

Research Report of the Research Institute
of Industrial Safety, RIIS-SRR-87, 1987.
UDC 612.886 : 614.821

III 高年齢者の転倒限界に関する実験的研究

永田久雄

Experimental Study on Critical Forces Causing Accidental Falls of Elderly Workers

by Hisao NAGATA *

Abstract : According to the results of the analyses of occupational accidents, elderly workers are apt to fall on the surface. These accidents come mainly from the physical degeneracy of standing ability. In this report, it was aimed to research the critical forces causing accidental falls of elderly workers in various actual standing postures.

When a worker slips or trips on the floor, the cause is considered to be by a sudden change of body balance. To justify this, a new test device was set up by use of the principle of catapult so as to give a sudden dynamic movement to the subject's body. On the other hand it was considered to give the subject a very slow static movement. In this report, the other test device was made in order to compare the characteristics between the dynamic and the static forces. For the subjects five elderly males (mean age : 64) and five young workers (mean age : 22.6) were tested in the experiments. Critical forces to cause a fall were examined from 16 directions around a standing subject. Various standing postures on the footing boards, on stairs and on floors were implemented. At the first stage of the experiments, analyses were carried out by using the simple theory of leg-mechanics and observations on contacts of foot-sole just when falling through a pedo-scope.

According to the results of the dynamic experiments, critical forces of elderly workers were lower than these of young workers by about 30 to 50 %. Especially for elderly workers, thumbs and other fingers of feet could not sufficiently play the role of supporting their bodies against sudden movements. In the case of the static experiments, the large difference between the groups of younger and elder workers could not be found, that is, elderly workers also could follow the changes of forces produced by slow movements of body. New technique and device for measuring the critical dynamic forces of human standing postures can also be applied to evaluate suitable dimensions of hand rail, heel heights of shoes, etc. in regard to preventing them from falling.

Keywords : Human balance, Human posture, Standing ability, Falling accidents, Impact force

1. 研究目的

前報の災害調査結果等^{1),2)}からも明らかなように、高年齢者は滑ったり、転んだりして負傷する事故が多

い。高年齢者の身体機能、特に、直立歩行機能の低下がその主な要因と考えられる。そこで、滑り、つまずきによる不意の体の平衡失調に高年齢者がどの程度まで耐えられるかを知る必要がある。体の立脚能力を測

* 土木建築研究部, Construction Safety Research Division

定する方法として、重心移動面積、閉眼片足立ち時間などによる方法が多く用いられているが、本報では、直接、高年齢者に外力を加える方法を取った。この方法では、転倒するまで力を加えて、その限界耐力（以下、転倒限界耐力とする。）を、実際に求めることができるのである。高年齢者がどの程度まで、転倒を引き起こすかに耐えられるかは、立脚姿勢や身体的能力（筋力、筋反射能力、平衡感覚など）によって大きく変わってくると考えられる。そこで本研究では、平地歩行時、足場板歩行時、階段歩行時に分けて種々の基本的な立脚姿勢での転倒限界耐力並びに、若年者群と高年齢者群の転倒限界耐力を実験的に求め高年齢者の立脚姿勢保持能力の特性を明らかにすることを目的とした。

2. 実験方法

歩行中の労働者が不意の滑り、つまずきにより転倒するのは、急激な体の動きにより力が加えられ、立脚姿勢が崩されたことによると考えられる。転倒限界耐力を求める実験にあたって、高年齢者に対して歩行中に滑り、つまずきを実際に発生させ転倒させることが考えられるが、危険を伴う。滑ったりして転倒するのは、体に不意の外力が加わった状況とも考えられることから、静止している種々の立脚状態で不意の外力を加える方法がより安全と考えられる。また、逆に、静止した種々の立脚姿勢に緩やかな外力を加える方法が考えられる。そこで、本報では、外力を、徐々に加える場合（静的外力）と、過渡的に加える場合（動的外力）に分けて考え、それぞれの外力に対する種々の立脚姿勢での転倒限界耐力を計測した。また、転倒限界耐力の測定実験にあたって、体に外力を加えた場合の足裏の働きをピドスコープ*1)によって観察した。また、高年齢者の身体機能の低下を知る為に、20代成人と高年齢者の転倒限界耐力の特性の比較を試みている。

