高齢化にともなう歩行メカニズムの変化からみた すべりの評価の相対的变化の推定

高齢者の安全性からみた床のすべりの評価に関する基礎的研究 その1

INVESTIGATION ON CHANGE OF EVALUATION OF SLIPPERINESS RESULTED FROM CHANGE OF GAIT WITH AGING

Basic study on evaluation of floor slipperiness derived
from a viewpoint of safety of the aged Part 1

横山 裕*, 小野 英哲**, 稲垣 太郎***, 高橋 宏樹****

Yutaka YOKOYAMA, Hidenori ONO, Taro INAGAKI and Hiroki TAKAHASHI

The change of evaluation of floor slipperiness resulted from the change of gait with aging was investigated in this paper. At first, we developed an outfitting equipment for the young to simulate geriatric gait. Secondly, the sensory test was carried out using young panels with and without the equipment. The psychological scale of evaluation relating to slipperiness of sample floors employed for the test was constructed. Then, C.S.R which was the physical value corresponding to slipperiness was measured using "O-Y Pull Slip Meter". Thirdly, based on the correlation between the psychological scale and C.S.R, the difference of the aged from the young in evaluating slipperiness was investigated.

keywords : the aged, safety, slipperiness, evaluation, walking, outfitting equipment
高齢者, 安全性, すべり, 評価, 歩行, 装具

1. はじめに

すべりは、安全性の観点から建築物床に要求される最も重要な性能のひとつである。第二筆者は、実情に即した荷重条件下で床のすべり抵抗を測定できるすべり試験機O-Y・P S Mを開発するとともに、O-Y・P S Mで測定される物理量C. S. Rで健常な成人（以降高齢者との比較の意味で“若齢者”と記す）のすべり感覚を表示できることを明らかにし、さらにC. S. Rと若齢者のすべりに対する評価との関係からすべりの評価指標を求め、C. S. Rの測定方法とあわせてすべりの評価方法として提示している^{1)~4)}。

一方高齢者のすべりに対する評価は、若齢者と動作の形態が異なることや、転倒などの危険回避能力の衰えなどにもなう評価基準のシフトなどの影響で、若齢者の評価と異なることが予想される。しかし高齢者の安全性

の観点からすべりを評価するための資料は、すべりに対する高齢者の正確な判断を直接求めるのが現時点では非常に困難なことなどから、高齢者の判断の不正確さを指摘した報告^{5)~7)}などはあるもののいまだ不足しており、十分な資料の早急な蓄積が望まれている。

2. 本研究の目的、範囲および研究方法

本研究は、高齢者にとって一般的と思われる住居の居室内での歩行を対象として、高齢者と若齢者の動作のメカニズムの違いにより生じると想定されるすべりの相対的評価（安全性からみた床の序列）の変化の傾向を推定し、高齢者の安全性の観点からすべりを評価するための資料の一部とすることを目的としている。したがって高齢化にともなう評価基準のシフトなどの影響による絶対的評価の変化は、対象外とする。

* 名古屋工業大学工学部社会開発工学科
助教授・工博

** 東京工業大学工学部建築学科 教授・工博

*** 村田機械(株)(当時名工大修論生)
修士(工学)

**** 東京工業大学工学部建築学科 助手・
体育修

Assoc. Prof., Dept. of Architecture and Civil Eng., Faculty of Eng.,
Nagoya Institute of Technology, Dr. Eng.

Prof., Dept. of Architecture and Building Eng., Faculty of Eng., Tokyo
Institute of Technology, Dr. Eng.
Murata Machinery, M. Eng.

Research Assoc., Dept. of Architecture and Building Eng., Faculty of
Eng., Tokyo Institute of Technology, M. Phys. Educ.

具体的には、若齢者に高齢者と近似したメカニズムの歩行をさせることができる歩行メカニズム高齢化装具を開発し、高齢化装具装着時および未装着時の若齢者のすべり感覚、評価を官能検査手法を適用して求め、床のすべり抵抗との関係を装着時と未装着時で比較する。つまり実際に高齢者を用いる実験、検査を行わずに高齢者と若齢者のすべり感覚、評価の差異を推定する、試行的研究として位置づけるものである。なお高齢者を用いない理由としては、現実的に実験、検査に危険がともなうことが明らかに予想されることから、現段階では断念せざるを得ないことが第一である。

また床のすべり抵抗を表示する物理量には、C. S. Rの適用を試みることとする。すなわち官能検査結果に基づいて構成される心理学的尺度とC. S. Rの関係を、高齢化装具装着時と未装着時で比較することとなる。

なお高齢者の安全性の観点から住居の居室内での歩行と同様重要と思われる他の動作については、今後の課題とする。また本研究では男性を対象とすることとし、女性については同様の手法を適用することによる今後の課題とする。

