

重心動揺ならびに歩行分析による高齢者における転倒予測因子に関する研究

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/9236

重心動揺ならびに歩行分析による高齢者における 転倒予測因子に関する研究

金沢大学医学部医学科公衆衛生学講座 (主任: 荻野景規教授)

泉 キヨ子

高齢者における転倒を予測するために、日常生活が介助なく行え、自力で歩行可能な施設入所の高齢者を対象に、直立静止時の開眼と閉眼ならびに開眼で 0.3Hz と 0.7Hz に左右・前後に水平振動させた時の重心動揺面積や高速フーリエ変換 (fast Fourier transformation, FFT) による周波数を中心とした重心動揺の解析、および三次元動作分析装置による客観的な歩行分析を転倒経験者14名と非経験者16名に対して行った。さらに、3年間、その後の転倒状況について追跡調査を行った。その結果、転倒者は非転倒者に比べて重心動揺面積が大きく、とくに静止開眼時、0.3Hz の左右振動および前後振動の面積、0.7Hz の前後振動の面積に差が認められた。周波数スペクトラムについては、転倒者においてX軸方向は、0.025-1.0Hz 帯域を中心に 0.7Hz の周波数の振動時に、Y軸方向は、0.025-1.0Hz の静止開眼時や振動時に大きくなり、ともに 1Hz 以下の帯域の低い周波数帯域に注目する必要があることが認められた。トータルスペクトラム値の比較では、静止開眼時では、X軸方向よりY軸方向の動揺に差がみられ、振動時では、左右に振動した場合は、0.3Hz ではY軸方向の動揺に、0.7Hz ではX軸方向の動揺に差がみられた。前後の振動の場合では、0.3Hz と 0.7Hz とともにX軸方向の動揺に差がみられた。このように、転倒者では静止開眼時に前後の動揺にパワーの増大がみられ、振動時には左右の動揺パワーの増大がみられたことが注目された。異常歩行評価スケールによる評価や歩幅、歩行速度は、転倒者と非転倒者との差がみられなかった。したがってこのスケールを用いた評価では転倒を予測できないと考えられた。三次元動作分析による歩行角度の比較では、転倒者の方が体幹の平均前屈角度と最小前屈角度および最大前屈角度は有意に大きいことにより、体幹の角度が転倒予測因子として抽出された。追跡調査では、横断的研究で認められたすべての重心動揺および歩行分析に関する項目に転倒者と非転倒者の有意な差が確認され、さらにはその差が年齢によるものではないことが明らかにされた。以上より、前後左右の低い周波数の振動を加え、FFT を施した詳細な重心動揺分析に併せて、三次元動作分析による客観的な歩行分析を実施することにより、高齢者の転倒を予測できると考えられた。

Key words elderly, fall, fast Fourier transformation, gait, postural sway

超高齢化社会の到来に伴い、転倒はわが国や欧米諸国の極めて重要な保健医療福祉の課題となっている。老年者の3分の1は年に1回以上転倒¹⁾するといわれ、転倒による骨折の頻度は5-10%ともいわれている²⁻⁴⁾。さらに65歳以上の老年者の13%は転倒による死亡との報告もある⁵⁾。転倒の多くは偶発的、突発的であることから、偶発性転倒と呼ばれており、日常的出来事の一つであって、病名診断ではない⁶⁾。しかし、転倒による骨折などの損傷を受けると重大な合併症やねたきりなどを起こしやすい。このような転倒後の後遺症としてのねたきり老人が欧米諸国と比べわが国に多いことが指摘されており⁷⁾、早期に転倒の危険因子を予測した対策は極めて重要と考えられる。

ところで高齢者における姿勢制御の障害には、立位を保持するだけで現れる静的平衡障害と、立位での動作や歩行、走行などの運動で現れる動的平衡障害に区別できる⁸⁾。平衡調節に関与する重心動揺は、内耳からの平衡感覚、目からの視覚情報、また皮膚、筋、関節などからの体性感覚情報が脳に伝えられ、脳は複数の感覚器からの情報を統合し、その結果が足や体幹の

筋活動を調節するという機序で行われている⁹⁾。しかし、高齢者の転倒の要因としては後者の動作時と重心動揺との密接な関係が指摘されている^{10,11)}。すなわち、老化に伴う感覚機能や運動機能の低下により、高齢者は障害物の大きさを誤認したり、意図した運動を発揮しえなかった場合につまづきやすく、一旦、つまづいた場合には、立位姿勢を保つための反射の制御が不十分であると動揺が大きく、直ちに転倒に至るとされている¹²⁾。このような高齢者の外乱刺激に対する重心動揺は、重心動揺の大きさを指標として分析されてきたが、転倒の最も重要な予知因子の1つであることを考えれば、いかなる重心動揺がどんな外乱によって惹起されるかを含めて解析する必要があると考えられる。

一方、歩行障害は転倒の要因として古くから注目されている¹³⁾。歩行の変化が段差などでつまづきやすくなり、安定性を悪化させると転倒に至る。施設に入所老人は在宅の老人に比べて四肢の筋力は弱く¹⁴⁾、歩行障害者も多く、転倒発生者が多い¹⁵⁾。しかし、老年者の歩行とバランスの評価については

平成8年9月6日受付、平成8年10月6日受理
Abbreviation: FFT, fast Fourier transformation

Tinetti¹⁶⁾が評価尺度を開発しているが、転倒者の予測には十分とは言えない¹⁸⁾。

そこで本研究は、歩行障害に対するこれまでの主観的な評価¹⁶⁾ばかりでなく、新たにより客観的に評価の可能な方法¹⁹⁾を歩行分析に導入し、転倒要因として解析した。すなわち、高齢者における転倒要因としての重心動揺に潜在する多くの因子を多角的に捉え、転倒の予知について知見を得るため、高速フーリエ変換 (fast Fourier transformation, FFT) による周波数を中心とした重心動揺の詳細な解析に加え、客観的な歩行分析を施すことにより転倒要因を総合的に評価することを目的とした。そのため、調査開始時での転倒者と非転倒者での周波数スペクトラムや歩行分析の諸因子の違いから、転倒を最も予見する指標を抽出し、これが3年間の追跡調査においても転倒を予見する因子となるかどうかを明らかにした。

対象および方法

1. 対象

対象者は、平成5年6月における富山県のG養護老人ホームの定期健康診断受診者95名中、本研究に同意を得られた老人31名 (男10名、女21名) である。対象者はすべて高血圧あるいは高脂血症に対する内服治療を受けているが、日常生活が介助なく行え、明らかな脳血管疾患の既往がなく、また精神安定剤を一切服用していない比較的健康な65歳以上の高齢者である。年齢は76.4±1.2歳 (平均値±標準誤差) (男性71.9±2.1歳、女性78.5±1.2歳) であり、身長は146.5±1.9cm (男性159.3±1.9cm、女性140.4±1.4cm)、体重は50.0±1.4kg (男性55.9±2.5kg、女性47.2±1.4kg) である。31名中過去3年間における転倒経験者 (転倒者) は14名 (45.2%) であり、転倒未経験者 (非転倒者) は16名 (51.6%) であった。1名は過去の転倒経験の有無の確認ができなかったため、転倒による比較の対象者とはしなかった。

平成5年6月からの3年間の追跡調査では、転倒者14名のうち11名は1回以上の転倒が確認されたが、3名は転倒がなかった。逆に、非転倒者16名のうち12名は3年間で転倒しなかったが、4名の転倒が確認された。すなわち、追跡調査による転倒者は15名であり、非転倒者も15名であった。なお、転倒とは「身体の足底以外の部分が床についた場合²⁰⁾」とした。

II. 方法

本研究は、重心動揺と歩行分析を中心に年齢別あるいは転倒者と非転倒者との比較を観察開始時で行い、さらに3年間の追跡調査を加えた。

1. 重心動揺の測定と分析

本研究の重心動揺の測定には、重心動揺システム (ワミー、東京) を使用した。このシステムの重心計は被験者の身体動揺を体重心の移動として捉えるための装置である。重心計と水平移動刺激装置との組合せで、各種刺激時における体重心の移動を測定できる。すなわち、重心計を振動台に乗せることにより外乱刺激として左右方向へ水平刺激をあたえるもので、外乱刺激時に人がどのような重心動揺を起こすかを計測し、解析処理が可能な計測システムである。検出台は3個のストレングージの釣り合いから足跡に投影された身体の重心の位置を対象者の左右方向 (X)、および前後方向 (Y) へ出力する。出力は1cmに対して0.1Vに調整されている。

このシステムを用いて以下の一連の動作時における重心動揺を測定した。重心動揺システムにおける具体的な重心動揺の測

定方法については、対象を検出台上に両足内側縁を接した閉足位で立位姿勢を保持させ、静止の状態での開眼時と閉眼時の重心動揺を20秒間2回測定した。さらに外乱刺激として、水平周期振動で左右および前後方向に、正弦波状に振幅5.0cm、周波数0.3Hz、0.7Hzで各20秒間振動を付与した時の開眼時の重心動揺を測定した。静止時、振動時いずれの場合にも、手は体側に軽くつけ、意図的に膝や腰を屈曲することをせず、できるだけ安静にした立位姿勢を保つように指示した。また、開眼時には、眼と同じ高さで、2m先の固視標 (黒丸直径5cm) を注視させた。なお、振動周波数については、成人では0.5Hzと1.0Hzが立位姿勢の動的調節能に適しているという報告²¹⁾を参考に高齢者であることを加味して、0.3Hzと0.7Hzとした。

重心動揺の分析は、静止時および検出台振動時の重心動揺を対象者の左右方向成分 (X軸) と前後方向成分 (Y軸) において、データレコーダー R60 (TEAC, 東京) を用いて、テープに収録した。重心動揺は面積 (X軸とY軸の最大振幅の積)、各周波数帯域での周波数スペクトラム、トータルスペクトラム値とで評価した。周波数スペクトラムの実測値は、重心動揺の入力をシグナルプロセッサ 7T23S (日本電気三栄, 東京) を用い、FFTによって求めた。解析時間は16sec、サンプリング時間7.8msec、分解能0.0625Hzで行なった。

