

原 著

階段昇降における携帯型加速度計の有用性に関する研究

仁宮 崇^{*1} 山田卓郎^{*2} 太田 茂^{*3}

要 約

日常生活に不可欠な階段昇降時の体幹動揺量を携帯型3軸加速度計を用いて計測した。その結果、下肢に重錘を付けた状態で昇降すると前後動が増大することから、体幹動揺量の変化から下肢の筋力低下が推測できる可能性が示唆された。また、手すりを使用した昇降時には上下動が増大することから、落下防止のためだけでなく歩行を容易にするための道具としての手すりの必要性が確認できた。

はじめに

近年の平均寿命の伸長と出生率低下により我が国は世界有数の高齢者国家になることが確実視されている。高齢者を取り巻く環境としては、既に少子化や核家族化の影響で一人暮らしの高齢者や高齢者のみの世帯は増加する傾向にあり¹⁾、加齢による体力・運動機能の衰えから、けがや疾病に不安を抱えて生活する高齢者は増え続けるであろう。このような情勢なので、高齢者の健康状態の簡便な判定方法を確立する必要性は高い。

そこで、携帯型3軸加速度計を用いて階段昇降時の体幹動揺の大きさを計測することによって、高齢者の体力や運動機能を定量的に把握し、健康状態を推測する手がかりを得ようと考えた。

目 的

本研究の目的は、人間の基本動作である歩行の中で、下肢の負担が大きい階段昇降時の体幹動揺の大きさを携帯型3軸加速度計を用いて連続的に計測し、その結果を解析することによって、被験者の健康状態を把握する手がかりを得ることである。階段昇降は日常生活に欠かすことが出来ないものなので、脚筋力のみならず健康状態全般に関する情報が得られるものと判断した。

実 験 方 法

1. 被験者

階段昇降実験に参加した被験者は、20~22歳の男性7名と女性3名の計10名である。表1に被験者の年齢分布を示す。これらの被験者に対して、錘未装

着の無負荷状態の昇降と、錘を両方の足首に2kgずつ装着しての昇降を試みた。錘を装着したのは負荷をかけることにより、筋力を制限させるためである。つまり、歩行能力が衰えた高齢者に近い状態を模擬できると考えて計測を実施した。また、錘を付ける部位に関しては、体の場合、腰背部の加速度計と接触して計測に支障があるので、足首に装着した。以下、無負荷状態を若年者群、負荷状態を擬似高齢者群と称する。

表1 被験者の年齢分析

性別	人数	年齢±標準偏差	身長±標準偏差
男性	7	20.80±0.16	168.29±9.19
女性	3	21.50±0.50	160.67±4.19
合計	10	21.23±0.48	166.0±8.75

2. 実験装置

実験には、太田研究室で開発した携帯型3軸加速度計を使用した。この加速度計は静的加速度と動的加速度の両方が測定できる容量型の2軸加速度素子(ANALOG DEVICE社製ADXL202)を2個直交させて3軸化したものである²⁾。この加速度計の出力信号を、RS-232Cインターフェースを介してパソコンに転送し記録した。

本実験においては、3軸加速度計から出力されるX軸、Y軸、Z軸の3方向の加速度変化をそれぞれ歩行時の前後、上下、左右方向に対応させている。また、階段昇降時は速度を一定に保つために、ピッチ指示装置(内山技術研究所製)を使用した。ピッチ指示装置とは、携帯型のメトロノームのことであり、ピッチ速度を設定するとそれに応じて「ピッ

*1 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 医療情報学専攻 博士後期課程 *2 学校法人川崎学園

*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 医療情報学科

(連絡先)仁宮 崇 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学大学院

ピッピツ」と音が鳴る仕組みになっている。この音に合わせて昇降動作を行い、その際の体幹動揺を計測した。

3. 計測方法

実験では図3.1に示すように、3軸加速度計を被験者の体の重心に近い腰の真後ろ（腰背部）に装着した。この部位を選んだ理由は体幹の動きを正確かつ安定して計測できると考えたからである。加速度計が収まるように作られたベルト形式の専用ケースを腰に巻き、センサが体と無関係に動かないよう固定した。この状態で川崎医療福祉大学北ウイング内の非常階段の7階から9階まで計66段を昇降してもらい、その時のX軸（前後動）、Y軸（上下動）、Z軸（左右動）の3方向の体幹動揺に伴う加速度変化を計測した。