2.1 試験機の製作と測定法

2.1.1 静的転倒限界耐力の測定

1) 測定機の試作

試験機を Photo. 1 に示した。本体は牽引速度可変型のリニアヘッド設置部、荷重検出部、被験者が載る円

盤（直径91cm）及び、出力波形の収録モニター一部から成り立っている。牽引速度が大きいと、それだけより大きな力を必要とする。本機による測定は、転倒限界の最小耐力を求めるのが目的であるので、牽引速度を1.5cm/秒と、非常に遅くし、牽引のひもの途中にバネ（バネ常数5kg/cm）を介在させてリニアヘッドの牽引力が急激に被験者に伝わらないようにした。測定時の牽引力の検出は歪ゲージ式の荷重計を使用した。荷重の一般的傾向として、体が傾斜転倒する直前に最大値が観測されるので、観測波形から前もって転倒を予測することができる。静的外力を加える箇所は、肩、胸、脚などが考えられるが、動的外力と比較できるように静的な水平外力も体重心部に加えて測定した。測定は、被験者の周囲16方向（22.5度間隔）について行った。

2) 静的測定法

円盤に被験者を載せ、その台を回転させることにより、牽引方向（16方向）を無作為に変化させて計測した。立脚時の転倒限界耐力の最低値を得るのが目的であることから、体を牽引方向と逆方向に大きく反り返して、牽引力に対して体重移動で耐えることのないように、被験者に指示して計測した。牽引力は、小型の歪ゲージ方式の荷重センサーの出力をマイコン画面上に実時間で出力させた。安全上の配慮から、急激な転倒を避けた。そのため、転倒直前の荷重出力値の急減少がモニター画面上で観察されると同時に、リニアヘッドのモーターを瞬時に逆転させた。

2.1.2 動的転倒限界耐力の測定

1) 測定機の試作

試験機を Photo. 2 に示した。本体は水平可動台、重



Photo. 1 Measurements of critical static forces.
静的転倒限界耐力の測定

* 1) 強化ガラスの端部から蛍光灯の光を入射させ、強化ガラスの表面に足裏を接触させると、接触面のみが青白く発光する。ピドスコープはこの減少を利用した足裏観察装置である。

り取付部と加速度検出部及び出力波形の観測部，データ収録部，モニター部から成り立っている。測定は被験者を台に立たせ，その台を急激に移動させる方法を取った。この装置は，重りの落下速度を利用して水平に台を移動させるカタパルト形式の測定機である。台（広さ90×70cm）は，傾斜度2.23（7/180）度のガイドレール（長さ1.8m）を滑るように設計されている。台を傾斜させたのは，台とガイドレール間との見かけ上の静止摩擦係数を零にする為に行った。被験者が受ける加速度は，試験機の重りの重さと，台上の被験者の重さによって変化してゆく。一般に，レールの角度 θ ，摩擦係数 μ ，重りの質量 m_1 ，台と人間の質量の和 m_2 ，重力加速度 g とすると，算定して得られる加速度値は，次表で表せる。

$$\alpha = \frac{m_1 + m_2 (\sin\theta - \mu \cos\theta)}{m_1 + m_2} \cdot g$$

しかし，実測値はこの算定と一致しない。そこで実際の重りの重さと最大加速度値の関係曲線（Fig. 1）を実験的に求め，その図から，上式を基にして，校正曲線式を導いた。落下重りと被験者の重さの和を，式に代入して，その算定値を用いて実験時の加速度を表すことにした²⁾。重りの落下高は，40cmとした。この場合に，落下距離が一定であるから，加速度が大きくなれば，被験者が耐える時間は，加速度の平方根に反比例して小さくなる。本文では，加速度の単位は，重力単位G（9.8m/s²）で表示している。測定は静的限界耐力測定と同様に，被験者の周囲16方向について行った。



Photo. 2 Measurements of critical dynamic forces.
動的転倒限界耐力の測定

* 2) 見かけ上の動摩擦係数 $\mu = 0.095 - 0.056 \left(1 - \frac{m_1}{100}\right)^2$

$$\text{加速度 } \alpha = \frac{m_1 - 0.9992 \times m_2 \times \mu + 0.0389 \times m_2}{m_1 + m_2}$$

但し， m_1 ：重りの質量， m_2 ：台と人間の質量である。

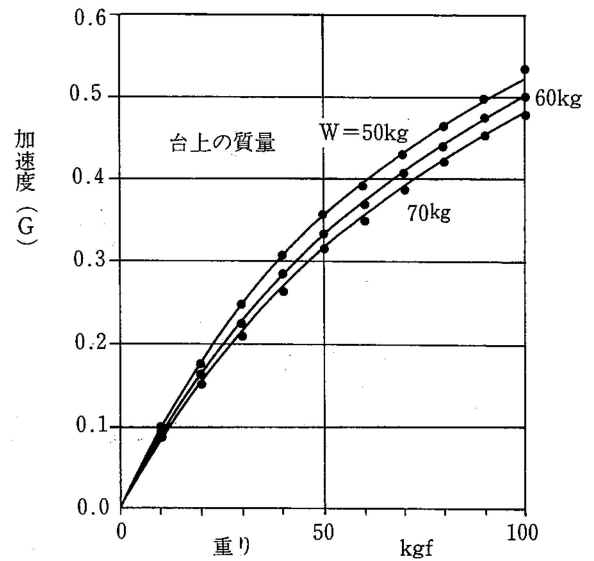


Fig. 1 Calibration curve for measurements of critical dynamic forces.