入力信号を $f(t)$ mV (t は時間) とするとき、FFT後のリアスペクトラムを得るためのフーリエ変換は

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (f \text{ は周波数}) \text{ により求められ、}$$

またパワースペクトラムは

$$P(f) = \int_{-\infty}^{\infty} f^2(t)e^{-i2\pi ft} dt$$

によって得られる。そのときトータルスペクトラム値、 T は次式で求められる。

$$T = \sum_{f=0}^n \sqrt{s^2(f)} \quad (n \text{ はブロックサイズとしての400 (ただし、} f \text{ は周波数レンジ} 1/n \text{ 受信としての成分)})$$

2. 歩行測定と分析

歩行測定は被験者を素足で、10×1mのカーペットの上を1往復させ、歩行状態を前後、左右2ヵ所から8mmビデオで撮影した。前後はカーペットの先端約5m先でカメラを固定し、全身が写せる場所から撮影した。左右はカーペットの横幅中央から約5m離れてカメラを固定し、被験者の往復 (右から左、左から右) の歩行時に、主に上肢の振りや肩の動き、下肢の関節可動域や足の接地が判明しやすい位置で撮影した。

歩行分析は以下の2方法で分析した。

1) 異常歩行評価スケール²²⁾による分析

ビデオテープをスローモーションで再生して、異常歩行評価スケールを用いて2人の評価者が別々に評価した。このスケールはビデオによる歩行評価スケールで、信頼性や妥当性が検証されている。スケールのカテゴリーは一般的なカテゴリーとして5変数、下肢のカテゴリーに4変数、体幹・頭・上肢のカテゴリーに7変数の計16変数から成り、各変数ごとに4段階 (0-3) の評価で、高い得点ほど歩行障害の強度を表わす。具体的には、一般的なカテゴリーとして、腕の動きと足の動きのリズムの変化、平衡保持能力、動揺性、基底面の広さ、バランス

喪失の具合などの5変数, 下肢のカテゴリーに遊脚時間の百分率, 足部の接地, 股関節の関節可動域, 膝関節の関節可動域の4変数, 体幹・頭・上肢のカテゴリーには肘の伸展, 肩の外転, 腕と反対側の脚の動きの非同期性の程度, 頭の前方偏位, 肩甲骨が正常よりも高く位置している度合い, 脊椎後彎の程度の7変数であり, それぞれ4段階の具体的状況が示されている。ここでは, 異常歩行評価スケールを2人の評価者の総点で平均値を求めたところ12点でありそれを基準として, 12点以上を歩行不良とし, 11点以下を歩行良好とした。また, ビデオテープを再生して, 歩幅, 歩行時間を算定した。

2) 三次元動作分析装置による分析

歩行分析には, さらに三次元動作分析装置 PEAK 3D (PEAK Performance Technologies Ins., Denver, USA) を用いて客観的な歩行を評価した。この装置は撮影した動作のビデオカメラを, コンピュータでデジタル化などの処理を行なうことにより, 被験者の位置と運動の数量的データを得るなど動作解析を可能とするシステムである。今回は, 歩行角度を中心に分析した。すなわち, 被験者をビデオカメラの視野中を右から左へ往復歩行させた時の歩行中の左膝関節角度, 左肘関節角度, 体幹の角度について装置内蔵のコンピュータで解析した。

3. 転倒関連要因

転倒発生に関わると考えた要因を評価するために, 定期健康診断時の身長, 体重から Broca の肥満指数 (体重×100/標準体重, 標準体重=(身長-100)×0.9) を求めた。その際, 10%以上の肥満指数を示すものを肥満者とした。また, 過去3年間の転倒経験, めまいの有無を, 本人との半構造的な面接で詳細に聞き取り調査した。なお, 肥満者は, 20名(64.5%), めまいを有する者が7名(22.6%)であった。

4. 追跡調査

3年間の追跡調査は施設の寮母に一定様式の調査用紙を依頼し, 1カ月ごとの問診によって転倒の有無を確認した。なお, 追跡中の3年間において新たに老人性痴呆をはじめ脳血管疾患

や精神安定剤の服用の開始を始めた者や日常生活の介助を必要とした者はいなかった。

5. 統計学的処理

本研究では, 調査開始時での転倒者と非転倒者での周波数スペクトラムや歩行分析の諸因子を転倒の有無を中心に比較し(後ろ向き調査), さらに有意な差が認められた因子を中心に, 3年間の追跡調査においても転倒者と非転倒者を比較した。その際の統計的分析として, 2群の平均値の差の検定を行い, 分散が等しいときに Student の t 検定を, 等しくないときには Welch の t 検定を用いた。また, これ以外の統計についてはその都度記述した。なお, 危険率 5% 未満を有意な差とした。

成 績

1. 後ろ向き調査

1. 重心動揺について

1) 重心動揺分析の一例

図1と2には, 76歳の女性における重心動揺分析の1例を示した。静止時の重心動揺の $f(t)$ をシグナルプロセッサを用いFFTにより求めたスペクトラムを, 左右方向成分(X軸)(図1)と前後方向成分(Y軸)(図2)に分けて評価した。X軸方向を求めた図1では, リニアスペクトラム(A, Bはそれぞれ, 直流, 交流による $f(t)$ の入力)とパワースペクトラム(C, Dはそれぞれ, 直流, 交流による $f(t)$ の入力)の結果の1例を示した。同様に, Y軸方向を求めた図2では, リニアスペクトラム(A, Bはそれぞれ, 直流, 交流による $f(t)$ の入力)とパワースペクトラム(C, Dはそれぞれ, 直流, 交流による $f(t)$ の入力)の結果を示した。

本研究では, 周波数スペクトラムの算出にあたり, これをリニアスペクトラムによって求めた。この理由は, 静止時には, 重心動揺の揺れは, 時間あたりの $f(t)$ に急激な変化を伴わないため, リニアスペクトラムとパワースペクトラムに大きな差はないが, 振動を与える場合, $f(t)$ の位相の急激な変化が生じう

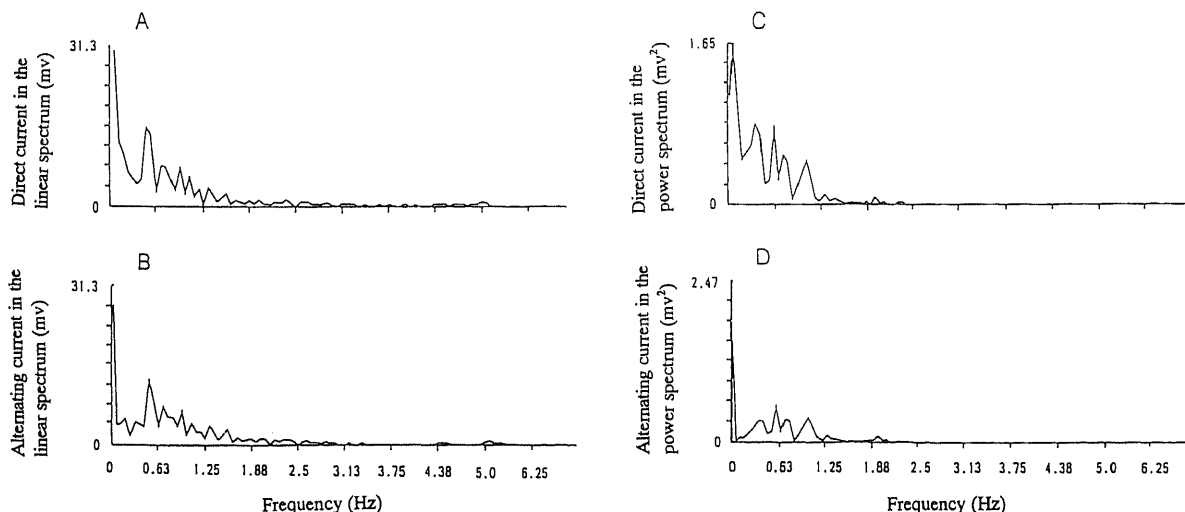


Fig.1. Examples of frequency spectrum of X direction corresponding to the frequency band produced by the swing of gravicorder for a female subject aged 76. (A) and (B) represent frequency spectrum calculated by the linear analysis of Fourier transformation for the direct and alternating currents obtained by the gravicorder, respectively. (C) and (D) represent frequency spectrum calculated by the power analysis of Fourier transformation for the direct and alternating currents obtained by the gravicorder, respectively.

