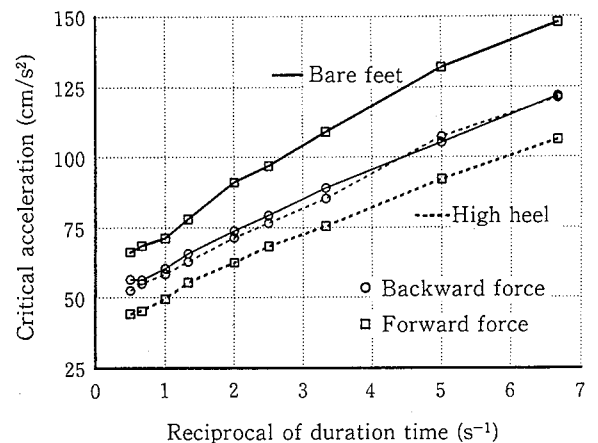


Fig. 6 Relations between the reciprocal of duration time and critical acceleration for standing upright posture.

持続時間の逆数と立位姿勢保持の限界加速値の関係

Table 2 Coefficients for eqs. (2).
近似式の係数

Direction of accelerated force	Footwear	$(\alpha - b) \cdot t = a$	
		a (cm/s)	b (cm/s ²)
Forward	Bare feet	13.7	60.6
	High heel	10.2	40.6
Backward	Bare feet	10.9	50.8
	High heel	11.4	47.6

t : time(s), α : acceleration (cm/s²)

ここで $(\alpha - b)$ を α^* とおくと, 立位姿勢の保持が不可能となるときは下式の条件を同時に満たすことになる。

$$\alpha \geq b \quad (3)$$

$$\alpha^* \cdot t \geq a \quad (4)$$

$\alpha < b$ の場合は, 持続時間がたとえ長くても立位姿勢は保持されることになる。ここで, $\alpha^* \cdot t$ は速度を表す式となる。つまり, b 以上の加速度 (α^*) が立位バランスに影響を及ぼし, その加速度が引き起こす速度増が a 以上になると, 立位バランスを崩すことになる。この関係式を用いることにより, すべての持続時間について精査することなく, 数少ない測定によって立位保持特性を解明できることが示唆される。ハイヒールと裸足における力の方向別の定数 a と b を Table 2 に示す。

5.2 身体支持基底面の回転支点と体重心点

人間の体を単純に剛体とし, 身体支持基底面の端部で回転して倒れると仮定すると, 実測した限界加速度 (α) と, 体重心の高さ h (m), 体重心から支持基底面の

端部までの水平距離 l (m) との間には, g を重力加速度として下式が成立する。

$$l = \frac{\alpha}{g} \cdot h \quad (5)$$

(5) 式から, 体重心高さ h , 限界加速値 α が求まれば, 体重心点から回転支点までの水平距離 l が得られる。裸足時の持続時間 2000 ms のときの検査値をあてはめると, 体重心までの水平距離 l はそれぞれ以下ようになる。ただし, 重力加速度 $g = 980 \text{ cm/s}^2$, 体重心高さは被験者の平均身長 1.65 m の 56% とする²³⁾。

裸足 後方力で踵側から 50 mm

裸足 前方力で爪先側から 59 mm

被験者の平均足長は 232 mm であり, Fig. 3 に示したように爪先が外側に 17 度ほど開いている。また, 踵後部から足長の 40% の位置上に体重心点があり²⁴⁾, 足は剛体で回転点は力の加わる方向に応じて足裏の踵角部あるいは足指の先端部として考えるならば, 値は下記のようになる。

後方力で踵側から 89 mm ($\because 232 \cdot \cos 17^\circ \cdot 0.4$)

前方力で爪先側から 133 mm ($\because 232 \cdot \cos 17^\circ \cdot 0.6$)

つまり, 理論値と検査値との差は後方力で 39 mm, 前方力で 74 mm であることが分かる。前方力が負荷された場合に, より大きな揺れが生じていることになる。このことは, 前方力の場合に, 被験者間のバラツキが大きいことから首肯できる。実際は, 足の踵角部あるいは足指の先端部が柔軟な丸みを有した支点となるために, 理論値は実際より大きい。ここで, 足指や踵後部の丸みと, 足指付け根部の折れ曲がり, それぞれ 15 mm, 25 mm と仮定して理論値から差し引くと, その差は 25 mm, 50 mm ほどになる。つまり, 瞬発的な水平加速外力が加わった時に, 反応遅れから体重心が約 25~50 mm ほど瞬発的に揺れた後に, 水平加速外力に抗して立位姿勢保持のためのバランス反応を行っており, 前方力の場合に大きく揺れていると推察される。