動的転倒限界耐力測定機の校正曲線

2) 動的測定法

安全上の配慮から，実験開始時から大きな加速度を被験者に与えるのではなく測定機の重りの重さを徐々に増してゆき，体の平衡を失う直前まで，つまり，立っていらなくなるまでの転倒限界耐力を求めた。片足が地面から離れても，立っている場合は転倒とみなさない。但し，両足が定められた位置から外れる場合は再度，繰り返し実験を行い，それでも両足が外れる場合は，転倒したとみなした。加速度測定には，Max. 1Gの加速度センサーを使用した。また，センサーの出力ノイズを除去する為にローパスフィルターを使用して，マイコン画面上に実時間で出力させ波形を観測した。

2.2 基本姿勢

実験した基本的な足位置を Fig. 2に，足裏の各部の名称などの説明図を Fig. 3に示した。足の中心点は，第2指と踵後部を結んだ線上の踵端部から40%点を取った³⁾。

2.2.1 横開脚姿勢

横開脚の姿勢（Fig. 2, III列—A, II列—D, I列—D）の場合にその開脚幅は20cm, 40cm, 60cmとした。足の開脚角度は，20cmの場合に左右17度，40cmの場合に左右17度，60cmの場合に左右18度とした。

2.2.2 前後開脚姿勢

前後開脚姿勢（Fig. 2, A列）の場合に，その開脚

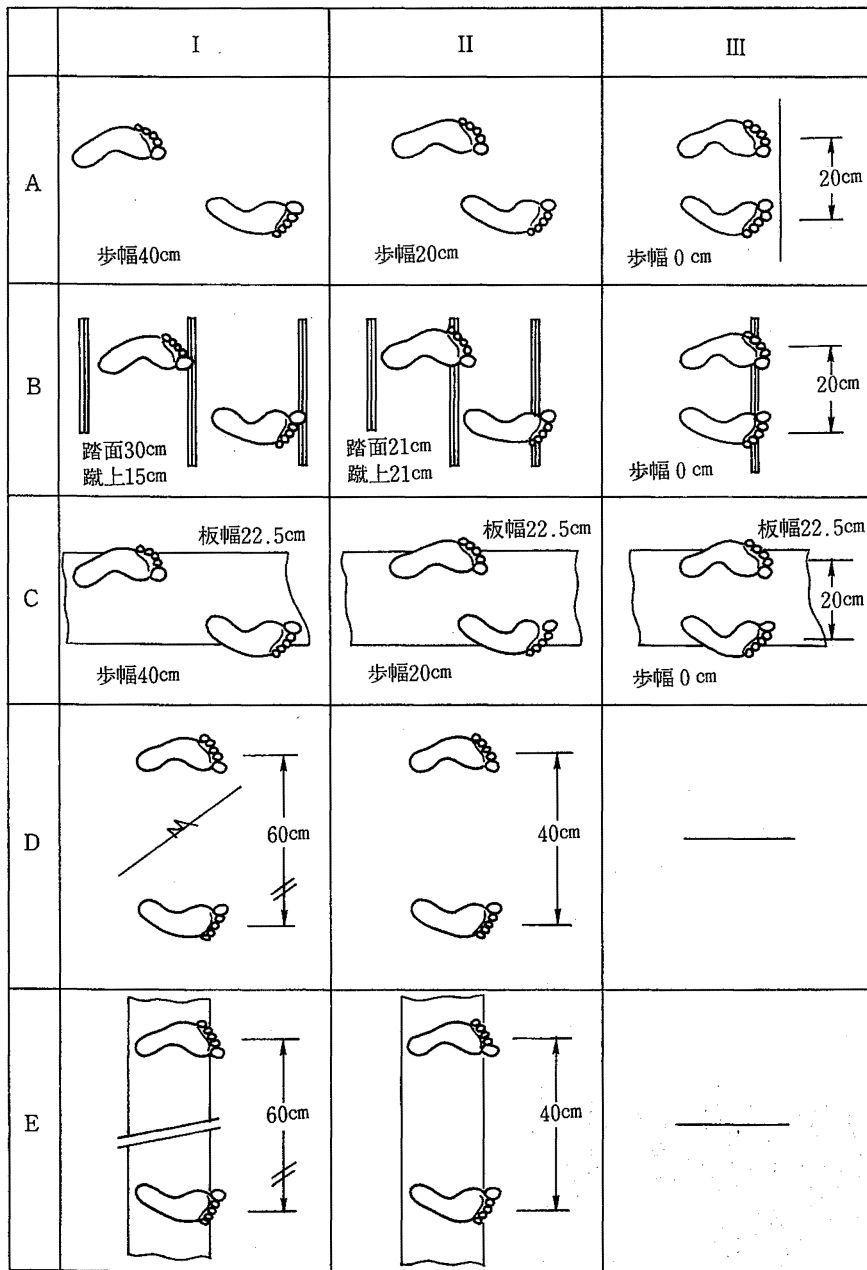


Fig. 2 Typical footing posture.
基本的な足位置

幅は、20cm (開脚角度は、左右12度)、40cm (開脚角度は、前足8度、後ろ足13度)とした。静止しての前後開脚幅60cmの場合では、高齢者に脚筋肉の痛みが生じる為に中止した。

2.2.3 足場板上の歩行

足場板上の歩行では、板幅が狭い為に、足裏外側部が板上よりはみ出す場合が多々ある。実験では、通常

の足場幅にほぼ等しい寸法22.5cmの板を使用して、Fig. 3に図示したように、足裏外側部が板からはみ出した状態での転倒限界耐力を求めることにした (Fig. 2, C列)。平地での立脚姿勢時の転倒限界耐力と比較することにより、はみ出した足の外側部の働きの度合が同時に明らかになる。開脚幅40、60cmについては、Fig. 3に図示したように、足場板上より足指が突出し

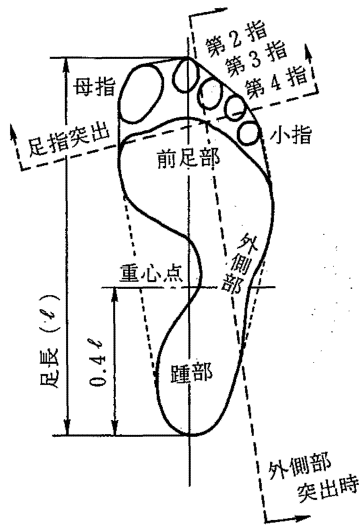