るため、その位相も考慮したリニアスペクトラムが、重心動揺のFFTに有効であると考えたためである。また、交流が0.63Hz以下の低い成分に雑音を有さないため、交流による入力を $f(t)$ とした。

その周波数帯域別の周波数スペクトラムの解析に際しては、0.025-0.25Hz, 0.25-0.5Hz, 0.5-1.0Hz, 1.0-2.0Hz, 2.0-4.0Hz, 4.0Hz以上の6つに区分した。

2) 年齢別重心動揺面積の関係

年齢別に75歳未満と75歳以上について重心動揺面積を比較したところ、75歳以上の面積は75歳未満に比べて総じて大きく、とくに静止閉眼時、0.3Hz周波数の左右振動および前後振動、0.7Hz周波数の左右振動と前後振動に有意差が認められた(表1)。また、75歳未満と75歳以上の高齢者のいずれの動揺面積に

おいても、静止閉眼時に比べて、閉眼時、0.3Hz(左右と前後)と0.7Hz(左右と前後)の振動に有意差が認められた(対応のあるt検定によりすべての $p < 0.05$)。

3) 転倒者と非転倒者の重心動揺面積

転倒者と非転倒者の年齢を比較すれば、転倒者、非転倒者の平均年齢はそれぞれ、79.8±1.2歳、73.8±1.8歳であり、両者に有意差が認められた(表2)。重心動揺面積の比較では、転倒者は非転倒者に比べて面積が大きく、とくに静止閉眼時、0.3Hzの左右振動の面積、前後面積、0.7Hzの前後面積に有意差が認められた(表2)。年齢を共変量とした共分散分析においても、非転倒者の静止閉眼時と0.3Hz左右振動の面積が有意に低いことを認めた(すべての $p < 0.05$)。

4) 転倒者と非転倒者のパワースペクトラム

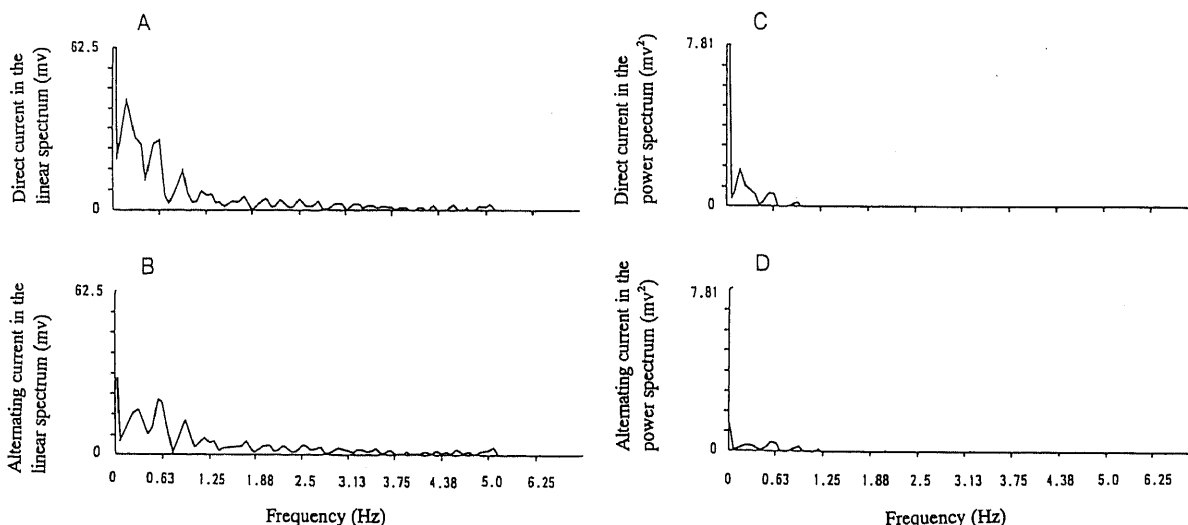


Fig. 2. Examples of frequency spectrum of Y direction corresponding to the frequency band produced by the swing of gravicorder for a female subject aged 76. (A) and (B) represent frequency spectrum calculated by the linear analysis of Fourier transformation for the direct and alternating currents obtained by the gravicorder, respectively. (C) and (D) represent frequency spectrum calculated by the power analysis of Fourier transformation for the direct and alternating currents obtained by the gravicorder, respectively.

Table 1. Area of postural sway according to the difference of age

Age (years)	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of area of postural sway to the condition					
		Eyes with		Medial-lateral sway		Anterior-posterior sway	
		Open	Closed	0.3 Hz	0.7 Hz	0.3 Hz	0.7 Hz
Below 75	11	9.91 ± 0.94	22.88 ± 6.51	24.00 ± 2.44	35.98 ± 4.58	19.50 ± 1.55	37.82 ± 2.67
Above 75	20	18.59 ± 2.74**	27.89 ± 3.63	34.82 ± 3.21*	60.91 ± 7.41**	27.89 ± 2.42**	73.47 ± 7.11**

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of the subject below 75 years.

Table 2. Area of postural sway according to the difference in the experience of fall

Group	Number of subjects examined	Age (years)	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of area of postural sway to the condition					
			Eyes with		Medial-lateral sway		Anterior-posterior sway	
			Open	Closed	0.3 Hz	0.7 Hz	0.3 Hz	0.7 Hz
Nonfallers	16	73.8 ± 1.8	10.66 ± 1.38	21.22 ± 3.31	24.40 ± 2.19	44.34 ± 6.28	21.67 ± 1.93	50.33 ± 6.08
Fallers	14	79.8 ± 1.2*	21.06 ± 3.49*	27.67 ± 4.41	39.33 ± 3.67**	62.22 ± 9.37	28.57 ± 3.03*	72.80 ± 9.33**

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of nonfallers.

X軸方向の0.025-0.25, 0.25-0.5, 0.5-1.0の各周波数帯域における周波数スペクトラム値を転倒者と非転倒者を比較し、それぞれ図3-5に示した。同様に、Y軸方向の0.025-0.25, 0.25-0.5, 0.5-1.0の各周波数帯域における周波数スペクトラム値をそれぞれ図6-8に示した。非転倒者と比較し、転倒者

のX, Y軸方向の周波数スペクトラム値の増加は、0.025Hzから1.0Hzのすべての帯域に概ね認められた。転倒者のX軸方向の0.025-0.25Hzの帯域の周波数スペクトラム値は、0.7Hzの周波数の左右振動時において有意に大きいことが認められた(図3)。同様に0.25-0.5Hzの帯域では、0.7Hzの周波数の左右お

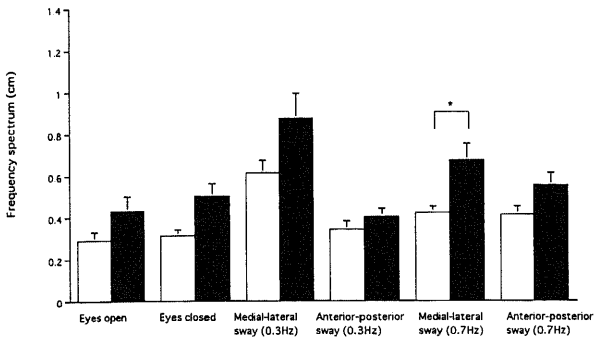


Fig. 3. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.025-0.25 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

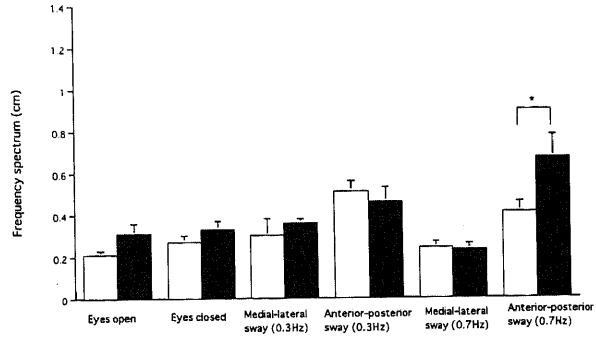


Fig. 6. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.025-0.25 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

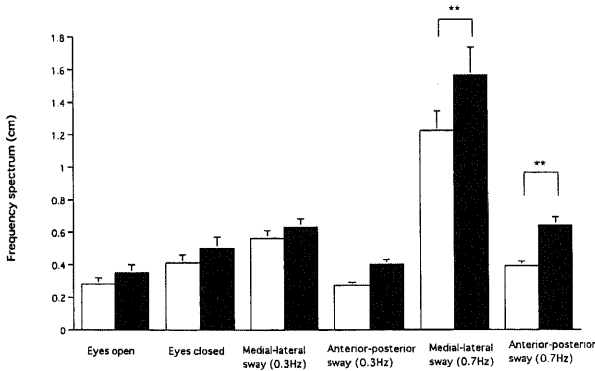


Fig. 4. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.25-0.5 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

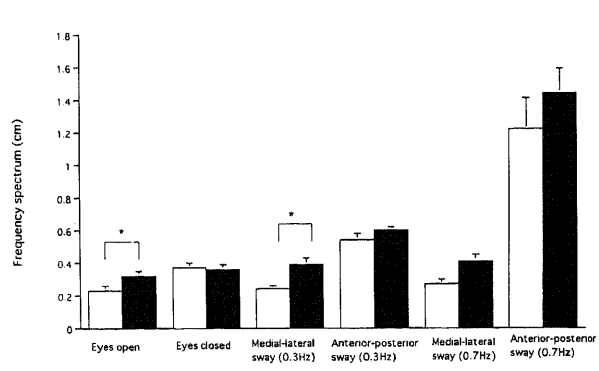


Fig. 7. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.25-0.5 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

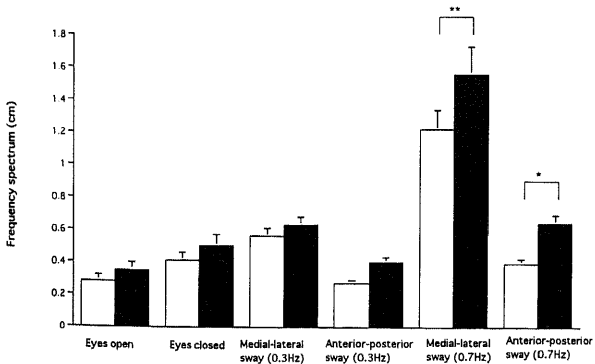


Fig. 5. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.5-1.0 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

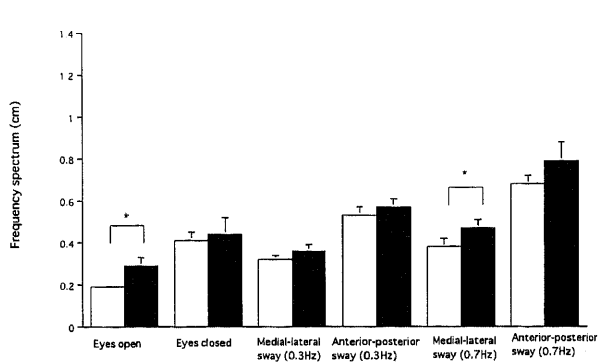


Fig. 8. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.5-1.0 Hz produced by the swing of gravicorder. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