3. 既往の研究

高齢者の安全性からみた床のすべりに関する研究例はいくつかみうけられるが、官能検査手法の適用などにより高齢者のすべりに対する正確な判断を直接求めるのが困難なことから、すべり感覚、評価とすべり抵抗の関係を高齢者と若齢者で比較した研究例は非常に少ない。有川ら^{5)~7)}は、すべり感覚、評価と歩行時の足の軌跡およびすべり抵抗との関係を少人数ではあるが高齢者と若齢者で比較し、高齢者、若齢者ともに歩行時にすべりやすいと感じた場合すべり抵抗に応じて歩行軌跡を変化させるものの、感覚が鈍化している高齢者はすべりに対する判断が不正確なため、すべりやすい床でもすべりやすいと感じずすべり抵抗に応じた歩行軌跡の変化が適切になされないと想定できることなどを報告しており、高齢者の安全性の観点からすべりを評価するための有効な資料としている。これに対し本研究は、仮に高齢者が正確な判断が下せたとした場合得られると想定される相対的なすべり感覚、評価を、高齢化装具装着時の若齢者から間接的に求めることを意図したものである。

また歩行メカニズム高齢化装具の開発の際参考になる高齢者の歩行に関する研究例は、文献5)~7)以外にも種々の分野で数多く報告されている。これらの研究例については、4.1で詳細に比較、検討する。

なお近年、若齢者に高齢化などによる体の不自由を体験させることを目的とした装具がいくつか開発されている。本研究では、これらのうち代表的な装具の適用性についても検討する。

図-1 歩幅、歩隔の定義⁸⁾

図-2 歩行時の床反力の例⁸⁾

4. 歩行メカニズム高齢化装具の開発

4.1 高齢者の歩行メカニズムの把握

高齢者の歩行に関する研究例は、3. で述べた文献5)~7)以外にも、臨床医学、運動生理学、体育学、人間工学などの分野で数多く報告されている。代表例として文献8)~17)を提示する。

土屋ら⁸⁾は、歩行分析上主要な因子として歩行速度、歩幅(図-1参照)、歩調、歩隔(図-1参照)、両脚支持期(両足とも接床している時間: 図-2参照)などの時間距離因子、床反力などの力学的因子、および下肢関節角度などの運動学的因子を挙げるとともに、各因子の年齢による変化などに関する数多くの研究成果を紹介している。

高見ら⁹⁾は、10歳代から80歳代までの128名の被験者を対象に時間距離因子、床反力を測定し、時間距離因子と年齢の関係の回帰式、および年代ごとの床反力の平均、標準偏差を提示している。

山田ら^{10), 11)}は、20歳代から80歳代までの66名の被験者を対象に時間距離因子、床反力および筋力の指標である握力を測定し、相互の関係や年代による変化などを詳細に検討している。

徳田¹²⁾は、高齢者21名、若齢者17名の被験者を対象に時間距離因子および上肢、下肢関節角度を測定し、高齢者と若齢者の結果を比較している。

金子¹³⁾は、時間距離因子と下肢関節角度の年齢による変化に関するいくつかの研究成果を紹介している。

吉澤ら¹⁴⁾は、1歳から79歳までの75名の被験者を対象に歩行速度、下肢関節角度、足裏の接床部位の時間変化および下肢主要筋の筋電図を測定し、年齢層による変化を示すとともに、各年齢層ごとの代表的な筋電図パターンを提示している。

森本ら¹⁵⁾は、高齢者60名、若齢者16名の被験者を対象に歩行速度、床反力および歩行フォームを測定した結果から、歩行運動における運動エネルギーと位置エネルギーの授受の効率および筋活動のパワーを求め、高齢者と若齢者と比較している。

徳田ら^{16), 17)}は、一般的な高齢者6名、身体機能がかなり低い高齢者6名および若齢者7名の被験者を対象に種々の条件で歩行速度、心理的反応（主観的作業強度）、生理的反応（心拍数、酸素摂取量）を測定し、相互の関係を高齢者と若齢者と比較している。

この他、徳田¹⁸⁾が集積した高齢者の握力や平衡保持能力の指標である開眼片足起立時間に関するデータ、鈴木ら¹⁹⁾が提示した若齢者の床反力の平均パターン、数藤ら²⁰⁾が提示した若齢者の下肢関節角度の平均パターン、杉山ら²¹⁾が集積した若齢者の歩行時の心拍数、酸素摂取量に関するデータなども、高齢者と若齢者の歩行メカニズムを比較するうえで参考になる。

以上に述べた代表例を含む高齢者の歩行に関する数多くの研究例で共通に指摘されている事項を抽出し、以下に示す。

- ・時間距離因子、床反力は、いずれもほぼ60歳あたりに変曲点を持つ曲線的な変化を示す。すなわち高齢化にともなう歩行メカニズムの変化は60歳代から表れ始め、70歳代で明確になる。
- ・高齢化にともない、歩行速度が減少する。これは歩幅の減少と歩調の減少の双方に起因するものであり、歩幅の減少の影響の方がより大きい。歩幅の減少は、おもに離床時のけり出し力の低下と、平衡保持能力の低下に起因するものである。
- ・高齢化にともない、歩隔および両脚支持期／歩行周期（図-2参照）が増大する。すなわち歩幅の減少とあわせて、より安定性の高い歩行形態に移行する。これは平衡保持能力の低下を補おうとしていることによるものである。
- ・高齢化にともない、床反力の鉛直分力波形の2峰性が不明瞭になり、台形に近い波形となる。また制動期の鉛直分力の最大値 V_{1max} 、および駆動期の最大値 V_{2max} （ともに図-2参照）が減少する。この変化は時間距離因子の変化と密接な関係がある。
- ・高齢化にともない、床反力の前後分力が変化する。すなわち制動期の最大値 H_{1max} 、および駆動期の最大値 H_{2max} （ともに図-2参照）が減少する。この変化も時間距離因子の変化と密接な関係がある。