通常の階段昇降時の歩行速度は被験者に何種類かのピッチで階段昇降を試してもらった結果、ゆっくり昇降するペースをピッチ70、早めに昇降するペースをピッチ100で代表させた。また、これとは別に階段横に設置された手すりを使用しながらピッチ100で昇降した。早歩きのほうが手すりを持つ時と持たない時の違いが顕著になると考えたからである。以上、計3種類の場合の加速度変化を計測した。

3.1で述べた全被験者について、両方の足首に2kgずつの錘を装着した状態（擬似高齢者）での体幹動揺量を計測し、無負荷時と比較した。

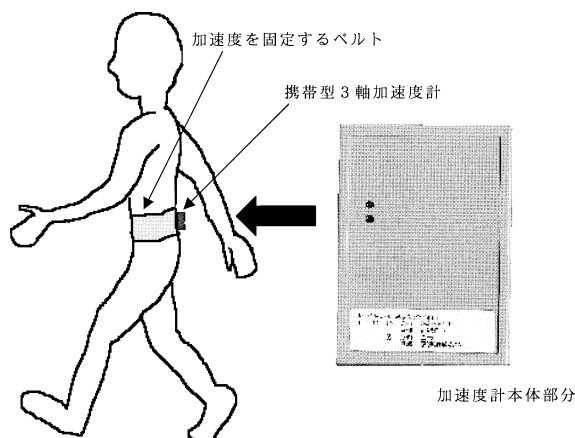


図3.1 計測方法実験図

4. 階段について

建築基準法³⁾によれば、階段とは20°以上50°以下の傾斜があり、雑段状になっている歩行路のことである。中でも、宅内の階段の蹴上は23cm以下、踏面幅は26cm以上と決められており、推奨勾配は39°以下となっている。

今回使用した階段は、川崎医療福祉大学北ウイング北端の非常階段で、図3.2に示すように、蹴上

は16.5cm、踏面幅は26.5cmで実際の移動距離は31.2cmである。階段の片側に設置された手すりは階段の踏面から高さ1m10cmの位置にあり、幅4cmの板状のものである。

踊り場での歩行距離については床に印をつけて全員同じ距離（合計6m42cm）を歩くよう配慮した。

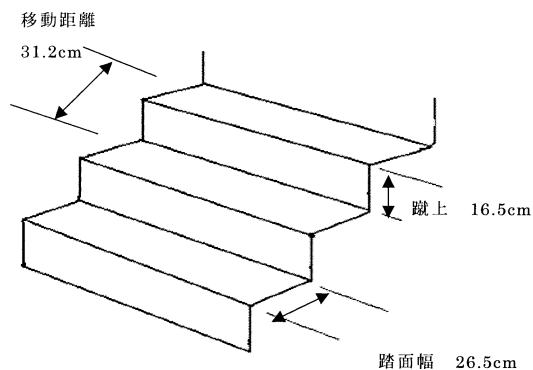


図3.2 使用した階段の寸法

5. 解析方法

解析の基本方針は各被験者の階段昇降時の体幹動揺量を計測し、その結果における各被験者の身長や負荷の影響度を分析することである。

体幹動揺量とは、計測で得られたX、Y、Z各軸の加速度データをすべて自乗し、計測時間全体の平均値を求めることで算出されるRMS（Root Mean Squareの略）と呼ばれる計算方法で求めた値である。この値を加速度変化の代表値とみなし、体幹動揺の指標としている。図3.3に加速度データの一例を示す。

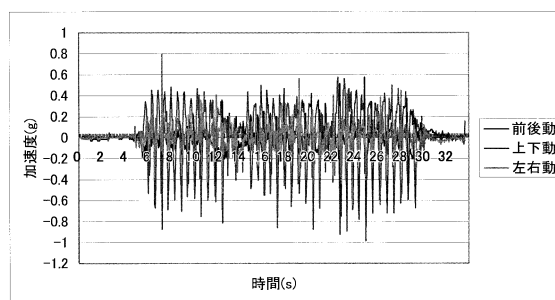


図3.3 加速度計から得られたグラフの一例

実験結果

図4.1、図4.2、図4.3は無負荷時の若年者群と擬似高齢者群双方の階段上昇時の各人の身長と体幹動揺量の関連性を各軸毎に示したものである。全ての図において横軸は身長に対応し単位はcm、縦軸は体幹動揺量で単位はgであり、若年者と擬似高齢者のデータを一つの図に記入している。以下、前後、上下、左右方向の体幹動揺量を前後動、上下動、左右