よび前後振動時ともに転倒者の方が有意に増大していた(図4)。転倒者の0.5-1.0Hzの帯域は、0.7Hzの左右および前後振動時において有意に大きいことが観察された(図5)。一方、転倒者のY軸方向の0.025-0.25Hzの帯域は、0.7Hzの前後の振動時に非転倒者と比べ、有意に増大していることが認められた(図6)。同様に0.25-0.5Hzの帯域では、静止閉眼時および0.3Hzの左右振動時に転倒者の方が有意に増大していた(図7)。転倒者の0.5-1.0Hzの帯域は、静止閉眼時および0.7Hzの左右振動時において有意に大きいことが観察された(図8)。

閉眼時はどの帯域でも転倒者と非転倒者に有意な差は認められなかった。

5) 転倒者と非転倒者のトータルスペクトラム値

6周波数帯域のスペクトラムの総和であるトータルスペクトラム値を転倒者と非転倒者について比較したところ、転倒者における静止閉眼時でのY軸方向のトータルスペクトラム値は有意に大きいことが認められたが、閉眼時には差はみられなかった(表3)。転倒者における0.3Hzの左右振動時のY軸方向のトータルスペクトラム値は有意に大きく、0.7Hzの左右振動時

Table 3. Total spectrum of postural sway at pause of the gravicorder according to the difference in the experience of fall

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of postural sway of total spectrum to the condition			
		Eyes open		Eyes closed	
		X value ^{a)}	Y value	X value	Y value
Nonfallers	16	1.07 \pm 0.11	0.88 \pm 0.05	1.63 \pm 0.19	1.51 \pm 0.13
Fallers	14	1.30 \pm 0.16	1.32 \pm 0.16*	1.90 \pm 0.25	1.61 \pm 0.19

^{a)} X and Y value represent the size of total spectrum in the medial-lateral and anterior-posterior directions to the subject, respectively.

* $p < 0.05$ as compared with the value of nonfallers.

Table 4. Total spectrum of postural sway induced by swing of the gravicorder according to the difference in the experience of fall

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of postural sway of total spectrum to the condition							
		Medial-lateral sway (0.3 Hz)		Medial-lateral sway (0.7 Hz)		Anterior-posterior sway (0.3 Hz)		Anterior-posterior sway (0.7 Hz)	
		X value ^{a)}	Y value	X value	Y value	X value	Y value	X value	Y value
Nonfallers	16	2.37 \pm 0.15	1.31 \pm 0.11	3.46 \pm 0.25	1.55 \pm 0.13	1.09 \pm 0.08	2.14 \pm 0.09	1.43 \pm 0.10	3.90 \pm 0.36
Fallers	14	2.55 \pm 0.17	1.68 \pm 0.13*	4.40 \pm 0.38*	1.88 \pm 0.16	1.37 \pm 0.09*	2.27 \pm 0.11	2.00 \pm 0.12*	4.57 \pm 0.40

^{a)} X and Y value represent the size of total spectrum in the medial-lateral and the anterior-posterior directions to the subject, respectively.

* $p < 0.05$ as compared with the value of nonfallers.

Table 5. Area of postural sway according to the difference of obesity

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of area of postural sway to the condition					
		Eyes with		Medial-lateral sway		Anterior-posterior sway	
		Open	Closed	0.3 Hz	0.7 Hz	0.3 Hz	0.7 Hz
Obesity less than 10% ¹⁾	11	18.05 \pm 3.47	32.35 \pm 5.28	33.31 \pm 2.56	54.74 \pm 9.18	25.84 \pm 2.20	65.90 \pm 12.32
Obesity more than 10%	20	14.11 \pm 2.32	18.97 \pm 2.51*	29.70 \pm 3.48	50.59 \pm 6.91	24.56 \pm 2.62	58.69 \pm 6.22

¹⁾ More than 10% when calculated by the Broca index.

* $p < 0.05$ as compared with the value of obesity less than 10%.

Table 6. Angles of degree according to the difference of age

Age (years)	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, degree)								
		Mean angle			Minimum angle			Maximum angle		
		Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk
Below 75	11	28.06 \pm 2.06	19.78 \pm 1.25	5.37 \pm 1.62	7.89 \pm 1.88	7.89 \pm 0.93	0.68 \pm 1.73	63.25 \pm 3.79	33.96 \pm 2.85	10.83 \pm 1.06
Above 75	20	26.73 \pm 1.64	24.25 \pm 2.18*	8.34 \pm 2.91	8.96 \pm 1.64	16.06 \pm 2.06**	2.63 \pm 2.80	57.30 \pm 2.49	32.79 \pm 2.45	14.72 \pm 3.10

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of the subject below 75 years.

では、X軸方向のトータルスペクトラム値は有意に大きいことが観察された(表4)。同様に、転倒者は0.3Hzの前後振動および0.7Hzの前後振動ともに、X軸方向のトータルスペクトラム値は有意に大きいことが観察された(表4)。

6) 重心動揺と他の転倒要因との関係

肥満度10%未満群と10%以上群について重心動揺面積を比較したところ、肥満度10%未満群の面積が閉眼時に有意に大きいことが認められた(表5)。表には示さないが、めまいを有する者(7名)とない者(23名)について重心動揺面積の比較では、有意差はみられなかった。

2. 歩行分析

1) 年齢別歩行角度の関係

歩行時の左膝関節, 左肘関節, 体幹の平均角度を75歳未満と

75歳以上についての比較では、75歳以上の者の左肘の平均屈曲角度と最小屈曲角度は有意に大きいことが認められた(表6)。

2) 転倒者と非転倒者の歩行角度と歩幅, 歩行速度

転倒者の左膝関節, 左肘関節, 体幹の歩行角度を非転倒者と比較すると、転倒者の方が体幹の平均前屈角度と最小前屈角度および最大前屈角度は有意に大きいことが認められた(表7)。表には示さないが転倒者と非転倒者の歩幅, 歩行速度には有意な差は認められなかった。

3) 異常歩行評価スケールによる歩行不良者と歩行良好者の歩行角度と重心動揺面積

歩行角度を異常歩行評価スケールを用いた歩行不良者と歩行良好者での比較では、歩行不良者の体幹の平均前屈角度と左肘関節, 体幹の最小角度は有意に大きいことが認められた(表

Table 7. Angles of degree according to the difference in the experience of fall

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, degree)								
		Mean angle			Minimum angle			Maximum angle		
		Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk
Nonfallers	16	27.01 ± 1.81	21.95 ± 1.37	3.84 ± 1.29	8.61 ± 1.37	12.55 ± 1.76	-1.18 ± 1.54	58.92 ± 3.56	33.51 ± 1.69	9.22 ± 1.26
Fallers	14	27.82 ± 1.93	23.28 ± 3.01	11.51 ± 3.85*	9.32 ± 2.15	14.31 ± 2.75	5.85 ± 3.72*	59.45 ± 2.43	31.65 ± 3.46	18.41 ± 4.07*

*p<0.05 as compared with the value of nonfallers.

Table 8. Angles of degree according to the difference of gait

Gait	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, degree)								
		Mean angle			Minimum angle			Maximum angle		
		Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk
Good gait	17	26.59 ± 1.48	20.66 ± 1.44	3.70 ± 0.99	6.58 ± 1.26	9.89 ± 1.54	-1.27 ± 1.18	60.69 ± 2.21	33.41 ± 2.32	9.97 ± 1.01
Poor gait	14	27.95 ± 2.22	25.09 ± 2.78	11.64 ± 3.92*	11.00 ± 2.14	17.13 ± 2.50*	5.83 ± 3.86*	57.86 ± 3.91	32.95 ± 3.07	17.43 ± 4.29

*p<0.05 as compared with the value of the subject with good gait.

Table 9. Correlation of area of postural sway and angles in gait

Condition	Left knee	Left elbow	Trunk	Maximum left knee	Maximum left elbow	Maximum trunk	Minimum left knee	Minimum left elbow	Minimum trunk
Eyes open	0.088	-0.351*	0.213	0.207	-0.195	0.219	0.024	-0.378*	0.197
Eyes closed	0.319*	-0.230	0.021	0.278	-0.037	0.040	0.114	-0.344	0.027
Medial-lateral sway (0.3 Hz)	0.112	-0.216	0.308*	0.060	-0.074	0.300	-0.020	-0.251	0.319*
Medial-lateral sway (0.7 Hz)	0.105	-0.198	0.169	0.003	-0.057	0.115	0.117	-0.142	0.230
Anterior-posterior sway (0.3 Hz)	0.214	-0.302*	0.268	0.189	-0.060	0.195	0.151	-0.387*	0.295
Anterior-posterior sway (0.7 Hz)	0.280	-0.086	-0.147	0.241	0.043	-0.180	0.262	-0.158	-0.115

*p<0.05 by pearson's correlation coefficient.

Table 10. Area of postural sway in the fallers and nonfallers in the follow-up study

Group	Number of subjects examined	Age (years)	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm ²) of area of postural sway to the condition					
			Eyes with		Medial-lateral sway		Anterior-posterior sway	
			Open	Closed	0.3 Hz	0.7 Hz	0.3 Hz	0.7 Hz
Nonfallers	15	75.2 ± 2.2	9.05 ± 1.03	15.96 ± 2.43	21.66 ± 1.54	38.58 ± 3.62	21.20 ± 1.87	45.81 ± 4.33
Fallers	15	78.0 ± 1.1	21.97 ± 3.09**	32.51 ± 3.90**	41.08 ± 3.03***	66.78 ± 9.38***	29.07 ± 2.98*	77.64 ± 9.36**

*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001 as compared with the value of nonfallers.