5.3 既往の研究との比較

神中⁵⁾は, レントゲン撮影などによる足部骨構造の観察から靴ヒール高として扁平足で 35 mm, 正規足で 30 mm を推奨している。青木⁶⁾は, 足部構造から 20 mm が最良であるとしている。三浦ら⁷⁾は, 足部構造から靴ヒール高 20 mm が最適であり, 20~30 mm のときに歩行中の呼気量が最も少なくなり, 効率的であるとしている。小川ら⁸⁾は, 靴ヒール高 40 mm までは呼気量, エネルギー代謝量及び心拍数に差がみられないが, これを超えると急に増大すると報告している。石毛⁹⁾は, ステップテストでの心拍数, 呼気量, 酸素消費量から判断

Table 3 Optimum heel heights. 適切なヒール高

First Author	Heel height (mm)	Major experimental method
Kaminaka (1937)	30	Radiograph etc.
Aoki (1944)	20	Radiograph
Miura (1954)	20~30	Cyclegraph etc.
Ogawa (1958)	<40	Energy consumption etc.
Ishige (1961)	30	Energy consumption etc.
Rabbi (1992)	<60	Length of foot arch

Table 4 Relative values of critical acceleration for standing upright posture. 立位姿勢保持の限界加速値の相対的な比較

Footwear	Heel height (mm)	Relative value	
		Forward	Backward
Bare feet	0.0	93	97
S_1	12.3	100	100
S_2	30.6	96	102
S_3	56.0	83	96
S_4	88.8	62	90

した靴ヒール高は 20~40mm, エネルギー代謝量¹⁰⁾から判断した靴ヒール高は 30 mm が最適であるとした。Rabbi ら¹¹⁾は外反母趾を防ぐ観点から, 前足部横アーチの伸張を観察し, 靴ヒール高は 60 mm 以下としている。これらの既往の推奨値を Table 3 にまとめた。

立位姿勢保持の観点から求めたローヒール A (S_1) の限界加速値 (前方力で 71.3 cm/s^2 , 後方力で 58.3 cm/s^2) を 100 とした場合の, 他のヒール高の相対的な値は Table 4 のようになる。ヒール高 12mm で限界値が最大となり, 30 mm を超えると, この値が急激に減じてくる。ハイヒールでは, ローヒール A と比較すると限界値が 62 まで減じている。このことから, 30 mm 以下の靴ヒール高の履物が適切であると推察される。また, 裸足状態の限界加速値が比較的に低くなることから, 姿勢保持の観点からみると, 裸足状態が最適とは必ずしもいえない。

5.4 既報のカタパルト加速方式との比較

重錘の落下加速度を利用したカタパルト方式²¹⁾によっても, ステップ状の加速外力を生み出すことができるが, 落下高が一定 (40 cm) のために, 落下加速度が大きくなれば, 持続時間は加速度の平方根に反比例して小さくなる。その結果, カタパルト方式により得ら

れた足位別の限界加速度の加速方向別の分布図は、高い値ほど持続時間が短くなっているため、検査値は高い値ほど限界値が強調されていることが判明した。分布図を描く場合は、加速外力の持続時間を共通にする必要があることを示唆している。

6. 結 言

立位姿勢の不安定性に及ぼすヒール高さの影響を明らかにするために、被験者の前方または後方から瞬発的に水平加速力を加えることのできるリニアアクセラレータを用いて、被験者がバランスを崩す限界の加速度を求めた。本研究により、以下のような結論が得られた。

- (1) 体の背面から正面方向にかかる前方力に対して、ハイヒールと裸足間に有意差がみられた。
- (2) 一方、体の正面から背面方向にかかる後方力では、差が僅少で履物による有意差が認められなかった。
- (3) 前方力を負荷した場合にハイヒール（ヒール高 89 mm）はローヒール（ヒール高 12 mm）と比較して、限界加速値が 38%減じた。つまり、ハイヒールではローヒールと比較すると約 4 割ほど立位姿勢の保持機能が衰えて、前方に倒れやすいことが判明した。
- (4) ヒール高別の立位姿勢保持の限界加速値から判断して、ヒール高は 30 mm 以下が推奨できるが、しかし、ヒール高 0mm が最善であるとは言えず、裸足よりもヒールが 10mm~20mm 程度ある靴の方が僅かであるが安定していた。

平衡神経学などの分野では重心動揺計が広く活用されている²⁵⁾。しかし、そこから得られる重心動揺距離、重心動揺面積などを用いても履物のヒール高さなどの安全性を具体的な数値で評価することは難しい。本研究で採用した方法は立位姿勢保持への影響を具体的に限界加速値で評価できる利点があるために、安全分野ばかりでなく、医用分野での幅広い活用も可能になると考えられる。