動と略す。なお、歩行ピッチは全て100である。前述したように階段の幅や高さ（蹴上げ）は一定なのでピッチ数と速度はほぼ比例する。

また、表4.1に体幹動揺量と各要因間の相互分析結果を示す。各数値は、いずれもピアソンの相関関係を用いて求めたものである。

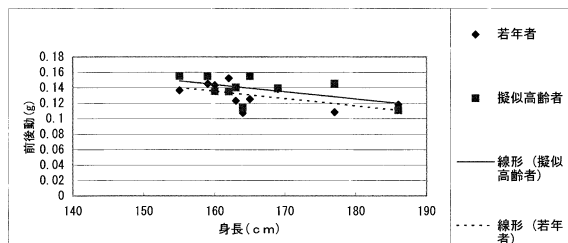


図4.1 階段上昇時の身長と前後動

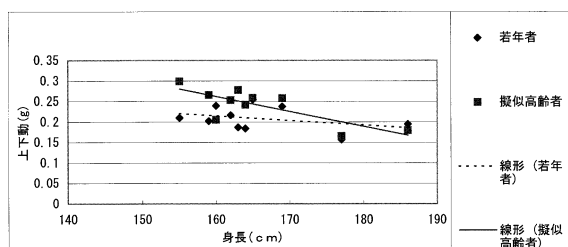


図4.2 階段上昇時の身長と上下動

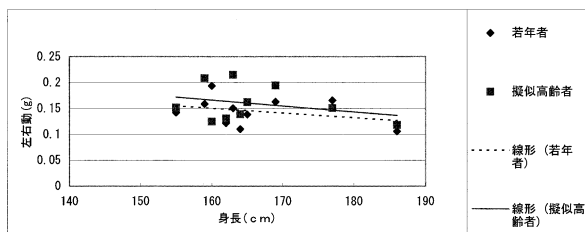


図4.3 階段上昇時の身長と左右動

表4.1 体幹動揺量と各要因間の相互分析
(** 両側検定 1%水準で有意差あり)

(* * * * * 両側検定 1%水準で有意差あり)

	歩行状態	相関係数	有意確率 (両側)
図 4.1	若年者	-0.558	0.094
	擬似高齢者	-0.545	0.103
図 4.2	若年者	-0.353	0.317
	擬似高齢者	-0.776**	0.008
図 4.3	若年者	-0.311	0.382
	擬似高齢者	-0.302	0.397

階段上昇時の上下動に関しては、図4.2から分かるように若年者群と擬似高齢者群の間に大きな差がでた。擬似高齢者群については1%水準で優位差があり、相関係数-0.776という強い負の相関関係を示す。背の低い

い人ほど体幹動揺量大きいことを意味する。しかし、左右動に関しては図4.3から分かるように、若年者群、擬似高齢者群いずれも身長と体幹動揺量との間に相関関係は認められない。また、前後動については、図4.1から身長の影響を多少受けることが分かる。

図4.4、図4.5、図4.6は無負荷時の若年者群と擬似高齢者双方の階段下降時の各人の身長と体幹動揺量の関連性を各軸毎に示したものである。

歩行ピッチは全て100である。全ての図において横軸は身長に対応し単位は cm、縦軸は体幹動揺量で単位は g であり、若年者と擬似高齢者のデータを一つの図に記入している。

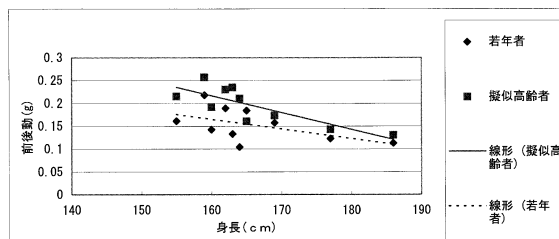


図4.4 階段下降時の身長と前後動

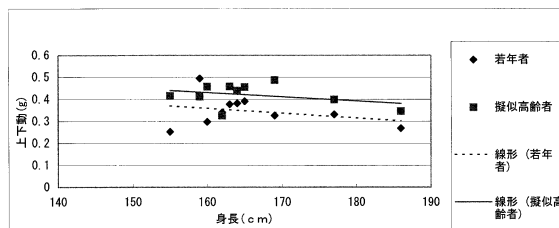


図4.5 階段下降時の身長と上下動

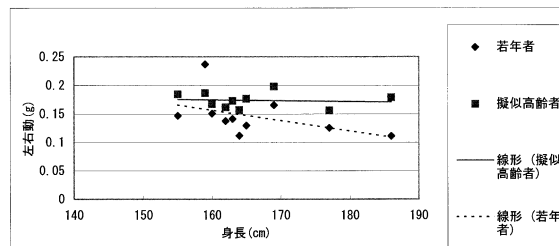


図4.6 階段下降時の身長と左右動

表4.2 体幹動揺量と各要因間の相互分析
(** 両側検定 1%水準で有意差あり)