8). なお, 表には示さないが, 異常歩行評価スケールによる分析において歩行不良者と歩行良好者の年齢, 重心動揺面積の比較では, 有意差は認められなかった。

3. 歩行分析と重心動揺面積との相関関係

歩行角度と重心動揺面積との相関関係を Pearson の相関係数でみると (表 9), 左肘関節角度と開眼時, 左肘関節最小角度と開眼時および 0.3Hz の前後振動が, やや低い負の相関を示し, 有意な関係が認められた。また左肘関節と 0.3Hz の前後の振動時にも有意な負の相関を示した。一方, 体幹の角度と 0.3Hz の左右の振動時, 体幹の最小角度と 0.3Hz の前後の振動時には, やや低い正の相関を示し, とともに有意な関係が認められた。

II. 追跡調査

1. 重心動揺について

1) 転倒者と非転倒者の重心動揺面積

3年間の追跡調査における転倒者と非転倒者の年齢は, それぞれ, 78.0 ± 1.1 歳と 75.2 ± 2.2 歳 (平均値 \pm 標準誤差) であり, 有意な差ではなかった (表 10)。転倒者と非転倒者の重心動揺面積の比較では, 静止時の開眼と閉眼, 0.3Hz と 0.7Hz の前後左

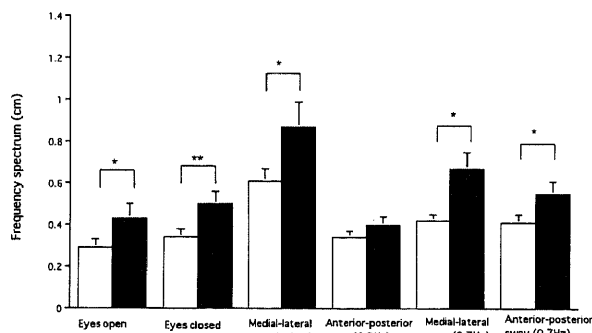


Fig. 9. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.025-0.25 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow-up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm$ SEM. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

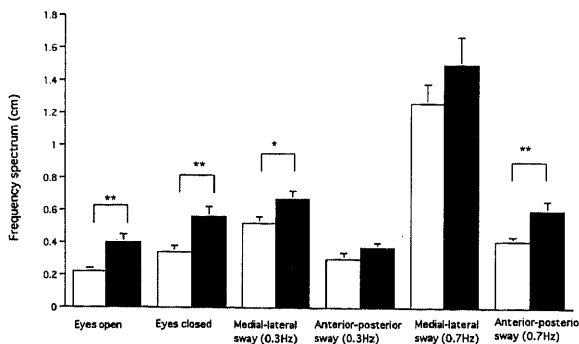


Fig. 10. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.25-0.5 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow-up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm$ SEM. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

右の振動時すべてに転倒者の面積が有意に大きいことが認められた (表 10)。

2) 転倒者と非転倒者の周波数スペクトラム

追跡調査における転倒者と非転倒者の X 軸方向の 0.025-0.25, 0.25-0.5, 0.5-1.0 の各周波数帯域における周波数スペクトラム値をそれぞれ図 9-11 に示した。また Y 軸方向の 0.025-0.25, 0.25-0.5, 0.5-1.0 の各周波数帯域における周波数スペクトラム値をそれぞれ図 12-14 に示した。転倒者の X 軸方向の 0.025-0.25 Hz の帯域の周波数スペクトラム値は, 静止開眼時および閉眼時, 0.3Hz の周波数の左右振動時, 0.7Hz の周波数の左右, 前後振動時において有意に大きいことが認められた (図 9)。同様に 0.25-0.5 Hz の帯域でも, 転倒者の方が非転倒者に比べて, 静止開眼時および閉眼時, 0.3Hz の左右振動時, 0.7Hz の前後振動時において有意に増大していた (図 10)。転倒者の 0.5-1.0 Hz の帯域は, 静止開眼時と閉眼時, 0.7Hz の左右, 前後振動時において有意に大きいことが観察された (図 11)。一方, 転倒者の Y 軸方向の 0.025-0.25 Hz の帯域は, 静止開眼時において非転倒者と比べ, 有意に増大していることが認められた (図 12)。同様に 0.25-0.5 Hz の帯域では, 0.3Hz と

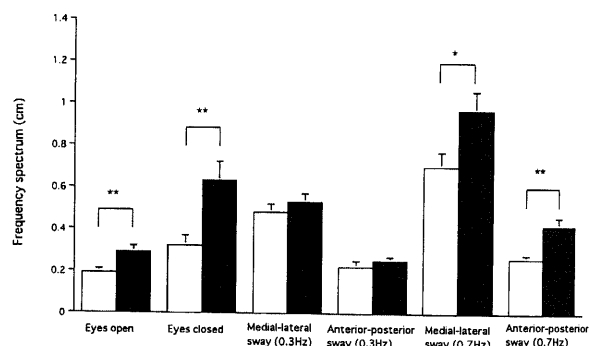


Fig. 11. Comparisons of frequency spectrum of X direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.5-1.0 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow-up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm$ SEM. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

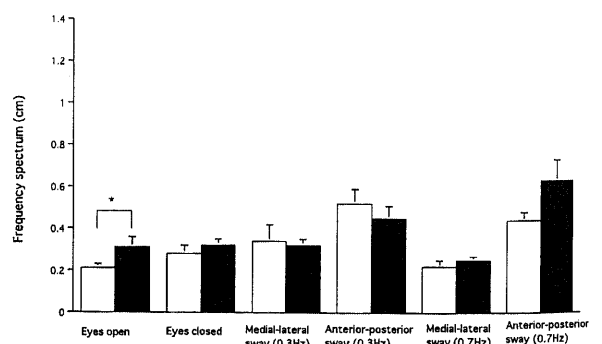


Fig. 12. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.025-0.25 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow-up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm$ SEM. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

0.7Hz の左右振動時に転倒の方が有意に増大していた (図13). 転倒者の 0.5-1.0Hz の帯域は, 静止開眼時および閉眼時, 0.7Hz の左右振動時において有意に大きいことが観察された (図14). 0.3Hz の前後振動はどの帯域でも転倒者と非転倒者に差は認められなかった.

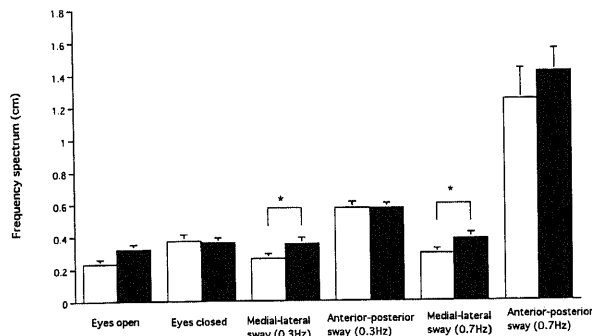


Fig. 13. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.25-0.5 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, as compared with nonfallers.

3) 転倒者と非転倒者のトータルスペクトラム値
トータルスペクトラム値を転倒者と非転倒者について比較したところ, 転倒者における静止開眼時および閉眼時での X 軸方向と Y 軸方向のトータルスペクトラム値はすべて有意に大きいことが認められた (表11). 転倒者の 0.3Hz および 0.7Hz の左右

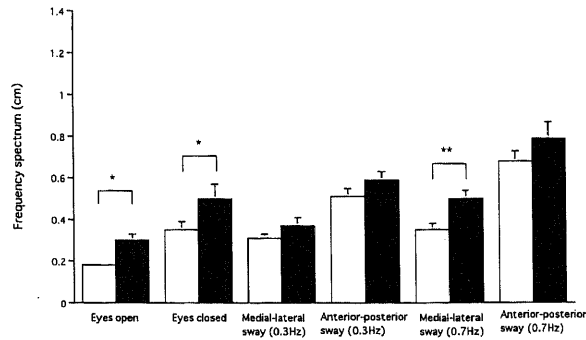


Fig. 14. Comparisons of frequency spectrum of Y direction between fallers and nonfallers corresponding to the band of 0.5-1.0 Hz produced by the swing of gravicorder in a follow up study. □, nonfallers; ■, fallers. Values are $\bar{x} \pm \text{SEM}$. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, as compared with nonfallers.

Table 11. Total spectrum of postural sway at pause of gravicorder in the fallers and nonfallers in the follow-up study

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of postural sway of total spectrum to the condition			
		Eyes open		Eyes closed	
		X value ^{a)}	Y value	X value	Y value
Nonfallers	15	0.90 ± 0.08	0.82 ± 0.05	1.31 ± 0.14	1.35 ± 0.13
Fallers	15	1.45 ± 0.14**	1.35 ± 0.14**	2.19 ± 0.22**	1.76 ± 0.16*

^{a)} X and Y value represent the size of total spectrum in the medial-lateral and anterior-posterior directions to the subject, respectively.
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of nonfallers.

Table 12. Total spectrum of postural sway induced by swing of the gravicorder in the fallers and nonfallers in the follow-up study

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, cm^2) of postural sway of total spectrum to the condition							
		Medial-lateral sway (0.3 Hz)		Medial-lateral sway (0.7 Hz)		Anterior-posterior sway (0.3 Hz)		Anterior-posterior sway (0.7Hz)	
		X value ^{a)}	Y value	X value	Y value	X value	Y value	X value	Y value
Nonfallers	15	2.15 ± 0.10	1.30 ± 1.11	3.45 ± 0.25	1.40 ± 0.10	1.10 ± 0.08	2.13 ± 0.10	1.38 ± 0.07	3.72 ± 0.33
Fallers	15	2.76 ± 0.17**	1.67 ± 0.13*	4.35 ± 0.37*	2.00 ± 0.15**	1.35 ± 0.09*	2.27 ± 0.09	2.05 ± 0.13**	4.75 ± 0.40*

^{a)} X and Y value represent the size of total spectrum in the medial-lateral and anterior-posterior directions to the subject, respectively.
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of nonfallers.

