最大一步幅によるダイナミックな移動からスタティックな直立状態に至るまでの姿勢制御に関する研究；高齢者と若年者の比較から

朴 相 俊¹⁾ 朴 眩 泰²⁾ 上岡 洋 晴³⁾ 朴 晟 鎮²⁾
小松 泰 喜¹⁾ 岡田 真 平⁴⁾ 武藤 芳 照¹⁾

RESEARCH ON THE POSTURE CONTROL IN REACHES A STATIC STATE FROM THE DYNAMIC STATE DURING THE MAXIMAL STEP LENGTH(MSL); YOUNG VERSUS OLDER ADULTS

SANG-JUN PARK, HYUN-TAE PARK, HIROHARU KAMIOKA, SUNG-JIN PARK,
TAIKI KOMATSU, SHINPEI OKADA and YOSHITERU MUTOH

Abstract

The purpose of this study was to investigate the identification of distinct characteristics of postural control during transition from a dynamic into a static state in young and older adults. We tested 8 healthy elderly(mean age of 67 yr $\pm$ 0.8)and 8 healthy young(mean age of 23 yr $\pm$ 1.2)adult subjects. After the consent session, all trial participants gave written informed consent if they agreed voluntarily to participate. The subject transitioned from a dynamic state into a static state on the force platform during a step maximally. Center of pressure(COP)from the force platform were recorded during 15s from both feet on the force plat with a sampling frequency of 100 Hz.

The anterior-posterior(A-P)and medial-lateral(M-L)direction mean of COP of older adult subjects produced different postural sway and presented significant difference on the distributed value of COP in the quiet standing after the dynamic task, in comparison to the young adult subjects. A-P direction and M-L direction mean of COP was significant difference during the seconds from 0 to 2($p<0.05$), and 1.5 to 2.5($p<0.05$), respectively, between young and old subjects. The difference in the mean distance of COP and distributed value of COP between younger and older subjects were revealed by this study. These findings indicate that the development of a simple, non-stressful technique to analyze postural control in older adults is highly useful.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2008, 57 : 423~432)

key word : elderly, postural control, dynamic state, static state

I . 緒 言

65歳以上の高齢者において1年間で35%の者(女性：39.6%，男性：28.4%)が転倒している¹⁾。高齢者の日常生活動作(Activities of Daily Living : ADL)の中で，移動能力は最も重要な能力のひとつであり，移動能力が低下すると転倒事故が起こりや

すくなることが知られている²⁾。転倒高齢者と非転倒高齢者のADLを比較し，高齢者の歩行と転倒状況を調査した研究では，転倒高齢者は非転倒高齢者より移動動作，階段昇降，歩行などの能力が低いことが報告された³⁾。

これまで，移動能力やバランス測定などの身体機能を評価するため，リハビリテーション医学や体

¹⁾ 東京大学大学院教育学研究科身体教育学講座
〒113-0033 東京都文京区本郷7-3-1

²⁾ 東京都老人総合研究所健康長寿ゲノム探索
〒173-0015 東京都板橋区栄町35-2

³⁾ 東京農業大学地域環境科学部
〒156-8502 東京都世田谷区桜丘1-1-1

⁴⁾ 身体教育医学研究所
〒389-0402 長野県東御市布下6-1

Department of Physical and Health Education, Graduate School of Education, The University of Tokyo

Genomics for Longevity and Health. Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

Faculty of Regional Environment Science, Tokyo university of Agriculture

Physical Education and Medicine Research Center

力科学などの研究では, 多くの臨床テスト(Berg balance scale, Tinetti balance subscale, Picking up test)が報告されている^{4~6)}。

日本でも, 高齢者の転倒事故を予防するための様々な身体機能測定が紹介され, 展開されてきた^{7~9)}。しかし, Load et al.¹⁰⁾は, 「バランス機能を評価する臨床的なテストには, 姿勢制御の微妙な変化を見つける能力と機能障害のメカニズムを明確にさせるのに限界があり, 実験研究に基づく評価がバランスの生体力学的な変化の発見と調節プロセスに関する情報を提供できる。」と論じている。Maki et al.¹¹⁾は, 静的状態での足圧中心(center of pressure: 以下 COP)の振幅, 内外側方向(Medial-lateral: 以下 ML)の動きにおける COP が高齢者の転倒の危険性を予測できることを報告している。さらに, Thapa et al.¹²⁾は, 転倒群は, 非転倒群よりも COP の移動距離が大きく, 内外側方向への動揺誘発テストでも, 開眼と閉眼ともに非転倒群より平均において大きい振幅を見せたと報告している。