Fig. 3 Explanation of foot sole.
足裏各部の説明図

ている状態での同様の検討を行い、足指の転倒限界耐力の効果について実験的に調べることにした (Fig. 2, E列)。

2.2.4 階段歩行姿勢

階段事故は降りるときに発生する場合がほとんどである⁴⁾。そこで、降りの動作に着目して実験を行った。歩行姿勢は、歩行リズムを整える階段入口付近と階段下降時に分けられる。階段の入口付近では、歩幅を徐々に狭めていき(A I→A II→A III)、それから階段を降り始める。階段下降中の足位置は、踏面が足長より短ければ、必ず足指を踏面から突出せざるをえない (B III) また、高齢者に多い姿勢であるが、階段の最上段部の踊場で両足を揃えて立ち止まりの姿勢を取る場合がある (A III)。段差は、一般住宅で広く使われている急な階段寸法 (踏面21×蹴上21cm) と、公共施設等に使用されている緩やかな階段寸法 (踏面30×蹴上15cm) の2種類とした。

2.3 被験者

男子高齢者 5名 (平均年齢64歳, 60~65歳) と男子若年者 5名 (平均年齢22.6歳, 19~27歳) の計10名とした。平均身長 (体重) は高齢者が168.1cm (62.1kgf)、若年者が170.5cm (60.5kgf) である。Table1に被験者リストを示す。

3. 実験結果と考察

各年齢層のなかで被験者間の測定差が少ないことか

Table 1 A list of the subjects
被験者リスト

	性別	年齢	身長 cm	体重 kg	足長 cm
高齢者層	男	64	155.3	59.5	24.5
	男	65	165.0	55.5	25.0
	男	63	163.0	58.5	25.0
	男	64	178.0	66.0	27.0
	男	64	179.0	70.8	27.0
若年層	男	25	170.0	52.2	25.5
	男	21	175.9	58.8	25.0
	男	19	170.5	72.5	26.0
	男	27	168.0	54.0	26.0
	男	21	168.0	65.0	25.5

ら、各年齢層の被験者全員のデータによる平均的傾向で、転倒限界耐力分布図を描いた。転倒限界耐力分布図は転倒する方向に対してどの程度の力まで耐えられるかを表している。分布図では、1目盛り (破線の円) が0.1G単位となっている。静的転倒限界耐力分布図では、牽引力を各被験者の重量で除している。