Table 13. Angles of degree in the fallers and nonfallers in the follow-up study

Group	Number of subjects examined	Values ($\bar{x} \pm \text{SEM}$, degree)								
		Mean angle			Minimum angle			Maximum angle		
		Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk	Left knee	Left elbow	Trunk
Nonfallers	15	28.36 ± 1.62	19.68 ± 1.75	2.14 ± 0.78	9.38 ± 1.42	10.49 ± 2.01	-3.33 ± 0.10	60.07 ± 3.14	30.57 ± 2.29	8.21 ± 0.99
Fallers	15	26.42 ± 2.06	25.46 ± 2.42*	12.70 ± 3.50**	8.51 ± 2.03	16.26 ± 2.22*	7.53 ± 3.35**	58.26 ± 3.11	34.72 ± 2.81	18.80 ± 3.77*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ as compared with the value of nonfallers.

振動時のX軸方向とY軸方向のトータルスペクトラム値は、それぞれ非転倒者に比較して有意に大きいことが観察された。また、転倒者の0.3Hzの前後振動は、X軸方向のトータルスペクトラム値が有意に大きく、0.7Hzの前後振動では、X軸方向、Y軸方向ともにトータルスペクトラム値が非転倒者に比べて有意に大きいことが認められた(表12)。

4) 転倒者と非転倒者の歩行角度

追跡調査における転倒者の左肘関節の平均屈曲角度と体幹の平均前屈屈曲角度および最小前屈角度、さらに体幹の最大前屈角度は、非転倒者と比較して有意に大きいことが認められた(表13)。

考 察

ヒトの姿勢制御に関与する主な感覚系には、体性感覚系・視覚系・前庭系が考えられ、これらの入力信号を中枢神経系内で統合処理し、身体の各筋肉を持続的・協調的に調節することによって姿勢の維持がされていると考えられる。したがって姿勢調節についての研究は、静止の状態での自然な重心動揺や感覚系入力を遮断した解析^{23)~27)}、外乱刺激を与えたときに観察される重心動揺および各筋の活動様式の解析^{28)~32)}からなされてきた。姿勢バランスを崩す外乱刺激の種類には、床面を突然水平方向に移動させたり、振動する方法、床面の足先上下に傾斜角度をつける方法、外界を移動させる方法(視覚刺激)などがある³³⁾。本研究では、静止の状態と不意の外乱刺激を想定して、0.3Hzと0.7Hzの2つの周波数での振動時の解析を行った。その際、重心動揺の分析には、重心動揺軌跡や面積、さらにFFTにより、周波数帯域別、トータルスペクトラムでの分析を前後・左右方向別に行った。重心動揺面積の算出方法では、瀧口は矩形面積は軌跡図の通過した方眼の数を数えて面積を算出する確率密度面積と非常に高い相関を示した³⁴⁾としているが、本研究においても軌跡図のX軸長さY軸の長さの積をとる矩形面積を用いた。

高齢者の重心動揺に対するアプローチは後ろ向き調査による横断的研究と追跡調査による縦断的研究に区別されるが¹⁷⁾³⁵⁾、横断的研究では、転倒に対する記憶の問題は多々指摘されているところである³⁶⁾。また縦断的研究においてはセルフセレクションバイアスの存在も無視できず、その結果が示す危険因子について慎重に解釈することが求められている³⁷⁾。したがって本研究では、転倒と重心動揺における諸パラメータの関係をより明らかにするために、これらの2つのアプローチを用いて、転倒予測因子を抽出することを試みた。その結果、横断的研究における転倒者と非転倒者の比較において得られた重心動揺における転倒関連項目が縦断的研究においても、すべて支持されることを認めた。

そこで、横断的研究における主な結果について考察すると、まず年齢と重心動揺面積についての本結果から、75歳以上の者は75歳未満に比べて、静止開眼時と0.3Hzと0.7Hzともに振動時に重心動揺面積が大きく、加齢の影響が強かった。重心動揺が加齢に伴って増大することはこれまでの研究と一致するものである²³⁾²⁴⁾³⁸⁾³⁹⁾。すなわち、75歳以上で重心動揺が大きい人が転倒しやすいことが示唆された。本横断的研究では、転倒者の年齢が非転倒者に対して有意に大きく、横断的研究によって抽出された重心動揺のパラメータは、年齢の影響も考慮しなければならないが、このことは、転倒者と非転倒者において有意な差

を認めなかった縦断的研究結果や、さらに横断的研究においても、年齢を考慮した共分散分析においても同様に認められており、したがって、重心動揺の諸パラメータは年齢よりも転倒と関連する因子であると考えられた。

外乱刺激として0.3Hzの周波数で左右、前後に水平振動させた時の重心動揺面積についてはともに転倒者の方が非転倒者の重心動揺面積に比べて差が認められた。周波数が0.7Hzの振動では前後に振動させた面積に差が認められ、転倒者に大きいことが認められた。すなわち転倒者は比較的遅い周波数の動揺の方が前後振動、左右振動ともに重心動揺面積が非転倒者より大きく、速い周波数では前後の揺れが大きいといえる。転倒者が非転倒者に比べて、速い振動時の前後の重心動揺面積が大きいことは、人体は左右にはほぼ対称であるが、前後には非対称であり、また前後方向への自由度は左右方向のそれに比して高いので⁴⁰⁾、0.7Hzの振動負荷時に転倒者の方がよりバランスが悪くなり、姿勢が保ちにくくなるためと考える。

周波数スペクトルの分析の結果、転倒者と非転倒者ともにパワーの増大がみられた帯域は0.025Hzから1.0Hzであった。転倒者に差がみられた帯域はX軸方向成分では、0.7Hzの振動時には0.025-0.25Hz、0.25-0.5Hz、0.5-1.0Hzの3帯域すべてにわたり、Y軸方向成分では、0.7Hzの前後振動時には0.025-0.25Hzの帯域に差が認められた。また0.25-0.5Hzの帯域に差が認められたのは静止開眼時や0.3Hzの左右振動時であり、0.5-1.0Hzの帯域に差が認められたのは静止開眼時や0.7Hzの左右振動時であり、転倒者の方がパワーの増大がみられた。すなわち、転倒者においてX軸方向は、0.025-0.5Hzを中心に0.7Hzの周波数の振動時に、Y軸方向は、0.025-1.0Hzの静止開眼時や振動時に大きくなり、ともに1Hz以下の低い周波数帯域に注目する必要があることが確認された。Magnussonら⁴¹⁾や徳増ら⁴²⁾は正常者の直立時重心動揺について検討した結果、パワーの分布はほとんどは1Hz以内であると報告しているが、本研究の高齢者の結果と一致した。一方、転倒者と非転倒者の周波数スペクトルの比較では静止時より振動負荷時に差がみられた点は、これまではほとんど報告されていない。0.5-2Hzの低周波数での横揺れに対する人体は、その揺れで大きくは共振するとされており⁴³⁾、したがって、この振動負荷時のパワーの増大は転倒者は非転倒者に比べて、振動時に台の揺れを予測した意識的な運動動作が困難になり、重心動揺も大きくなるので、外乱刺激に近い周波数スペクトラムでのパワーが上昇すると考えられる。その共振運動は、人体が単純な様な構造でないために、外乱刺激時の周波数よりも低い周波数帯域での差も生じると想定される。同様にY軸方向成分では静止開眼時の0.25-1.0Hzにも転倒者に差がみられたことから、転倒に対する重心動揺のスクリーニングには1Hz以下の低い帯域に注目する必要があることが認められた。

またトータルスペクトラム値を転倒者と非転倒者で比較すると、静止開眼時では、X軸方向に比べY軸方向の動揺に差がみられ、振動時では、左右に振動した場合は、0.3HzではY軸方向の動揺に、0.7HzではX軸方向の動揺に差がみられた。前後の振動の場合では、0.3Hzと0.7Hzともに、X軸方向の動揺に差がみられた。すなわち、転倒者は静止開眼時に前後にパワーの増大がみられ、振動時には左右にパワーの増大がみられたことは、静止時および振動負荷時に転倒者にみられる身体動揺の特徴はともに左右の横揺れとするMakiら⁴⁴⁾の研究結果とは多

少,異なるが,静止時ではFFTを用いて動揺分析を詳細に展開した高齢者の報告⁴⁵⁾とはよく一致する.その中で高齢者では,姿勢制御についての入力受容系である前庭系,視覚系,体性感覚としての固有受容体の役割がそれほど大きくなく,その結果,主に抗重力筋の力学的特性によって転倒の有無が決まる⁴⁶⁾とされており,静止時では抗重力筋の力学的特性の役割が重要ではあるが,外乱刺激時では,むしろ固有受容体の役割が増加し,この系に関与する反射機構の衰えが高齢者の外乱刺激時の転倒につながると考えられる.

さらに転倒に関連する要因として,肥満度が10%以下の者の閉眼時に重心動揺面積が大きいことが認められた.肥満と転倒との関係について詳細に言及した報告は少ないが,瘦せ傾向の高齢者は,老化とともに体細胞数の減少により肥満傾向の者に比べて立位時の重心の位置が高くなることで,体格の安定性が悪くなるともされるため,閉眼時により不安定になり,振幅が大きくなり面積が大きくなる⁴⁶⁾とも考えられる.このことは,瘦身体型の高齢者は,重心動揺の諸パラメータが過大評価されることにも成り得る⁴⁷⁾.したがって,重心動揺を転倒者と非転倒者と比較する際,体型を補正した評価が必要となるが,本研究では,転倒者と非転倒者には有意な肥満指数の差を認めなかったため,体型による諸パラメータ影響は除外できると考えられた.まためまいについては,めまいは転倒老人に多い訴えであり,ナーシングホームの転倒原因の25%を占めている⁴⁸⁾との報告もある.しかし本研究の成績でめまいと重心動揺とに有意な関係がみられなかった.このことは,めまいは主観的な訴えから確認したことにもよるが,前庭機能障害,起立性低血圧,薬物作用など多様な原因からめまいは発生し,その訴えにも個人差があるため,めまいに対する評価の困難性に起因する⁴⁹⁾と考えられた.