しかし, Wild et al.¹³⁾は, 転倒は動的な動作時に多く発生していることを報告しており, 1 年間で107 例の転倒の発生状況に調べた結果, 起立時14%, 歩行開始時 9%, 歩行中30%, 移乗時17%, 腰掛動作時 8%, 方向転換時 9%, 乗り物昇降時 8%だったとしている。また, 高齢者の転倒方向に関して転倒経験高齢者107例を検討したところ, 側方向への転倒が33%であったとの報告もある¹⁴⁾。

Sandra et al.¹⁵⁾は, 静的な状態の足圧中心の評価よりも動的な状態での足圧中心の評価が最も転倒事故に対して良い予測ができると考え, 両者の項目を測定して分析している。現実的に高い頻度で発生しているのが動的な状態での転倒であるならば, そうした動作時における実験が必要である。

そこで本研究では, ダイナミックスな移動動作である最大一歩踏み出し直後から直立状態に至るまでの動的姿勢制御特性を若年者群と高齢者群との比較から明らかにすることを目的とした。

Ⅱ. 研究 方 法

A. 被検者

被検者は, 基礎疾患を有していない健常な成人16名(若年者 8 名, 高齢者 8 名)であり, 神経学的障害, 視覚障害, 前庭障害, 聴覚障害, 骨格筋障害,

精神科薬の服用, うつ病薬の服用, 不安神経症薬の服用がある者は除外対象とした。

表 1 に被検者の特性を示す。倫理面への配慮として, 対象者全員に研究の目的, 方法, 社会的意義と実験中の安全面などについて十分に説明し, 参加の同意を得た上で実験に参加してもらった。本研究は東京大学教育学研究科研究倫理委員会の承認を得て実施した。

B. 実験装置

実験に使用したフォースプレート(Kistler, Model 9281C)は, 縦幅 40 cm, 横幅 60 cm で, フォースプレートの 4 点から出力されるアナログ信号は 4 つのケーブルを通して A/D 変換コンバータに入り, 実験データ取り込み用のパソコンに入力された。

実験中の被検者の視線を固定するために, 縦 30 cm, 横 30 cm の長さのターゲットを作り, その中に直径 3 cm の円状の黒い点を描いた。このターゲットはフォースプレート前方 2.5 m, 高さ 1.5 m の位置に設置した。実験装置の全体像を図 1 に示す。実験室には, 静かさが 27.9 dB(RION 株式会社, 騒音計 NA-26)で, 明るさが 560 lx(KONICA MINOLTA: 照度計 T-10)の測定条件が均等な部屋を使用し, 音や視刺激による身体偏位が生じない環境で実験を行った。

C. 実験プロトコル

この研究では, フォースプレート手前の位置から最大一歩幅移動動作を行い, フォースプレート上に両足が接地してから直立状態に至るまでの COP 軌跡を測定した。

両足がフォースプレート上に接地した時の踵原点(フォースプレートの原点とは異なり, 物理的な原点ではなく, 踵骨がフォースプレート上に接地した際の原点)からの COP 距離として, X 軸と Y 軸からのアナログ信号をそれぞれ導出した。1 被検者につき10試行ずつ実施した。被検者がフォースプレート前に両足をそろえて立ち, 姿勢の安定を確認した後, 音声信号の指示により, フォースプレート上に最大一歩幅移動動作をし, フォースプレート上で静止するという順序で実験を行った。

着地する際の両足位は, 両側の足尖部内側と踵部内側が接している閉足位を取るよう指示を出し

Fig. 1. The experimental apparatus(overhead & side view)

た¹⁶⁾。最大一歩幅移動動作時は、足元を見ながら動作を行うように指示した。被検者には、移動時の両上肢は体側に接し、バランス介助(被検者の膝に手を置くことや人に触ったり、物をつかんだりすることなど)を行わないように注意させた。フォースプレート上への移動動作が終わってからは、視線を前方のターゲットに注視させ、実験者からの合図が出るまで、直立状態を保持するように指示を出した。最大一歩幅移動動作において、被検者の脚長に個人差があることを考慮し、フォースプレートを用いて測定する前に10回の練習を行い、被検者が移動動作のために最も適切だと判断された距離にスタートポイントを設定した(Table 1)。測定の際に被検者には使いやすい脚から踏み出すように指示をした。