3.1 転倒限界耐力の基本的性状

3.1.1 立脚耐力の理論的な算定について

体の重心部に力を加えた場合に、人間が耐えられる転倒限界耐力 F (N) は単純に、体重 mg (N)、身体の重心点からの転倒軸までの平面距離 l (m) 及び重心の高さ h (m) から次式まで算定される。

$$F = \frac{l}{h} \cdot m \cdot g \quad (\text{N}) \quad \text{から}$$

$$\frac{F}{m \cdot g} = \frac{l}{h} \quad (\text{無次元})$$

上式の左辺は、力と体重の比、つまり、重力加速度比 (α/g) となる。右辺は、転倒軸までの水平距離と身体の重心高さの比である。この式から、重心高さ、体重、及び転倒限界耐力値が求めれば、転倒軸までの距離 l (m) が得られる。Fig. 4は、この式を基にして、各基本的な足位置の実験寸法値を身体の重心高で除して重力加速度比表示の円グラフ上に描いたものである。但し、重心点の高さは、身長⁵⁾の56%とする。体の中心部に水平力を徐々に加えていくと、片側の足裏の一部

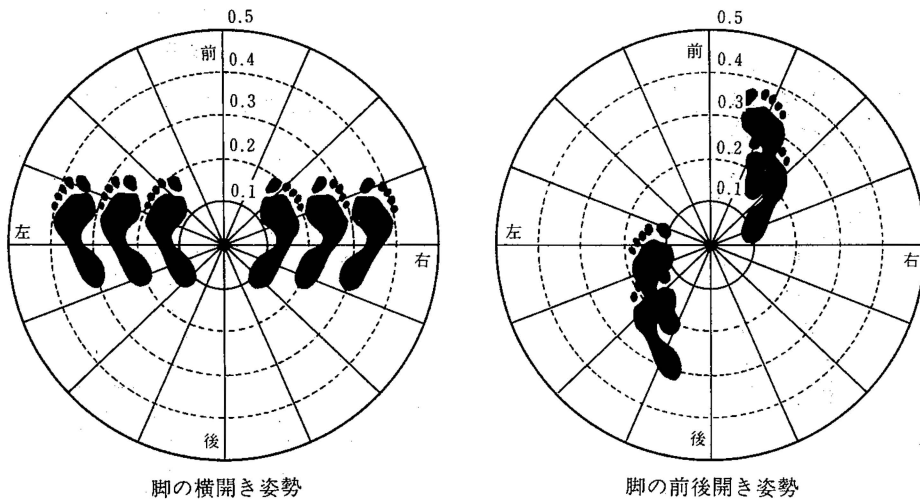


Fig. 4 Projection of footing posture to circular graph.
円グラフへの基本的な足位置の投影
(足寸法/重心高)

に体重と水平力の合成力が集中的にかかり、そこを軸として転倒する。この基本式を用いて、逆に、実測された転倒限界耐力の分布形から重心点の移動状態や足裏各部の働きが推測できるのである。

3.1.2 足裏の観察

転倒直前の足裏の観察写真を Photo. 3に示す。足裏の接触状態のみだけでなく、表面に5mm 間隔で多数の小円錐を持つゴムシートを用いて、荷重分布を観察した。荷重が大きいほど小円錐がつぶれ、その直径から荷重を知ることができ、最大で2.5kg/個まで観察できる。静的外力による足裏を各牽引方向別（前方、横方向、後方）についてみると、転倒直前の足裏の状態は、前方では、特に足指及び指の付け根の前足部の働きがみられ、後方では、円形の踵部で力に耐えている。横方向では、足裏外側部全体で力に耐えている。これらの接触点を軸として、転倒していることになる。つまり、この足裏の接触面に被験者の全体重と水平力の合成力が加わることになる。

3.2 姿勢による相違

3.2.1 横開脚姿勢

横開脚姿勢時の転倒限界耐力の比較を Fig. 5に示した。高年齢者群と若年者群に分けて各開脚寸法について分布図を描いた。静的転倒限界耐力は、高年齢者群と若年者群にかかわらず分布傾向は似かよっている。但し高年齢者群の耐力値が、若年者群の8割程度と低い値になっている。動的転倒限界耐力分布は、開脚寸