- ・高齢化にともない、床反力の側方分力（左右分力）は大きく変化しない。
- ・下肢関節角度に関しては、高齢者と若齢者と運動域に差はないものの角度の経時的な変化のパターンにずれがあるとする報告と、高齢化にともない運動域そのものが減少するとする報告があるが、いずれもかかと着地時の下肢関節角度の差が歩幅の減少の直接の原因であると指摘している点で共通している。
- ・若齢者の筋電図パターンでは、駆動期後半に膝関節および足関節を屈曲および底屈させる働きをする腓腹筋²²⁾に顕著な放電が認められ、離床時に足を前方に積極的にけり出そうとしている様子がうかがえる。これに対し、膝、足関節が硬化し腓腹筋の筋力が低下している高齢者ではこのような放電は認められず、逆に若齢者にはみられない太腿を持ち上げる働きをする大腿直筋²²⁾の放電がみられる。この筋電図パターンは、若齢者に前傾気味の中腰姿勢を保持させて歩行させた場合のパターンと近似している。また高齢者の場合、着地前や接床中に拮抗筋（関節を逆方向に動かす働きをする筋の組）の同時放電がみられ、関節を固定することにより安定性を得ようとしている様子がうかがえる。
- ・高齢者と若齢者と歩行時の心拍数、酸素摂取量に大きな差はない。すなわち歩行者の自由意志により決定された速さ、激しさでの歩行が歩行者に与える生理的負担は、高齢化により大きく変化しない。

以上の事項を総括すると、高齢者の歩行メカニズムを以下のように把握することができる。

歩行メカニズムの変化に直接影響する身体機能の低下として、下肢関節の硬化、筋力の低下、平衡保持能力の低下があげられる。下肢関節（おもに膝、足関節）の硬化と筋力の低下により、若齢者のように離床時に腓腹筋を使って床を強くけり出し足の振り運動を利用して前進する形態の歩行が困難になり、大腿直筋を使って足を持ち上げ前傾気味の中腰姿勢をとることによりすり足気味に足を前に進め着地時には足を置きにゆく形態の歩行になる。その結果、歩幅、歩調が減少し、歩行速度が減少するとともに、床反力の鉛直、前後分力にも変化が生じ、制動期、駆動期の最大値が減少する。また下肢関節（おもに膝、足関節）の硬化と筋力の低下は、他の種々の身体機能の低下とともに、平衡保持能力の低下の一因ともなる。平衡保持能力の低下を補うために、より安定性の高い歩行形態に移行する必要が生じ、歩隔、両脚支持期／歩行周期が増大する。さらに平衡保持能力の低下は、歩幅の減少の一因ともなる。

4.2 歩行メカニズム高齢化装具の概要

4.1を参考に開発した“歩行メカニズム高齢化装具”を写真-1に示す。本装具は膝関節固定具、足関節固定具、おもりなどからなる。

写真-1 歩行メカニズム高齢化装具の概要

膝関節固定具、足関節固定具は運動競技者用の膝、足用サポーターを改造したもので、関節を動きにくくすることにより、高齢化による関節の硬化および関節を動かすのに必要な筋力の低下の影響を具現することを意図したものである。さらにこれらの固定具により、平衡保持能力も低下するものと思われる。各固定具による関節の固定度は、固定具装着に用いるひも、ゴムバンドの長さを調節することにより、大きな個人差が生じないように制御することができる。なお足関節固定具は、歩行中の主要な足裏接床部位を避け、土踏まずの部分に装着する形式とした。

またおもりは、重量1 kgfの棒状の鉛を所定の本数ゴムバンドで大腿に装着することにより、大腿直筋に負荷を課し、高齢化による大腿直筋の筋力の低下の影響を具現することを意図したものである。なおおもりの本数は、高齢化装具の妥当性検討の段階で決定することとした。

4.3 歩行メカニズム高齢化装具の妥当性の検討

4.3.1 検討方法

4.2で開発した高齢化装具の妥当性を、高齢化装具装着時と未装着時の若齢者の時間距離因子、床反力を測定、比較することにより検討することとした。

4.1を参考に、高齢化装具の妥当性検討項目として、表-1の“項目”の欄に示す①～⑨を選定した。このうち項目①～③は高齢化による関節の硬化、筋力の低下および平衡保持能力の低下の影響が具現できているかを、また項目④、⑤は平衡保持能力の低下の影響が具現できているかを、それぞれ総合的に判定するための指標として選定したものである。一方図-2に例示した床反力より得られる項目⑥～⑨のうち、制動期の特性を表す項目⑥、⑧はおもに足の持ち上がり具合、すなわちおもりによる大腿直筋への負荷の大きさを、また駆動期の特性を表す項目⑦、⑨はおもに膝、足関節固定具によるけり出し力の低下度合を、それぞれ判定するための指標として選定したものである。なお下肢関節角度、筋電図などの変化は、結果的に時間距離因子、床反力の変化に反映され