D. データ処理と分析方法

移動動作のデータ測定において、時間は測定開始

から20秒間と設定した。解析に用いた時間は椅子からの立ち上がり動作直後の動的姿勢制御特性を前後左右方向の重心動揺を指標として解析し、報告した先行研究¹⁷⁾と11秒から15秒(5秒間)間のCOPデータの平均を全体のデータから引いた値が、一標本のT検定にて3秒から5秒以後において0とみなされたことに基づいて、15秒を移動動作が終わり、両足がフォースプレート上で姿勢安定が認められた時間と設定した(Fig. 2)。

測定時のMLとanterior-posterior(以下：AP)のフォースプレートから出力されるアナログ信号は、サンプリング周波数100 HzでA/D変換(12ビット)を行った。

解析項目としては、フォースプレート上に両踵部が接地してから15秒間において、踵原点からのCOPの平均値(0.5秒間ごとの平均)と各データの試行間の分散値、COP軌跡の前後方向および、左右方向間の最大移動距離を計算し、動的姿勢制御特性

Fig. 2. APML distance of COP in young and older groups.

¹⁾APML(anterior-posterior/medial-lateral): 足圧中心の前後/左右方向

²⁾COP from CPOR(calcaneal bone point): 踵原点からの足圧中心の変動

の経時的变化を観察した。

SPSS 11.0 for Window を用いて、正規性の検定 (Kolmogorov-Smirnov) で、正規分布を確認した後、すべての測定においてグループ間の差を見るために、平均値と移動距離をt検定で比較し、有意確率は5%未満とした。

Ⅲ．結 果

最大一步幅は若年者で高齢者より平均 33.2 cm 長かった (Table 1)。

前後左右の COP 軌跡の平均を Fig. 3 に、前後左右の分散値を Table 2 に、前後方向および、左右方向への最大移動距離の平均値を Table 3 に示した。

A．0.5秒ごとの前後左右の COP 軌跡の平均

フォースプレート上に両足が接地してから直立状態までの前後左右の COP は、測定時間15秒間のうち、0秒から3秒までの区間において、若年者と高齢者の間で有意差があり(4.0秒後以降の比較結果は、差がないため示していない)、高齢者群が若年者群よりも姿勢安定までにかかる時間が長かった (Fig. 3)。また、前後方向において0秒から2秒までの区間に有意差があり、左右方向においては1.5, 2, 2.5秒の間において有意差が見られた。その後、安定の状態を示した (Fig. 3)。

B．0.5秒の時点における前後左右の分散値

最大一步踏み出しの初期0.5秒時点で見られる分散値は、前後左右方向では高齢者群 (mean $\pm$ SD = 2.61 $\pm$ 0.68) が若年者群 (mean $\pm$ SD = 1.43 $\pm$ 0.65) より移動直後において分散値が大きい結果が出た ($P < 0.01$)。前後方向でも ($P < 0.01$)、左右方向 ($P <$

0.05)においても同様の結果が出た。両群とも前後方向よりも左右方向での動揺が大きいことが分かった (前後方向: older/mean $\pm$ SD = 3.64 $\pm$ 1.19, young/2.17 $\pm$ 0.56 versus 左右方向: older/mean $\pm$ SD = 3.71 $\pm$ 1.01, young/2.29 $\pm$ 1.02 (table 2))。

C．COP 軌跡の前後方向および、左右方向への最大移動距離の平均値

高齢者群と若年者群における前後方向/左右方向への COP 移動距離の平均は前後方向では高齢者群では 21.13 cm (SD = 3.19), 若年者群では 19.21 cm (SD = 1.56) で有意な差は認めなかった ($P = 0.8$)。一方、左右方向では高齢者群が 28.24 cm (SD = 5.07) で、若年者群が 21.31 cm (SD = 2.37) の距離を歩行直後に移動 ($P < 0.001$) したことが明らかにされた。高齢者群が若年者群より左右での動揺が大きいことが分かった (table 3)。

Ⅳ．考 察

本研究は、最大一步踏み出し動作から直立状態に移行するときの姿勢制御の特徴を、若年者と高齢者において比較検討することを目的に実施した。先行研究により移動動作後、不安定性が残存すると確認された15秒間において、COP の変位時系列から前後、左右方向の0.5秒ごとの平均値と0.5秒の時点での分散値を分析し、健常な若年者と高齢者の群間において、姿勢制御能力の特徴を検討した。

その結果、最大一步踏み出し動作後から3秒時点までのすべての区間において、COP の前後左右の距離変動に両群間で有意差が見られた。左右の距離変動の群間比較では、1.5, 2.0, 2.5秒時点において有意な差があり、3.0秒以後は有意差が認められ

Table 1. Physical characteristics of the subjects.