ところで高齢者は,加齢に伴う脳や脊髄のニューロンの減少,筋力低下,関節の変形,疼痛などで歩行が障害されやすい.転倒は歩行中に障害物を認識し,停止したり,身をかわしたり,足を挙上したりする行動を充分できなかった場合につまづいて起こることが多い.高齢者の歩行の特徴としては,歩幅が小さく,股関節の屈曲・伸張が減少し,後方の下肢の足関節伸張と踵の挙上が少なく,前方の下肢の足関節の背屈が小さく爪先の挙上が小さい.そのうえ上肢の振りは肩関節の前方屈曲と肘関節の後方伸展¹³⁾などがあり,きわめて転倒しやすい.一般に歩行は随意的に重心を移動させる必要があり,そのためには大脳から脊髄に至る数多くの反射活動が組合わされて,自動的な歩行の制御が行われる.その基本的な反射活動は立ち直り反応であり,姿勢の変化にตอบสนองして起立位を保持する反応である¹²⁾.それは足底と地面との摩擦を支えとして身体を前進させる運動であるが,左右の下肢が交互に視点となるため,重心の位置が上下,左右に動揺する⁴⁸⁾.このように,高齢者の転倒に対して重心動揺に加え,歩行を同時に分析する重要性はTinetti¹⁶⁾¹⁷⁾によって体系的に論じられており,その歩行評価法によって,臨床的な可動性指数を用いて他の姿勢撮影テストや生体力学的な動揺とビデオによる歩行分析や重心動揺などとの関連が認められている¹⁸⁾⁴⁹⁾⁵⁰⁾.しかるに,Tinetti法では,歩行を主観的に評価する方法であり,転倒を客観的に予測する観点からは,正当であるようにみられておらず,歩行に関する項目は転倒の危険因子とは本質的に関係しているものではない⁵⁰⁾.そこで著者は,三次元動作分析装置による分析によって歩行入

力をコンピュータでデジタル化などの処理を行なうことにより,被験者の位置と運動の数量的データを得るなどの詳細な動作解析を可能とした.その際,歩行分析には実際の歩行を計測し,数量化またはパターン化し,その歩き方を評価する方法とヒトをモデル化するモデル解析の手法を加えたものがあり⁵¹⁾,歩行分析に対して従来以上のより客観的な評価が期待できた.事実,併せて試行した異常歩行評価スケールを用いての評価では,特徴的な関係はみられなかったことから,三次元分析装置の歩行角度による評価と転倒との関連を中心に分析した.

歩行角度と重心動揺面積との関係では,有意な相関を示したのは,左肘関節角度と静止開眼時の面積,左肘関節最小角度と静止開眼時および0.3Hzの前後振動時の面積のみであったが,その相関関係は弱いものであった.これは,歩行角度と重心動揺はそれぞれ独立して評価することの必要性を示したものであり,重心動揺だけで転倒を予知する多くの研究⁴⁴⁾⁵²⁾よりも,重心動揺と歩行分析を同時に調べることの重要性を指摘した研究⁵³⁾をより支持する結果といえる.

転倒者と非転倒者の比較では,体幹の前屈の平均角度が大きいことが認められた.転倒者と非転倒者の関節角度についての先行研究では,股関節や膝関節および足関節の最大角度や最小角度を測定している⁵⁴⁾⁵⁵⁾.本結果では,Feltnerら⁵⁵⁾やGehlsenら⁵⁶⁾による膝の関節角度についての報告と同様,最大角度,最小角度ともに転倒者と非転倒者では差は認められておらず,新たに体幹の前屈角度において有意な関係が見いだされたことが注目された.すなわち,体幹の前屈角度は平均,最大,最小角度ともに転倒者が大きいことが示された.これは,Grabnerら⁵⁴⁾が報告しているように,前屈角度の増大は,前屈姿勢を引き起こし,そうした姿勢は重心の位置が前方に偏位するためつまづきやすく,転倒しやすいことに関連があると考えられた.このように,三次元分析装置により体幹の前屈角度に対する正確な情報を得ることで転倒が予知できることが示されたことから,歩行分析を重心動揺に併せて実施することの意義が確かめられた.

また歩幅,歩行速度の比較では,転倒者と非転倒者の間に有意差はみられなかった.高齢者の歩行は一般的に歩行遊脚期の足の挙上は不十分となり歩幅は短縮する.重心動揺の制御能力の低下により立位基盤を広くとり,1動作の移動幅は狭くなり動揺性を代償する¹²⁾.転倒と歩行についてはFeltnerら⁵⁵⁾やGehlsenら⁵⁶⁾は転倒者と非転倒者とで差がなかったとしており,本結果を支持するものである.とくにFeltnerら⁵⁵⁾はその後10カ月のフォローアップでは転倒者の歩幅,歩行速度には,非転倒者と比べ,差が認められなかったとしている報告を考慮合わせれば,本結果は,従来からの報告²²⁾とは異なり,歩幅,歩行速度は転倒の予知因子とは成り難いことを示すものと考えられた.

以上の歩行分析では,重心動揺と同じく,横断的研究,縦断的研究に対する短所,長所も指摘されている⁵⁵⁾が,本研究でのデザインはこれらを併せて実施することにより,横断的研究の短所を縦断的研究により補うことが可能となり,より意義ある結果を得ることができたと考えられた.

結 論

高齢者における転倒を予測するために,日常生活が介助なく行え,自力で歩行可能な施設入所の高齢者を対象に,直立静止

時の開眼と閉眼ならびに開眼で 0.3Hz と 0.7Hz に左右・前後に水平振動させた時の重心動揺面積や FFT による周波数を中心とした重心動揺の解析, および三次元動作分析装置による客観的な歩行分析を転倒経験者14名と非経験者16名に対して行った。さらに, 3年間, その後の転倒状況について追跡調査を行い, 以下の結論を得た。

1. 転倒者は非転倒者比べて重心動揺面積が大きく, とくに静止開眼時, 0.3Hz の左右振動および前後振動の面積, 0.7Hz の前後振動の面積に差が認められた。

2. 転倒者において X 軸方向は, 0.025-1.0Hz を中心に 0.7Hz の周波数の振動時に, Y 軸方向は, 0.025-1.0Hz の静止開眼時や振動時に大きくなり, とともに 1Hz 以下の低い周波数帯域に注目する必要があることが認められた。

3. トータルスペクトラム値の比較では, 静止開眼時は, Y 軸方向の動揺に差がみられ, 左右に振動した場合は, 0.3Hz は Y 軸方向の動揺に, 0.7Hz では X 軸方向の動揺に差がみられた。前後の振動の場合では, 0.3Hz と 0.7Hz とともに X 軸方向の動揺に差がみられた。このように, 転倒者では静止開眼時に前後の動揺にパワーの増大がみられ, 振動時には左右の動揺パワーの増大がみられたことが注目された。

4. 異常歩行評価スケールによる評価や歩幅, 歩行速度は, 転倒者と非転倒者との差がみられなかった。したがってこのスケールを用いた評価では転倒を予測できないと考えられた。

5. 三次元動作分析による歩行角度の比較では, 転倒者の方が体幹の平均前屈角度と最小前屈角度および最大前屈角度は有意に大きいことにより, 体幹の角度が転倒予測因子として抽出された。

6. 追跡調査では, 横断的研究で認められたすべての重心動揺および歩行分析に関する項目に転倒者と非転倒者の有意な差が確認され, さらにはその差が年齢によるものではないことが明らかにされた。

以上より, 左右前後の低い周波数の振動を加え, FFT を施した詳細な重心動揺分析に併せて, 三次元動作分析による客観的な歩行分析を実施することにより, これまでの知見以上により正確に高齢者の転倒を予測できると考えられた。

謝 辞

稿を終えるにあたり, 終始懇篤な御指導と御校閲を賜りました恩師萩野景規教授に深甚なる敬意を表します。また, 本研究に際してその遂行にあたり契機を賜りました岡田 晃金沢大学学長に深謝致します。また, 終始直接の御指導を頂きました金沢大学医学部助教授中村裕之博士に心から感謝致します。さらに本研究の遂行に多大な御協力を頂きました金沢大学医学部保健学科永川宅和教授ならびに金沢大学医学部公衆衛生学教室各位, 保健学科看護学専攻の平松知子先生をはじめ諸先生方に深く感謝致します。

なお本研究の要旨の一部は第20回日本看護研究学会(1994, 東京)で発表された。

文 献

- 1) Baker SP, Harvey AH. Falls injuries in the elderly. Clin Geriatr Med 1: 501-507, 1985
- 2) Neufeld RR, Tideiksaar R, Yew E, Brooks F, Young J, Bromne G, Hsu MA. A multidisciplinary falls consultation service in a nursing home. Gerontologist 31: 120-123, 1991
- 3) Gryfe CI, Amies A, Ashley MJ. A longitudinal study of falls in an elderly population 1. Incidence and morbidity. Age