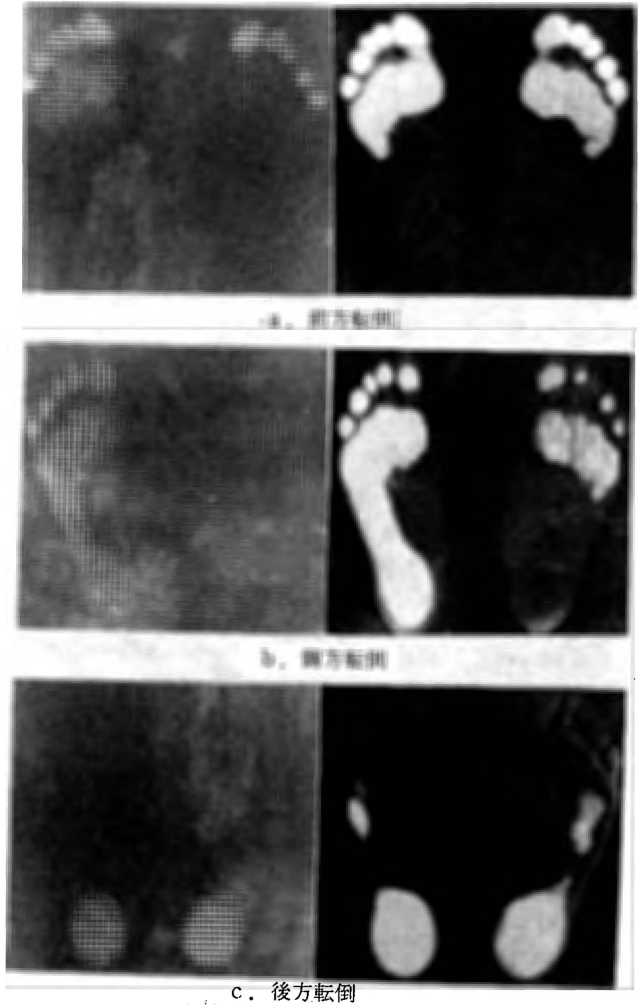


Photo. 3 A picture of balancing tests.
検査の様子

法が大きくなるほど、高齢者群若年者群の差が明確に現れてくる。特に、前方の左右67.5度の方向の転倒限界耐力では、足幅60cmの時に、高齢者群は、若年者群の耐力値の5割程度である。ちなみに、若年者群右0.43G→高齢者群右0.22Gとなっている。足幅が20cmの場合では、動的限界耐力より、静的限界耐力の方がむしろ大きい。

転倒限界耐力の分布図から逆に足裏の動きを推定すると、高齢者群の動的転倒限界耐力分布では、体に加わった力に対して瞬時に反応できないばかりでなく、足指、特に母指部が十分に働いていないといえる。高齢者全員が同じ傾向の分布を示したことから、一般に高齢者は瞬時の筋反射がなされていないばかりでなく足指の働きが劣っていることを裏付けている。

静的転倒限界耐力分布図の傾向についてみると、若年者群と高齢者群の差が十分にみられない。負荷が徐々に続く場合は、荷重が持続する為に足指のみで十分に支えきれない。つまり、足指は補助的な役割を担っており、主に前足部で負荷を支えている。若年者群と高齢者群の分布の大きさの違いは、脚及び足指の筋力の強さの差と推察される。

3.2.2 前後開脚姿勢

前後開脚姿勢の転倒限界耐力の比較を Fig. 6 に示した。各寸法ごとに分けて、高齢者群と若年者群について分布図を描いた。図から、静的転倒限界耐力分布は、年齢層にかかわらず分布傾向は似がよっている。ただし、図の若年者群の右前方の耐力が、高齢者群よりやや大きい。動的分布は、前後幅が広がるほど、年齢の差が明確に現れている。前後幅60cmで前右22.5度の方向では高齢者群は、若年者群の5割程度である。例えば、若年者群0.46G→高齢者群0.24Gとなっている。

動的転倒限界耐力の分布図から、逆に足裏の動きを推定すると、高齢者群の分布は、若年者の半分ほどの広がりとなっており、足指だけでなく脚の筋反射がかなり劣っていると言える。

3.2.3 階段歩行姿勢

Fig. 7 に示した転倒限界耐力分布図で、高齢者群は、足指を突出した姿勢よりも、踏面寸法21cm×蹴上げ寸法21cmの段階での姿勢の時の方が転倒限界耐力分布は小さくなる。また、高齢者の動的転倒限界耐力分布は、緩やかな階段でも、それほど大きく広がら