表-1 高齢化装具の妥当性の検討項目および判定基準

項目	20歳代	60歳代	70歳代
①歩幅/身長(%)	39.8	34.6 (-13.1%)	32.4 (-18.6%)
②歩調(歩/分)	116.2	103.6 (-10.8%)	99.3 (-14.5%)
③歩行速度/身長(%/秒)	74.9	59.0 (-21.2%)	52.0 (-30.6%)
④歩隔/身長(%)	9.9	13.2 (+33.3%)	14.5 (+46.5%)
⑤両脚支持期/歩行周期(%)	17.9	21.9 (+22.3%)	23.7 (+32.4%)
⑥ V_{1max} /体重(%)	121.0	104.0 (-14.0%)	104.0 (-14.0%)
⑦ V_{2max} /体重(%)	110.7	104.4 (-5.7%)	104.0 (-6.0%)
⑧ H_{1max} /体重(%)	20.0	14.0 (-30.0%)	12.6 (-37.0%)
⑨ H_{2max} /体重(%)	20.8	13.4 (-35.6%)	12.9 (-38.0%)

()は20歳代に対する変化率を表す

表-2 時間距離因子、床反力の測定要領

測定項目	表-1に示す①～⑨の9項目および心拍数
装具	・未装具(通常の若齢者歩行) ・高齢化装具(おもり0～6本)装着 ・老化疑似体験装具 ²³⁾ 装着 の9条件
動作	住居の居室内を想定した歩行
服物	くつ下
被験者	20歳代男性5名(身長、体重は図-4参照)

るものと考え、被験者の負担軽減の観点より検討項目から除外することとした。

以上の9項目について、比較的被験者数が多くかつ時間距離因子と年齢の関係の回帰式および年代ごとの床反力の平均が提示されている文献⁹⁾などを参考に、20、60、70歳代として代表的かつ一般的と思われる数値を表-1に示すように抽出した。さらに各項目ごとに、20歳代に対する60、70歳代での増加または減少率を算出し、“変化率”として表に示した。ここで20歳代は若齢者の代表的年代として、また60および70歳代は、4.1で述べた通り、高齢化にともなう歩行メカニズムの変化が表れ始める年代、および明確になる年代として、それぞれ選定したものである。

本研究では、被験者の身体機能の個人差を排除する目的で、表に示した各項目の変化率を妥当性の判定基準とすることとした。すなわち20歳代の被験者を対象に高齢化装具未装着時と装着時の項目①～⑨を測定し、未装着時に対する装着時の変化率を各被験者ごとに求め、その絶対値が表に示した変化率の絶対値より大きければ、すべりの評価の変化の傾向を推定できる程度以上歩行メカニズムが変化したとみなすこととした。

4.3.2 時間距離因子、床反力の測定概要

高齢化装具の妥当性検討のための時間距離因子、床反力の測定を、表-2に示す要領で実施した。以下におもな事項について説明を加える。

4.3.2.1 測定項目

図-3 歩行路の概要

測定項目は、表-1に示す項目①～⑨および心拍数とした。ここで心拍数は、被験者が無理に速く、激しく歩行しようとしていないことを確認するための資料となるものである。

4.3.2.2 歩行路

測定に用いた歩行路の概要を図-3に示す。歩行路は幅900mm、長さ8,000mmで、荷重測定装置と足跡記録装置が組み込まれており、図中左端から歩行を開始した被験者が荷重測定装置上に一歩着地して歩き抜けた際の床反力（鉛直分力、前後分力）を荷重測定装置で、また荷重測定装置上を歩き抜けた後右端に達するまでの被験者の足跡を足跡記録装置で、それぞれ測定するものである。足跡記録装置は、裏面に若干の規則的な凹凸を有する床材をカーボン紙の上に敷いたもので、図-1に示した歩幅、歩隔を十分な精度で測定できることを確認している。なお歩調および歩行周期は、定常状態で歩行している被験者が所定の歩数歩行するのに要する時間をストップウォッチで測定することにより求めることとした。

歩行路の製作にあたっては、定常状態での時間距離因子、床反力が測定できるよう歩行路の長さを十分確保すること、すべりすぎて歩行形態が変化しないよう表面のすべり抵抗を十分確保すること、荷重測定装置および足跡記録装置上と他の歩行路上で歩行感に変化が生じないようにすることなどに留意した。

4.3.2.3 装具

表-2に示す通り、未装着、高齢化装具（おもり0～6本）装着および老化疑似体験装具²³⁾装着の9条件とした。ここで老化疑似体験装具は、3.で述べた代表的な装具のひとつであり、本研究への適用性を検討するために条件に加えたものである。