Variables	young group (n=8)	older group (n=8)
Age(yr)	22.9 $\pm$ 1.2	66.9 $\pm$ 0.8
Height(cm)	171.0 $\pm$ 8.6	153.0 $\pm$ 3.0
Weight(kg)	61.5 $\pm$ 9.1	45.6 $\pm$ 4.4
BMI(kg/m ²)	20.8 $\pm$ 1.3	19.3 $\pm$ 2.0
Stride Distance(cm)	102 $\pm$ 6.3	68.8 $\pm$ 5.7

Values are mean $\pm$ SD

Fig. 3. COP fluctuation of direction APML in time of every 0.5 seconds.

COP fluctuation (mean and standard deviation) of AP (anterior-posterior), ML (medial-lateral), APML (anterior-posterior/medial-lateral) direction with young group (●) and older group (◆). The older group displacements mean of COP presented significantly longer time to sway speed in the static standing after the dynamic task, in comparison to the young group.

* ($p < 0.05$) indicate significant difference between two groups by t-test.

なかった。前後での距離変動の群間比較結果でも、両群において2.0秒時点まで有意差が見られた。

これらの群間の変位時系列から、若年者群より高齢者群の方が、フォースプレート上に両足が接地し

てから直立状態までに至る時間が長く、バランスのばらつきが大きいという傾向が見られた。つまり、高齢者群が若年者より姿勢制御に関わる機能が低下していると考えられる。また、0.5秒の時点での分

Table 2. The distributed value of COP in the moment for 0.5 seconds.

Variables	group	N	Mean $\pm$ SD	T value	P value †
medial-lateral/anterior-posterior	young	8	1.43 $\pm$ 0.65	-3.507	<0.01
	older	8	2.61 $\pm$ 0.68		
medial-lateral	young	8	2.29 $\pm$ 1.02	-2.801	<0.05
	older	8	3.71 $\pm$ 1.01		
anterior-posterior	young	8	2.17 $\pm$ 0.56	-3.163	<0.01
	older	8	3.64 $\pm$ 1.19		

Values are mean $\pm$ SD

†In young versus older group. The distributed value of APML direction by the student t-test at the first movement stage in a moment for 0.5 seconds($p<0.05$).

Table 3. The mean distance of COP trajectory in APML direction.

Variables	group	N	Mean $\pm$ SD	T value	P value †
medial-lateral direction(cm)	young	8	21.31 $\pm$ 2.37	-3.715	<0.001
	older	8	28.24 $\pm$ 5.07		
anterior-posterior direction(cm)	young	8	19.21 $\pm$ 1.56	-2.307	=0.08
	older	8	21.13 $\pm$ 3.19		

Values are mean $\pm$ SD

†In young versus older group. The mean distance(mean and standard deviation)of COP trajectory in APML direction by the student t-test.

Fig. 4. Representative statokinesigrams for one young and for one older individual during a prolonged standing trial(1 try/15 sec=10 try)

散値の結果からは移動が終わった直後のすべての項目(APML/AP/ML)において高齢者群が若年者群に比べ、姿勢が不安定でばらついていることがわかる。COP 軌跡の前後左右方向への最大移動距離の結果では、左右方向において高齢者群が若年者群より歩行直後に左右での動揺が大きいことが分かった

($P<0.001$).

以上の結果から、移動動作を行うことにより、高齢者の身体重心がどちらかへ偏り、身体バランスを安定状態に戻すための時間や踵原点からの距離が増加するという傾向が加齢による特徴であると推測される。今回の実験からは、高齢者群が身体バランス

の維持能力，姿勢回復能力が若年者より低下しており，その結果，試行間のばらつきや姿勢回復時間が両群において異なることが明らかになった (Fig. 4)。

このことは，高齢者が筋力の低下ばかりでなく，姿勢制御のための体性感覚，視覚，前庭感覚などの機能が低下していることが要因だと考えられる。三好ら¹⁷⁾の研究では，イスから立ち上がる場合に高齢者群の方が若年者群よりも左右方向の重心動揺積分値が大きな値を示したことから，高齢者群が若年者群よりも立ち上がり動作直後における側方への姿勢制御能力が低下している可能性が推察されたと報告している。しかし，三好らの研究では，椅子に座って被験者の足底が床面に接地している状態から測定がスタートしており，厳密にはダイナミックな動作ではないとも言える。三好らの研究方法のねらいは高齢者が転倒しやすい椅子からの立ち上がりという場面を想定し，現実性が高い実験を行ったという点であるが，転倒は半分以上が歩行に関連する動作から生じる¹³⁾。