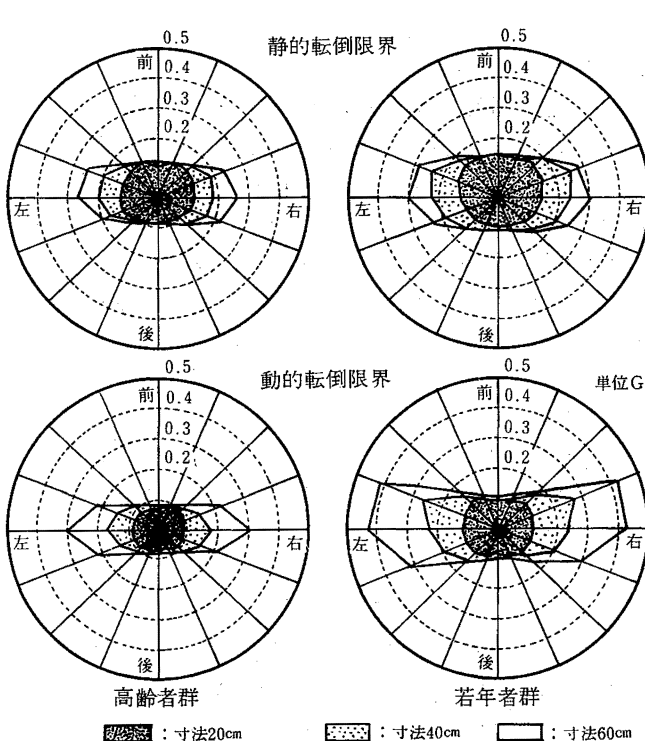


Fig. 5 Critical forces in the posture with side steps. 脚の横開き姿勢時の転倒限界耐力の分布図

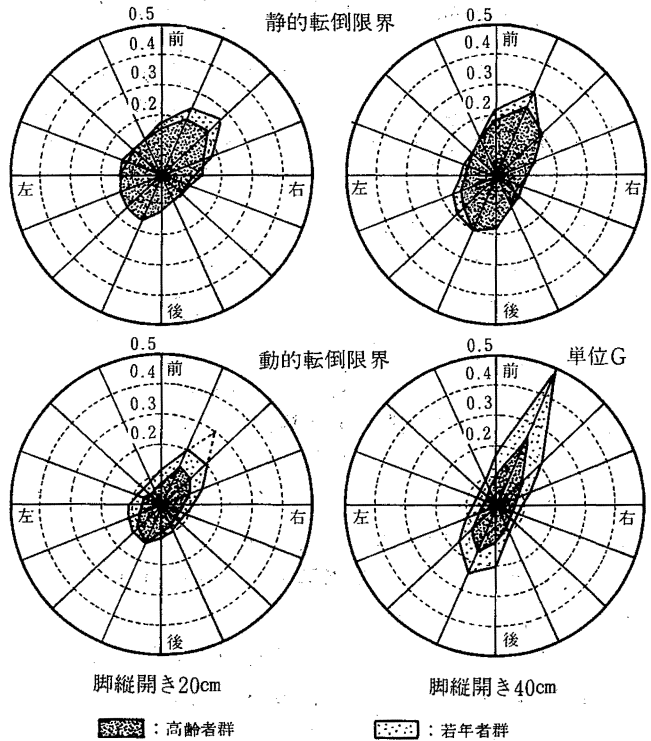


Fig. 6 Critical forces in the posture with forward steps. 脚の前後開き姿勢時の転倒限界耐力の分布図

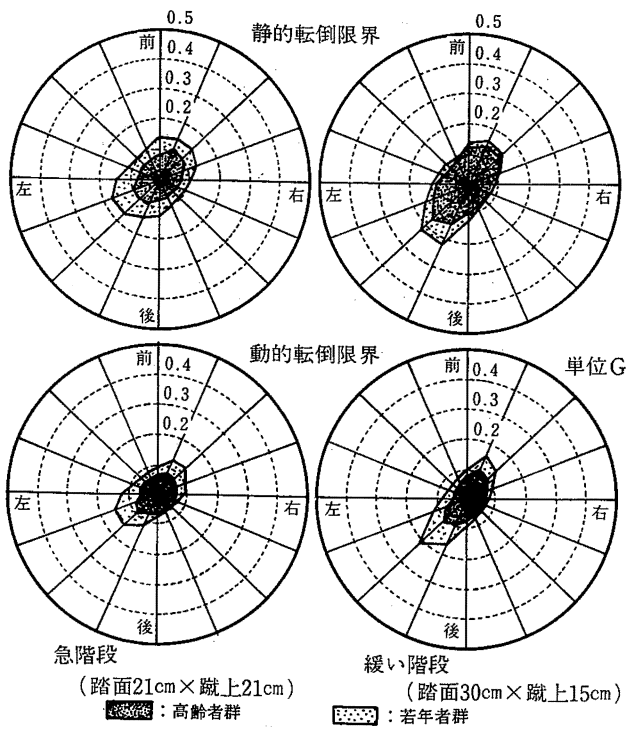


Fig. 7 Critical forces in the posture of stair descending. 階段での転倒限界耐力の分布図

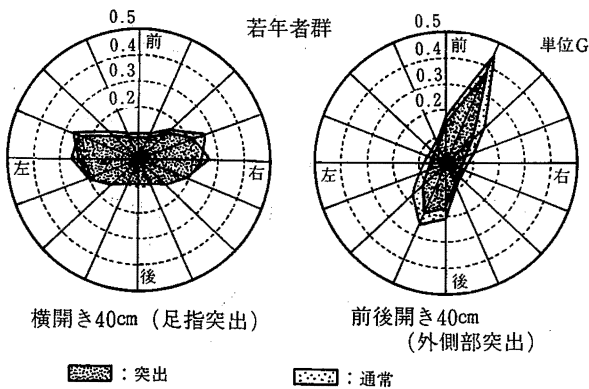


Fig. 8 Critical dynamic forces. 動的転倒限界耐力の分布図

ず0.11G以下となっている。高齢者にとって、階段での降りの姿勢は、体の平衡を保持するのに非常に不安定な状態となる。若年者群では、階段寸法が緩やかになると、歩行方向に近い耐力が増してくる。また、体の前方より、後方に引かれる外力に対して強くなる傾向がみられる。つまり、降りる方向に転倒の危険が高い。高齢者は、足指や足裏外側部の働きが充分になされていないことから、階段歩行姿勢では、体の安定度は、平地での直立状態よりも更に劣り、転倒しや

すい危険な状況になっているといえる。

3.2.4 足場板歩行姿勢

若年者群のみの足場板上での足指及び足場外側部突出の場合の転倒限界耐力を Fig. 8 に示した。比較の為に、突出していない立脚状態での転倒限界耐力分布図と合わせて描いた。足指が突出した横開脚姿勢では、体の前方の耐力がやや減少している。つまり、この減少分が足指の働きと考えられる。足の外側部が突出している場合の前後開脚幅40cmの分布図は、全体に広がり小さくなる。この分布が高年齢者の分布傾向と似かよっていることから、高年齢者の場合は、脚の筋反射ばかりでなく足裏外側部の働きも充分になされていないと推察される。

3.3 結果のまとめ

3.3.1 静的限界耐力と動的限界耐力の一般的な相違

静的外力は、荷重継続時間が緩やかで長い、動的外力は瞬時に被験者に加わるという差がある。その為に、静的外力の場合には、体の平衡を保つための余裕が与えられている。一般に、通常の直立姿勢では、静的限界耐力値の方が、動的限界耐力値より大きくなる傾向がみられる。しかし、開脚姿勢での最大筋力に近い負荷が続く場合には、筋疲労がみられ、高年齢者、若年者にかかわらず静的限界耐力値は動的限界耐力値より減少する傾向にある。