4.3.2.4 動作、履物

動作は住居の居室内を想定した歩行とし、動作の速さ、激しさは各被験者の自由とした。なお被験者には、高齢化装具装着時にも無理に速く、激しく動作しようとしないうように教示した。

一方履物は、住居の居室において一般的なくつ下とし

た。なお高齢者の安全性の観点から重要と思われる他の履物については、今後の課題とする。

4.3.2.5 被験者

20歳代男性5名を被験者として選定した。選定した被験者の身長、体重は図-4に示す通りである。

4.3.3 時間距離因子、床反力の測定経過、結果および歩行メカニズム高齢化装具の妥当性の検討

4.3.2で述べた条件で、時間距離因子、床反力を測定した。測定は、各条件、被験者ごとに、荷重測定装置上に自然に着地できるよう歩行開始位置の調整を含めた練習を十分行った後、3回ずつ行った。高齢化装具の装着により、いずれの被験者も前傾、すり足気味の歩行形態となった。なお被験者に装着した心拍数測定装置で、歩行中の心拍数に装具の条件による大きな変化がないこと、すなわち無理に速く、激しく動作しようとしていないことを確認した。

測定後、足跡記録装置の記録から歩幅、歩隔を求めるとともに、床反力波形から V_{1max} 、 V_{2max} 、 H_{1max} 、 H_{2max} を求めた。さらに歩幅と歩調から歩行速度を、また床反力波形から得られる立脚期（片足が接床している時間：図-2参照）と歩調から両脚支持期を、それぞれ算出した。各条件、被験者ごとに3回の測定結果に大きなばらつきがないことを確認したうえで、平均を求めた。

図-4に装具未装着時に対する装着時の項目①～⑨の変化率を各被験者ごとに示す。高齢化装具の装着により項目①～⑨が大きく変化しており、膝、足関節固定具が関節の硬化、関節を動かすのに必要な筋力の低下および平衡保持能力の低下の影響を具現するのに十分な固定度を有していることが推察される。さらにおもりの本数の増加にともない項目①～⑨の変化率の絶対値が増加する傾向がうかがえるが、おもりが4本以上の条件では一部の被験者で項目④の変化率の絶対値が逆に減少している。これはおもりにより足に加わる曲げ力を歩隔をせばめて低減しているためで、この条件ではおもりの本数が多すぎることを示唆している。一方おもり0～2本の条件では項目⑥、⑧の変化率の絶対値が所定の判定基準に達し

図-4 高齢化装具の妥当性の検討結果

ていない被験者がおり、この条件では大腿直筋への負荷となるおもりの本数が少なすぎることを示唆している。これに対しおもり3本の条件ではいずれの被験者でも項目①～⑨の変化率の絶対値が所定の判定基準を上回っており、高齢化による関節の硬化、筋力の低下および平衡保持能力の低下の影響が十分具現できていることがわかる。

老化疑似体験装具については、項目⑥ですべての被験者の変化率の絶対値が所定の判定基準に達していないこと、さらに足裏全体に装着する形式のためくつ下でのすべり感覚、評価を直接求めることができないことから、本研究に適用するのは困難とみなすことができる。

以上より、おもり3本の場合の高齢化装具が、高齢化にともなう歩行メカニズムの変化からみたすべりの評価の変化の傾向を推定するための装具として十分妥当であることが明らかになったといえる。

5. すべりに関する心理学的尺度の構成

5.1 心理学的尺度構成のための官能検査

高齢化装具装着時および未装着時の若齢者のすべり感覚、評価に関する心理学的尺度構成のための官能検査を、表-3に示す要領で実施した。以下におもな事項について説明を加える。

5.1.1 構成する尺度および尺度構成手法

構成する尺度は、床のすべりの感覚上の相対的序列を表すすべり感覚尺度と、安全性の観点からの評価を表すすべり評価尺度とした。

尺度構成手法は、既往の研究^{1), 4)}で適用の妥当性が証明されている系列範ちゅう法²⁴⁾とした。ただしすべり感覚尺度は、床のすべりの感覚上の相対的序列を精度よく表すことを目的とする尺度のため、標準床との比較による系列範ちゅう法²⁴⁾により構成することとした。

判断範ちゅうは表-3に示す通りである。

5.1.2 試料床、履物

試料床として、表-4に示すNo.1～10の10種を選定した。試料床の大きさはそれぞれ幅900mm、長さ3,600mmとし、面積約72㎡の官能検査室に設置した。試料床の選定などにあたっては、実在する床のすべり抵抗の範囲を包含しかつ凹凸を有する床なども含む試料群とすること、被験者に疲労、倦怠を感じさせない試料数とすること、被験者が所定の動作を行うのに十分な大きさを確保すること、検査期間中すべり抵抗が変化しない試料床とすることなどに留意した。

また履物は、4.3.2.4で述べたと同一のくつ下とした。

選定した試料床とくつ下の組合せでのすべり抵抗を表示する物理量C.S.Rは、表-4に示す通りである。

5.1.3 高齢化装具

4.3.3で妥当性を確認した高齢化装具（おもり3本）装着と未装着の2条件とした。なお標準床との比較判断に基づくすべり感覚尺度は、高齢化装具装着時と未装着時とで標準床から得られる刺激が異なることから、装着時と未装着時で別々に尺度を構成することとした。