Ageing 6: 201-210, 1977

- 4) Gross YT, Shimamoto Y, Rose CL, Frank B. Monitoring risk factors in nursing homes. J Gerontol Nur 16: 20-25, 1990
- 5) Hogue CC. Injury in late life, 1. Epidemiology 2. Prevention. J Am Geriatr Soc 30: 183-190, 1982
- 6) 江藤文夫. 転倒の原因とその予防. Clinician 386: 73-76, 1989
- 7) 安村誠司, 柴田 博. 大腿骨頸部骨折とリハビリテーション-転倒と老人骨折. J Clin Rehabil 2: 707-710, 1993
- 8) 松本博之, 柏木 基, 松谷 学, 伊藤理子, 小林信義, 枝村正人. 高齢者の転倒, その病態背景と予防的リハビリテーション. 日本新報 3475: 32-34, 1990
- 9) 神田健郎. 運動機能. Clin Neurosci 11: 47-49, 1993
- 10) Nashner LM, Woollacott MH, Tuma G. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations in standing man. Exp Brain Res 36: 463-476, 1979
- 11) Wolfson L, Whipple R, Derby CA, Amerman P, Nashner L. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography. J Gerontol 49: M160-M167, 1994
- 12) 江藤文夫. 老人の転倒の原因 神経系の異常. 別冊総合ケア 老人の転倒と骨折(琵琶湖長寿科学シンポジウム実行委員会 編), 43-50 頁, 医歯薬出版株式会社(東京), 1991
- 13) Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. J Gerontol 24: 169-178, 1969
- 14) Rubenstein LZ, Josephson KR, Robbin AS. Falls in the nursing home. Ann Intern Med 121: 442-451, 1994
- 15) Imms FJ, Edholm OG. Studies of gait and mobility in the elderly. Age Ageing 10: 147-156, 1981
- 16) Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J Am Geriatr Soc 34: 119-126, 1986
- 17) Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. Am J Med 80: 429-423, 1986
- 18) Topper AK, Make BE, Holliday PJ. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall?. J Am Geriatr Soc 41: 479-787, 1993
- 19) 安東範明, 藤本泰代, 高柳哲也, 眞野行生. 新しい歩行分析による TRH 誘導体 TA-910 の脊髄小脳変性症に対する効果の検討. 神治療 10: 217-221, 1993
- 20) 稲源一郎, 江藤文夫. 老年者の骨折の原因, 転倒. 老と疾 7: 1649-1655, 1994
- 21) 藤原勝夫, 池上晴夫. 床振動時の立位姿勢の応答特性. 体育研 29: 251-261, 1984
- 22) Wolfson L, Robert W, Amerman P, Tobin JN. Gait assessment in the elderly: A gait abnormality rating scale and its relation to falls. J Gerontol 45: M12-M19, 1990
- 23) Sheldon JH. The effect of age on the control of sway. Gerontol Clin 5: 129-138, 1963
- 24) Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural imbalance. Br Med J

- 29: 261-264, 1977
- 25) Kirshen AJ, Cape RDT, Hayes HC, Spencer JD. Postural sway and cardiovascular parameters: Associated with falls in the elderly. *J. Clinical Exp Gerontol* 6: 291-307, 1984
- 26) Era P, Heikkinen E. Postural sway during staning and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol* 40: 287-295, 1985
- 27) Bartlett SA, Maki BE, Fernie GR, Holliday PJ. On the classification of geriatric subject as a faller or nonfaller. *Med Biol Eng Comput* 24: 219-222, 1986
- 28) Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev* 23: 97-114, 1986
- 29) Nashner LM. Fixed patterns of rapid postural responses leg muscles during stance. *Exp Brain Res* 30: 13-24, 1977
- 30) Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. A posture control model and balance test for the prediction of relative postural stability. *IEEE Trans Biomed Eng* 34: 797-810, 1987
- 31) Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. Aging and postural control: A comparison of spontaneous and induced-sway balance tests. *J Am Geriatr Soc* 38: 1-9, 1990
- 32) Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movement: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55: 1369-1381, 1986
- 33) Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 8: 135-172, 1985
- 34) 瀧 哲也. 重心動揺検査の総合的評価に関する研究, パーソナルコンピュータによる解析システムの開発. *耳鼻展望* 3 (補): 217-240, 1986
- 35) Downton JH. Falls in the Elderly, 1st ed, p3-4, British Library in Great Britain, London, 1993
- 36) Cummings SR, Nevitt MC, Kidd S. Forgetting falls. The limited accuracy of recall of falls in the elderly. *J Am Geriatr Soc* 36: 613-616, 1988
- 37) Graafmans WG, Ooms ME, Hofstee HMA, Bezemer PD, Bouter LM, Lips P. Falls in the elderly: A prospective study of risk factors and risk profiles. *Am J Epidemiol* 143: 1129-1136, 1996
- 38) 後藤昭信, 宮下善和, 平林千春, 田口喜一郎. 高齢者の直立時重心動揺の特徴について—身体動揺の研究 第27報. *Equilib Res* 48: 138-143, 1989
- 39) 橋詰 謙, 伊東 元, 丸山仁司, 石川 誠. 立位保持能力の加齢変化. *日老医学会誌* 23: 85-93, 1986
- 40) 三宅彰英. 立位姿勢の保持および運動時における体重心位置と下肢筋の活動について. *宇宙航空環境医* 18: 1-9, 1981
- 41) Magnusson M, Johansson R. Dynamic performance of vibration induced anterior-posterior sway during upright posture in normal subjects. *Acta Otolarygol (Stockh)* 468 (Suppl): 227-230, 1989
- 42) 徳増厚二, 米田 敏, 池上彰博, 齊藤 彰, 西端慎一. 直立時重心動揺の再現性について—正常者の周波数分析—. *Equilib Res* 43: 24-31, 1984
- 43) Griffin MJ. Handbook of Human Vibration., 1st ed, p27-270, Academic Press, London, 1990
- 44) Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* 49: M72-M84, 1994
- 45) 中川 肇. 高齢者の姿勢制御に関する研究, 外乱に対する反射および視覚の影響を中心に. *日耳鼻咽会報* 95: 1042-1052, 1992
- 46) 鈴木みずえ, 江口 清, 遠藤美栄子, 岡村カルロス竹男, 嶋津祐子, 加納克己, 土屋 滋. 高齢者の転倒経験に関する調査研究, ドッグ検診受診者を対象として. *日公衛誌* 38: 743-750, 1993
- 47) 大柿哲朗, 杉浦正輝, 西田 毅. 身体平衡機能の姿勢および動作の調整に及ぼす影響, 加齢と身体動揺量との関係について. *琉球大保健医誌* 2: 35-42, 1979
- 48) Rubenstein LZ, Josephson KR. Clinical research on falls in the nursing home, *In* L Rubenstein, K Josephson (eds) *Improving Care in the Nursing Home. Comprehensive Reviews of Clinical Research*, 1st ed, p216-240, SAGE Publication, London, 1993
- 49) Drachmann DA, Hart CW. An approach to the dizzy patient. *Neurology* 22: 323-334, 1972
- 50) Lichtenstein MJ, Burger MC, Shields SL, Shiavi RG. Comparison of biomechanics platform measures of balance and videotaped measures of gait mobility scale in elderly woman. *J Gerontol* 45: M49-M54, 1990
- 51) Harada N, Chiu V, Damron Rondriquez J, Fowler E, Siu A, Reuben DB. Screening for balance and mobility impairment in elderly individual living in residential care facilities. *Phys Ther* 75: 462-469, 1995
- 52) 窪田俊夫. リハビリテーション医学における歩行分析の臨床応用, その現状と課題. *リハ医* 31: 276-286, 1994
- 53) Clark RD, Lord SR, Webster IW. Clinical parameters associated with falls in an elderly population. *Gerontology* 39: 117-123, 1993
- 54) Grabiner MD, Koh TJ, Lundin TM, Jahnigen DW. Kinematics of recovery from a stumble. *J Gerontol* 48: M97-M102, 1993
- 55) Feltner MF, MacRae RG, McNitt-Gray JM. Quantitative gait assessment as a predictor of prospective and retrospective falls in community-dwelling older women. *Arch Med Rehabil* 75: 447-453, 1994
- 56) Gehlsen GM, Whaley MH. Fall in the elderly: Part 1, *Gait. Arch Phys Med Rehabil* 71: 735-738, 1990

Postural Sway and Gait Analyses for Predictive Factors of Falls in the Elderly Kiyoko Izumi, Department of Public Health, School of Medicine, Faculty of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. Jusen Med Soc., 105, 603—616 (1996)

Key words elderly, fall, fast Fourier transformation, gait, postural sway

Abstract

To predict fall in the elderly, the author investigated the postural sway and gait in thirty people who were institutionalized, 14 fallers and 16 nonfallers without any problems in daily living or walking. In the measurement of the postural sway, the analyses of frequency using the fast Fourier transformation (FFT) were performed for subjects standing erect with eyes open and closed, and with the eyes open when the gravicorder was vibrated in the medial-lateral sway and anterior-posterior sway at frequency of 0.3 and 0.7 Hz. In the gait analysis, objective assessment using the three dimensional video/computer motion measurement system was performed for the videotaped data on the subjects who were walking at their own natural pace. The presence of falling was followed up for the subsequent three years. In particular the areas of the subjects standing erect with eyes open without swaying and with the medial-lateral sway and anterior-posterior sway at frequency of 0.3, and the anterior-posterior sway at 0.7 Hz, were greater than those of nonfallers. Further analysis of FFT revealed significant increases of the frequency spectrum of 0.025 - 1.0 Hz with the X direction in both medial-lateral and anterior-posterior sways at frequency of 0.7 Hz, and 0.025 - 1.0 Hz with the Y direction while eyes were open and in both sways in the fallers. Therefore, frequency spectrums at a frequency less than 1 Hz obtained by the FFT for the postural sway in the elderly must be noted as predictive factors of falling. Total spectrums of the X direction in fallers with eyes open and of the Y direction during medial-lateral sway at 0.3 Hz and X direction during medial-lateral sway at 0.7 Hz were increased as compared with those in nonfallers. The anterior-posterior sway at both 0.3 and 0.7 Hz increased total spectrums at the X direction in fallers. These data suggest the enhancement of the total spectrums at the Y direction while eyes are open and at the X direction during the anterior-posterior sway in the fallers. There was no significant difference in the Gait Abnormality Rating Scales, stepwise, or walking speed between fallers and nonfallers. These factors seem unlikely to provide enough information on falling. The analysis of the three dimensional motion measurement system showed greater average, minimum and maximum angles of the trunk in fallers, suggesting that gait analysis leads to objective assessment of falls. The follow-up study confirms predictive factors for falling which were recognized to be significantly different in the postural sway and gait analysis between fallers and nonfallers, indicating the difference is not due to the age of the subjects. These results showed that objective gait assessment, using the three dimensional motion measurement in addition to the FFT analysis for postural sway of the subjects exposed to vibration at low frequency, predict the likelihood of a future fall in the elderly subjects.