3.3.2 若年者群と高年齢者群の一般的な相違

若年者群と高年齢者群の転倒限界耐力分布傾向の相違は、動的外力の場合には、瞬時の筋反射や筋力を必要とする為に、高年齢者は、その急激な動きに対する体の反射的な追従能力が若年者群と比較して約50-70%ほど、特に母指部の素早い動きを必要とする動きに対して明かに劣っている。しかし、高年齢者も緩やかな静的外力に対しては、主に脚筋力で十分に耐えることができる。その為に、静的限界耐力値については、若年者群との差が少ない。静的限界耐力よりもむしろ動的限界耐力の分布特性に、高年齢者と若年者の身体的能力の差が顕著に現れている。

4. 結 語

高年齢者の転倒限界耐力を、静的限界耐力と動的限界耐力に分けて測定を試みた。立脚姿勢は、前後方向、左右方向に分け、特に足場・階段上での姿勢についても実際の測定を試みた。その結果、高年齢者の足指の働きや足裏外側部の働きが、充分になされていないこ

とが明らかになった。同時に、若年者との転倒限界耐力分布の違いを明確にすることができた。測定結果から得られた静的限界耐力と、動的限界耐力分布図の適用方法については今後、更に検討が必要である。高年齢者の立脚能力を評価する場合、一般的には、脚・足指等の筋反射の衰えが強く現れ、且つ、滑り、つまずき時の状態を反映できる動的限界耐力分布図のがより、実用的な基礎資料になり得る。

本報で試作した動的限界耐力測定機により、高年齢者の実際的な転倒限界耐力を明らかにすることができたが、実験の繰り返しによる測定差が少なく安定した結果が得られる。このことから、転倒限界耐力試験法を手すりの効果、履物の踵高の安定性などの評価の為に応用することが可能である。

(昭和62年7月10日受理)

参考文献

- 1) 永田久雄他, 建設業における高年齢労働者の労働災害の分析, 産業安全研究所特別研究報告, RIIS-SRR-87, No. 1, 1987
- 2) 永田久雄, 階段・床(水平面)・梯子・足場での墜落死亡災害の傾向と分析, 階段・通路の安全性に関する研究第4報, 産業安全技術資料, RIIS-TN-82-2, 1982
- 3) 平沢弥一郎, 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, Vol. 6, No. 3, 1982, PP7-14.
- 4) 永田久雄, 階段転倒(落)災害の概要とその対策, 安全, Vol. 32, No. 6, PP27-33, 1981
- 5) 松井秀治, 身体運動学入門(基礎編), 杏林書院, pp108-109, 1975