5.1.4 動作

動作は、被験者への教示も含め、4.3.2.4で述べたと同様とした。

5.1.5 被験者

4.3.2.5で選定した5名を含む20歳代男性10名を被験者として選定した。新たに加えた5名については、4.3で述べ

たと同様の方法で高齢化装具の適用性を検討するのが理想的であるが、多くの労力を要することから、本研究では官能検査結果に被験者による大きな差がなければ、新たに加えた5名の歩行メカニズムも高齢化装具により所定の判定基準以上変化していたとみなすこととした。

5.2 官能検査経過、結果および心理学的尺度の構成

5.1で述べた条件の他に、すべり以外の要因は判断にいけないこと、疲れたらいつでも自由に休めることなどを条件に官能検査を実施し、基礎データを得た。被験者がひとつの判断に要した時間は、30秒～3分程度であった。

官能検査の結果得られた基礎データの分散分析結果を表-5に示す。主効果の分散比が高度に有意でありかつ寄与率も大きいことから、若齢者は高齢化装具未装着時のみでなく装着時にも試料床のすべりの差を十分感じていることが明らかで、本検査自体が有効であることがわかるとともに、高齢化装具を装着した若齢者に官能検査手法を適用できることが確認できる。またこのことは、既往の研究⁵⁾⁻⁷⁾で述べられているすべりに対する高齢者の判断の不正確さが、おもに歩行メカニズムの高齢化以外の原因によるものであることを示唆するものでもある。

一方個人差の分散比はすべり感覚では有意となっておらず、構成されるすべり感覚尺度には個人差がほとんど含まれないことがわかる。またすべり評価では個人差の分散比も有意となっているが、分散比、寄与率ともに主効果の分散比、寄与率と比較して小さいことから、構成されるすべり評価尺度は個人差が内包されるものの十分有効とみなすことができる。

以上より、官能検査の結果得られた基礎データを用い、尺度構成理論²⁴⁾にしたがってすべり感覚尺度、すべり評価尺度を構成した。

なお分散分析結果からも明らかなように、官能検査結果に被験者による大きな差はみられなかったことから、本検査で新たに加えた5名の被験者の歩行メカニズムも高齢化装具により所定の判定基準以上変化していたとみなせることを確認した。

5.3 高齢化装具装着時と未装着時の心理学的尺度の比較

図-5に高齢化装具装着時と未装着時のすべり感覚尺度の関係を示す。図中の①～⑦の破線は表-3に示した判断範ちゅうの心理学的尺度上の位置を示すものである。図中△で示した試料床No.6は荷重が加わると変形が生じすべりにくさが増すタイプの床であり、高齢化装具装着時には未装着時と比較して床に加わる鉛直荷重が若干小

表-3 官能検査要領

構成する尺度	すべり感覚尺度	すべり評価尺度
尺度構成手法	標準床との比較による系列範ちゅう法	系列範ちゅう法
判断範ちゅう	この試料床のすべりは、標準床と比較して、 ⑦ 非常にすべりにくい。 ⑥ かなりすべりにくい。 ⑤ ややすべりにくい。 ④ 同じである。 ③ ややすべりやすい。 ② かなりすべりやすい。 ① 非常にすべりやすい。	この試料床のすべりは、住居の居室床として、 ⑦ 非常に安全である。 ⑥ かなり安全である。 ⑤ やや安全である。 ④ どちらともいえない。 ③ やや危険である。 ② かなり危険である。 ① 非常に危険である。
試料床	表-4に示すNo.1～10の10種	
履物	くつ下	
高齢化装具	未装着、装着の2条件	
動作	住居の居室内を想定した歩行	
被験者	20歳代男性10名(表-2に示す5名を含む)	

表-4 試料床の概要およびC.S.R

試料床	概要	C.S.R
No.1	フッ素樹脂系シート	0.234
No.2	塩ビ系シートA	0.352
No.3	プラスチックタイル	0.394
No.4	塩ビ系シートB	0.452
No.5	塩ビ系シートC	0.506
No.6	塩ビ系シートD	0.596
No.7	塩ビ系シートE(凹凸あり)	0.618
No.8	塩ビ系シートF(凹凸あり)	0.730
No.9	ゴム系シートa(凹凸あり)	0.815
No.10	ゴム系シートb	1.156
標準床	塩ビ系シートG	0.521

表-5 分散分析結果

	すべり感覚 (高齢化装具未装着時)			すべり感覚 (高齢化装具装着時)			すべり評価 (高齢化装具未装着時+装着時)	
	分散比	寄与率		分散比	寄与率		分散比	寄与率
主効果	112.8240*	90.18%	主効果	101.9690*	90.34%	主効果	25.7263*	64.27%
個人差	2.1755	0.95%	個人差	0.7920	0.19%	個人差	7.9046*	8.50%