謝 辞

立位姿勢の保持限界を求める検査に協力していただいた鉄道総合技術研究所研究員大野央人氏ならびに小美濃幸司氏に感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 永田久雄, 大野央人, 小美濃幸司: 水平加速外力に対する靴ヒール高別の立位姿勢の保持限界に関する研究, 人間工学, 32, 1~9 (1996).
- 2) Nagata, H: Occupational accidents while walking on

- stairways, Safety Science, 14, 199~211 (1991).
- 3) 永田久雄: 階段下降時の心理的負担面からみた踏面・けあげの安全寸法, 産業安全研究所研究報告, RIIS-RR-93, 67~76 (1994).
- 4) 佐野祐司, 浅見俊雄, 片岡幸雄, 和田光明: ハイヒールが歩行姿勢やエネルギー代謝に及ぼす影響, 第 2 回姿勢シンポジウム論文集, 姿勢研究所編, 119~124 (1977).
- 5) 神中正一: 職業婦人と靴, 治療及処方, 18-206, 802~814 (1937).
- 6) 青木松三: 足部骨構造上より観たる立業者の靴踵高に就いて, 日本連合衛生学会誌, 16, 112~113 (1944).
- 7) 三浦豊彦, 森岡三生, 木村菊二, 田口 貞: 歩行運動と履物に関する研究 (第 9 報) — 適当な靴とヒール高さについて, 労働科学, 30-7, 447~454 (1954).
- 8) 小川新吉, 阿久津邦男, 岩崎義正, 竹宮隆: 履物と姿勢について (II) エネルギー代謝より見た考察, 体力科学, 7, 325~326 (1958).
- 9) 石毛フミ子: ハイヒールの体力医学的研究 I, ステップテストに現れたヒール高さの影響, 体力科学, 10, 49~55 (1961).
- 10) 石毛フミ子: ハイヒールの体力医学的研究 II, 歩行時のエネルギー代謝に現れたハイヒールの影響, 体力科学, 10, 56~61 (1961).
- 11) Mohammad Ehsanur Rabbi, 寺本 司, 牧野佳朗: 歩行時の前足部横アーチに及ぼす靴ヒール高の影響, 靴の医学, 6, 145~148 (1992).
- 12) 永田久雄, 大野央人: 加速刺激に対する立位姿勢の安定性に関する研究 (その 1), 日本人間工学会第 34 回大会講演集, 288~289 (1993).
- 13) 大野央人, 永田久雄: 加速刺激に対する立位姿勢の安定性に関する研究 (その 2~4), 日本人間工学会第 34 回~36 回大会講演集 (1993~1995).
- 14) 服部四士主, 川瀬修一: 外乱に対する人体の平衡特性について, 人間工学, 7-3, 145~152 (1971).
- 15) 渡辺和彦: 姿勢の乱れとその制御 — 幼児・児童の姿勢制御能の発達, 姿勢 (第 2 回姿勢シンポジウム論文集), 姿勢研究所編, 235~242 (1977).
- 16) 相川考訓, 高見政利, 石神重信: 動的姿勢制御機構測定システムの開発, 第 6 回バイオメカニズムシンポジウム (前刷), バイオメカニズム学会, 179~180 (1979).
- 17) Andres, R.O. and Anderson, D.J.: Designing a better postural measurement system, American Journal of Otolaryngology, 1~3 (1980).
- 18) Era, P. and Heikkinen E.: Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages, J. Gerontology, 40-3, 287~295 (1985).

- 19) Romick-Allen, R. and Schultz, A.B.: Biomechanics of reactions to impending falls, *Journal of Biomechanics*, 21-7, 591~600 (1988).
- 20) 辛承憲, 林喜男, 鳥海雅之: 加速度外乱刺激によるバランス反応の加齢変化, *人間工学*, 25 (特別号), 196~197 (1989).
- 21) 永田久雄: 急加速刺激を加えた場合の立位姿勢の安定性に関する基礎的研究, *人間工学*, 26, 173~180 (1990).
- 22) 永田久雄: 急加速刺激を加えた場合の立位姿勢の安定性評価装置の開発, *人間工学*, 27, 221~223 (1991).
- 23) 松井秀治: 身体運動学入門 (基礎編), 108~109, 杏林書院 (1975).
- 24) 平沢彌一郎: Stasiology からみた日本人の直立能力について, *バイオメカニズム学会誌*, 6-3, 7~14 (1982).
- 25) 中橋美智子, 石川 薫, 町田由美子: ヒール高およびかかと面積の相違が重心位置・重心動揺などにおよぼす影響について, *東京学芸大学紀要 第6部門 (産業技術・家政)*, 42, 97~104 (1990).

(平成8年5月10日受理)