我々の研究はこのような未解決点に注目し，歩行動作にかかわる実験タスクを行った。最大一歩踏み出し動作は，片足立ち (Unipedal Stance)，つぎあし歩行 (Tandem Walk) ほど，簡単でありながら，Timed Up and Go Test より優れていると評価される検査である¹⁸⁾。この測定方法は椅子からの立ち上がり動作ぐらい簡単でありながら，ダイナミックな歩行時における動的姿勢制御特徴が観察できることから実用性が高い。実験結果では左右方向において総移動距離の平均値が，高齢者群で高く，三好らの研究と同様な結果が得られた (Table 3)。

現在は，一歩歩行ではなく，連続的な歩行動作時に障害物を乗り越えるタスクを加えて動的姿勢制御特徴を分析し，臨床で簡単に適用できる可能性について検討している。

左右方向における重心動揺の増加の要因として，Tang & Woollacott¹⁹⁾によれば，固有感覚機能の低下，反応時間の延長の影響などがあると報告し，Maki et al.¹¹⁾は，内外側方向への大きな動揺は，加齢に伴う前庭器官，感覚受容体，足底感覚の機能低下が大きく反映されたものであるとしている。島田²⁰⁾は立位時の両足底で形成される基底面積の影響に関して，両側の足尖部と踵部内側が接している閉足位で立位姿勢した時，基底面積は左右方向より

も前後方向に長くなり，不安定な姿勢で左右方向での動揺が大きくなると報告している。今回のからも島田らが報告したように前後方向での動揺よりも左右方向での動揺が大きいことが確認された (Table 3 and Fig. 4)。これは，最大一歩踏み出し動作後，左右方向での重心動揺が増大し，COP が安定するまでの身体重心が左右方向での偏倚が持続しているという特徴を表していると考えられる。これは，先行研究によると神経調節機能のみならず，姿勢制御に用いられる筋機能の低下も関与していると考えられる。Shumway-Cook & Woollacott²¹⁾は，変化が多い環境の下で安定性を保つことができるのは，中枢神経系が姿勢制御に関する感覚の相対的重要性を修正する能力をもつことによろし，中枢神経系は視覚系と聴覚による前庭系入力以上に関節における位置覚や筋腱に存在する体性感覚の重要性に重みをつけていると結論している。

筋機能に関しては，Woollacott & Manchester²²⁾の研究で，姿勢筋機能が虚弱な高齢者群が移動動作の課題において長い不安定な状態の特徴をみせると報告している。また，Sandra et al.¹⁵⁾も，転倒経験群と非転倒群の移動動作の際，転倒経験群において内外側の姿勢制御のために用いられる周囲筋，中臀筋の反応が遅れ，これが原因で転倒を引き起こす可能性が高くなるため，下肢筋力を改善させることが高齢者の転倒予防にもっとも大事な要素であることを報告している。

今回の実験を通して，安全かつ簡単な最大一歩踏み出し動作を用いて高齢者と若年者の間で差が検出できたように，高齢者が日常生活でよく用いる動作を定量化し，その情報を収集することにより，ダイナミック状態での身体バランスを維持できる介入運動プログラムの開発が可能になるかもしれない。特に，側方向への転倒が33%もあり，内外側方向の姿勢動揺が高齢者の転倒に深く関係している¹⁵⁾ことから，移動動作時の内外側安定性を高めるための股関節周囲筋の筋力強化運動などが必要と考えられる。移動動作中での側方向からの外力に対応できる運動を通して，ステップング動作，いわゆる「とっさの一步」の機能を高めるのは重要であると考えられる。そして，安全で多様な移動動作などの運動を通して，それに関連している当該関節周囲筋の筋力強化やバランス機能改善，体力レベルに関する自己

効力感を高めるのも必要であると考えられる。本研究での限界として、被験者が自発的な動きにより動作を行った結果、被験者の自らの姿勢制御に関わる特徴は分かったものの、予想外の外力に対する姿勢制御機能に関しての検討はできていない。今後、これらの点をさらに検討する必要がある。

V. ま と め

本研究は、フォースプレート上で最大一步踏み出し動作終了後、直立状態に至るまでを観察した。その結果、若年者群に比べ、高齢者群が最大一步踏み出し動作終了後、直立の状態では前後左右方向において COP 動揺が大きいことが明らかになった。