※：危険率1%で有意

図-5 高齡化装具装着時と未装着時のすべり感覚尺度の関係

図-6 高齡化装具装着時と未装着時のすべり評価尺度の関係

図-7 すべり感覚尺度とC.S.R.の関係

さいことから、若干すべりやすいと判断されたものと思われる。しかし全体的にみると大きな問題とはならず、高齡化装具装着時と未装着時で床のすべりの感覚上の相対的序列は大きく変化しないとみなすことができる。

つぎに図-6に高齡化装具装着時と未装着時のすべり評価尺度の関係を示す。図中□で示した試料床No. 9, 10は比較的すべりにくい床であり、他の試料床と比較して、高齡化装具装着時の評価が未装着時の評価より大きく低下している。これは高齡化装具の装着により歩行形態がすり足気味になり、すべりにくい床で着地時につかかりを生じやすくなったことによるものと思われる。

6. 高齡化装具装着時と未装着時の心理学的尺度とC.S.R.の関係の比較

5.2で構成したすべり感覚尺度とC.S.R.の関係を図-7に示す。図中○で示した標準床の尺度値は、範ちゅう④“同じである”と同一としてある。高齡化装具装着時、未装着時とも両者はなめらかに対応しており、図に示すごとく対応の中心傾向を示す曲線（以降“対応曲線”と記す）を得ることができる。このことから、既往の研究^{1)~4)}で明らかになっている若齢者のみでなく、高齡者を対象とした場合でも、床のすべり抵抗を表示する妥当な物理量としてC.S.R.を適用できる可能性を見出すことができる。

つぎに5.2で構成したすべり評価尺度とC.S.R.の関係を図-8に示す。高齡化装具装着時、未装着時とも両者はなめらかに対応しており、図に示すごとく対応曲線を得ることができる。また対応曲線の形状から、高齡化装具装着時にも未装着時と同様すべりの最適値が現れるものの、やや不明瞭になっていることがわかる。これは高齡化装具装着により動作が遅く緩やかになったため、すべりの評価に関する判断がややしにくくなったことによるものと思われる。

さらに図-8から、以下の事項が考察できる。

- ・歩行時の安全性からみた床のすべりの最適値は、高齡化装具装着時と未装着時とで大きく変化しない。

図-8 すべり評価尺度とC.S.R.の関係

- ・高齢化装具装着時と未装着時では、すべりの相対的評価に変化がみられる。すなわち高齢化装具装着時には、未装着時と比較して、最適値よりすべりにくい床に対する評価がより大きく低下している。たとえば高齢化装具未装着の場合、すべりやすいC. S. R $\approx$ 0.40の床と同等の評価が得られるすべりにくい床のC. S. R $\approx$ 1.00であるのに対し、高齢化装具装着の場合、同等の評価が得られるすべりにくい床のC. S. R $\approx$ 0.80であり、C. S. R $\approx$ 1.00の床の評価はより低下している。これは5.3で述べた通り、高齢化装具装着時には歩行形態がすり足気味になるため、すべりにくい床では着地時につっかかりを生じやすくなることによるものと思われる。

以上、高齢化装具装着時と未装着時の心理学的尺度とC. S. Rの関係の比較から、高齢化にともなう歩行メカニズムの変化からみたすべりの相対的評価の変化の傾向を推定できたといえる。

7. おわりに

若齢者に高齢者と近似したメカニズムの歩行をさせることができる高齢化装具を開発し、高齢者と若齢者の歩行メカニズムの違いによるすべりの相対的評価の変化の傾向を推定することを目的とした本研究の結論をまとめると、以下の通りである。

- ・本研究で開発した高齢化装具により、高齢化にともなう歩行メカニズムの変化からみたすべりの評価の変化の傾向を推定することができる。
- ・高齢者を対象とした場合でも、床のすべり抵抗を表示する妥当な物理量としてC. S. Rを適用できる可能性を見出すことができた。
- ・歩行時の安全性からみた床のすべりの最適値は、高齢化装具装着時と未装着時とで大きく変化しない。また高齢化装具装着時には、未装着時と比較して、最適値よりすべりにくい床に対する評価がより大きく低下する。

以上であるが、すべり評価尺度（高齢化装具装着時）はあくまでも歩行メカニズムを高齢者に近似させた若齢者のすべりに対する評価を表すものであり、高齢者の絶対的評価を表すものではない点に留意する必要がある。

また本研究の成果の厳密な妥当性は、実際に高齢者を用いる様々な実験、検査などから得られる知見との一致性により論証しなければならないことが明白である。しかし現実的には実行面で非常に困難をとまなうこと、現実には高齢者のすべりに起因する事故が増加していることから、本研究の成果は、厳密な妥当性の論証が課題として残るものの、現実の問題を早急に解決するうえでの基礎的知見として十分有効と考えていることを付記する。

謝辞

高齢者の歩行に関する文献の一部を紹介していただいた井上剛伸氏（国立リハビリテーションセンター研究所）に謝意を表します。なお実験、検査の一部は、前田健太郎君（当時名古屋工業大学卒論生）が担当しました。

参考文献

- 1) 小野英哲, 宮木宗和, 河田秋澄, 吉岡 丹: 床のすべりおよびその評価方法に関する研究 その1 研究方法およびすべり感覚の尺度化, 日本建築学会論文報告集, 第321号, pp. 1~8, 1982年11月
- 2) 小野英哲: 床のすべりおよびその評価方法に関する研究 その2 すべり試験機設計・試作のための基礎的資料の集積およびすべり試験機の基本構想, 日本建築学会論文報告集, 第333号, pp. 1~7, 1983年11月
- 3) 小野英哲, 河田秋澄, 宮木宗和, 川村清志, 小西敏正, 三上貴正, 橋田 浩, 吉岡 丹: 床のすべりおよびその評価方法に関する研究 その3 すべり試験機の設計・試作, 日本建築学会論文報告集, 第346号, pp. 1~8, 1984年12月
- 4) 小野英哲, 須藤 拓, 武田 清: 床のすべりの評価指標および評価方法の提示 床のすべりおよびその評価方法に関する研究(その4), 日本建築学会構造系論文報告集, 第356号, pp. 1~8, 1985年10月
- 5) 有川 智, 平井和喜, 三橋博三: 高齢者の床上歩行特性と仕上げ材料との関係に関する基礎的研究 床のすべり感と歩行軌跡, 日本建築学会東北支部研究報告集, 第56号, pp. 223~226, 1993年6月
- 6) 佐々木直人, 有川 智, 平井和喜, 三橋博三: 高齢者の床上歩行特性と仕上げ材料との関係に関する基礎的研究 その2 床のすべり感と進入角, 日本建築学会東北支部研究報告集, 第57号, pp. 213~216, 1994年6月
- 7) 佐々木直人, 有川 智, 平井和喜, 三橋博三: 住宅における床のすべりと高齢者の歩行特性との関係に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集A, pp. 809~810, 1994年9月
- 8) 土屋和夫監修, 臨床歩行分析懇談会編: 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版, 1989年
- 9) 高見正利, 福井圀彦: 床反力計による健康者歩行の研究 特に年齢および性別による違いについて, リハビリテーション医学, vol. 24, no. 2, pp. 93~101, 1987年3月
- 10) 山田忠利, 真家と夫, 近藤四郎: 床反力解析からみた歩行の年齢変化, Japanese Journal of Sports Sciences, Vol. 8, No. 3, pp. 128~133, 1989年3月
- 11) 山田忠利: 歩行と靴の健康・快適性 高齢者用の靴設計について, 快適性を考えるシンポジウム(第7回)報告書, 日本繊維製品消費科学会, pp. 21~28, 1990年10月

- 12) 徳田哲男：老人の歩行，人間工学，Vol.13，No.5，pp.219～222，1977年
- 13) 金子公有：高齢者の歩行運動，Japanese Journal of Sports Sciences，Vol.10，No.11，pp.729～733，1991年11月
- 14) 吉澤正尹，中田久美子，熊本水頼，岡本 勉：加齢による歩容変化の動作筋電図学的研究，Japanese Journal of Sports Sciences，Vol. 8，No.3，pp.134～141，1989年3月
- 15) 森本剛史，淵本隆文，金子公有，木村みさか：中高年者の自由歩行における「振子効率」とパワー，日本体育学会第44回大会号，pp.379，1993年11月
- 16) 徳田哲男：高齢者の生理特性と日常作業能力，人間工学，Vol.19，No.1，pp.15～20，1983年
- 17) 徳田哲男，丸山仁司，中山彰博，梶村由美子：トレッドミル歩行と屋外歩行における老年者の歩行特性，人間工学，Vol.20，No.3，pp.161～169，1984年
- 18) 徳田哲男：高齢者の体格・体力に関する縦断面的研究 15年間にわたる集団健康診断による継続群と脱落群の特徴，人間工学，Vol.29，No.1，pp.1～10，1993年
- 19) 鈴木良平，乗松敏晴，藤田雅章，松坂誠応，野口雅夫，茅野丈二，寺本 司，藤井博明：床反力とアーチからみた歩容の加齢変化 小児の歩行発達，Japanese Journal of Sports Sciences，Vol. 8，No.3，pp.121～127，1989年3月
- 20) 数藤康雄，河村 洋，橋詰 努，山本澄子，矢野英雄，菅原 暁：障害者の歩行機能評価，人間工学，Vol.17，No.2，pp.55～59，1981年
- 21) 杉山允宏，桐島日出夫，平谷昭彦，大八木達也：歩行のエネルギー消費，人間工学，Vol.17，No.6，pp.259～265，1981年
- 22) ロルフ・ヴィルヘッド著，金子公有，松本迪子訳：目でみる動きの解剖学 スポーツにおける運動と身体のメカニズム，大修館書店，1986年
- 23) 川村次郎，溝淵隆司，後藤義明：健常者がからだの不自由を体験する装具（体験装具），第7回日本義肢装具学会学術大会プログラム・抄録集，pp.103，1991年11月
- 24) J.P.Guilford著，秋重義治監訳：精神測定法，培風館，1969年

(1995年6月7日原稿受理，1995年8月14日採用決定)