また、接地後3.5秒に至る初期段階において、高齢者群が若年者群より不安定性を示し、姿勢制御の機能低下が推察された。さらに、高齢者群は、多くの先行研究と同じように側方への動揺が前後方向の動揺より大きいことが確認された。高齢者の姿勢安定を改善させるためには、側方の動揺を減少させ、移動時での動揺が大きいことから、早期姿勢の回復に役立てるような運動介入の試みも必要かもしれない。

謝 辞

本研究の実施に際し、ご協力いただきました被験者の皆様に深謝いたします。

(受理日 平成20年4月25日)

参 考 文 献

- 1) Campbell, A.J., Borrie, M.J., Spears, G.F. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.*(1989) **44**, M112-M117.
- 2) Downton J. Falls. In: Tallis RT, Fillit H, Brockelhurst JC, eds. *Brockelhurst's Textbook of Geriatric Medicine and Gerontology*. London, England: Churchill Livingstone; 1998, 1359-1370.
- 3) 浅山 滉. 脳卒中リハビリテーション外来診察. 医歯薬出版, (1997).
- 4) Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N.L., Gruber, W. Predicting the Probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys. Ther.*(1997) **77**, 812-819.
- 5) Tinetti, M.E., Speechley, M., Ginter, S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N. Engl. J. Med.*(1988) **319**, 1701-1707.
- 6) O'Loughlin, J.L., Robitaille, Y., Boivin, J.F. Incidence of and risk factors for falls and injurious among the community dwelling elderly. *Am. J. Epidemiol.*(1993) **137**, 342-354.
- 7) 武藤芳照, 黒柳律雄, 上野勝則, 太田美穂. 転倒予防教室, 第2版, 転倒予防の医学的対応, 日本医事新報社, 東京, (2002).
- 8) Komatsu, T., Kim, K. J., Kaminai, T., Okuizumi, H., Kamioka, H., Okada, S., Park, H., Hasegawa, A., Mutoh, Y., Yamamoto, I. Clinical factors as predictors of the risk of falls and subsequent bone fractures due to osteoporosis in postmenopausal women. *J. Bone Miner. Metab.* 2006, **24**, 419-24.
- 9) Park, H., Kim, K. J., Komatsu, T., Park, S. K., Mutoh, Y. Effect of combined exercise training on bone, body balance and gait ability: a randomized controlled study in community dwelling elderly women. *J. Bone Miner. Metab.* 2008; **26**, 254-259.
- 10) Lord, S.R., Clarke, R.D., Webster, I.W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.*(1993) **46**, M69-M76.
- 11) Maki, B.E., Holliday, P.J., Topper, A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.*(1994) **49**, M72-M84.
- 12) Thapa, P.B., Gideon, P., Brockman, K.G., Fought, R.L., Ray, W.A. Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.*(1996) **51**, M239-M246.
- 13) Wild, D., Nayak, U.S.L., Isaacs, B. Characteristics of old people who fell at home. *J. Clin. Exp. Gerontol.*, (1980) **2**, 271-287.
- 14) 眞野行生. 高齢者の転倒とその対策. 医歯薬出版株式会社, (2003), **2**, 8-12.
- 15) Sandra, G., Yvonne, R.B., Prudence, G. A Prospective Study of Laboratory and Clinical Measures of Postural Stability to Predict Community-Dwelling Fallers. *J. Gerontol. Med. Sci.*(2000) **55**, M469-M476.
- 16) 日本平衡神経科学会. 平衡機能検査の実際. 南山堂, (1994), 126-132.
- 17) 三好 圭, 木村貞治, 山本 巖. 高齢者における立ち上がり動作後の重心動揺特性. 理学療法, (2005), **22**, **2**, 441-448.
- 18) Medell, J., & Alexander, N. A clinical measure of maximal and rapid stepping in older women. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med.*(2000) **55**, M429-33.
- 19) Tang, P.F., & Woollcott, M.H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med.*(1998) **53**, **6**, M427-480.
- 20) 島田裕之. 高齢者の姿勢調節障害と理学療法, 奈良 勲, 内山 靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版, 東京, (2004), 257-319.
- 21) Shumway-cook, A., & Woollacott, M(著), 田中 繁

- (監訳). モーターコントロール運動制御の理論と臨床応用. 医歯薬出版社, 東京, (2004), 173-263.
- 22) Woollacott, M., & Manchester, D. Anticipatory postu-

ral adjustments in older adults : are changes in response characteristics due to changes in strategy?. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. (1993) **48**, M64-M70.