(* * * * * 両側検定 1%水準で有意差あり)

	歩行状態	相関係数	有意確率 (両側)
図 4.4	若年者	-0.527	0.117
	擬似高齢者	-0.797**	0.006
図 4.5	若年者	-0.290	0.417
	擬似高齢者	-0.340	0.336
図 4.6	若年者	-0.465	0.175
	擬似高齢者	-0.97	0.790

また、表4.2に体幹動揺量と各要因間の相互分析結果を示す。いずれもピアソンの相関関係を用いている。

図4.4から階段下降時の前後動については、若年者群では弱い負、擬似高齢者群では1%水準で優位差があり、 -0.797 という強い負の相関関係が認められる。つまり、擬似高齢者では背が低い人ほど前後動が大きい。上昇時には強い相関関係が認められた上下動については、下降時は身長と上下動との間の相関関係は図4.5からは認められず、図4.6では若年者群の左右動についてのみ弱い負の相関関係が認められる。

次に、若年者と擬似高齢者という見方を離れ、各人の身長と歩行ピッチとの間にどのような関連性が認められるかという観点から計測結果を解析してみた。図4.7は階段上昇時、図4.8は階段下降時の身長と体幹動揺量の関連性を示すものである。両図共に、横軸は身長を表し、単位はcm、縦軸は体幹動揺量で単位はgであり、3種類の条件下での体幹動揺量を一つの図に記入している。

また、表4.3に体幹動揺量と各要因間の相互分析結果を示す。各数値はいずれもピアソンの相関関係を用いて求めたものである。

図4.7、図4.8、表4.3において、階段上昇・下降時共にピッチ100で階段横に設置された手すりを持ちながら歩行した時にいずれも1%水準で優位差があり、上昇時の相関係数が -0.787 、下降時が -0.823 という大きい負の相関関係が認められた。これは背の低い人が手すりを持って歩行すると、階段昇降いずれも背が高い人よりも体幹動揺量が大きい、つまり、不安定な状態になることを意味していると思わ

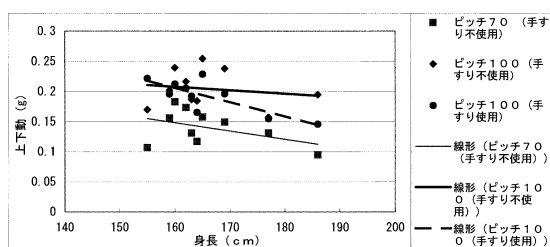


図4.7 階段上昇時の身長と上下動

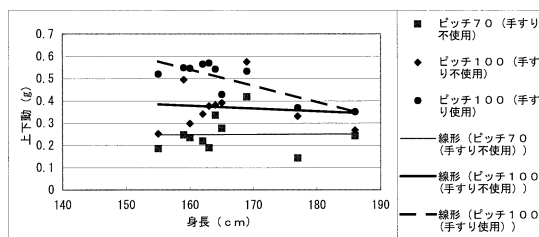


図4.8 階段下降時の身長と上下動

表4.3 体幹動揺量と各要因間の相互分析
(** 両側検定 1%水準で有意差あり)

		歩行状態	相関係数	有意確率 (両側)
図 4.7		ピッチ 70 (手すり不使用)	-0.162	0.655
		ピッチ 100 (手すり不使用)	-0.441	0.202
		ピッチ 100 (手すり使用)	-0.787**	0.006
図 4.8		ピッチ 70 (手すり不使用)	-0.113	0.756
		ピッチ 100 (手すり不使用)	0.016	0.965
		ピッチ 100 (手すり使用)	-0.823**	0.003

れる。一方、手すりを使用しない階段昇降では身長と体幹動揺量との間に相関関係は認められない。手すりを持って歩行した場合の上下動についてのみ身長と強い相関関係があることから、この手すりは体を安定させる役割を全く果たしていないことが分かる。

考 察

本研究の目的は、携帯型 3 軸加速度計を用いて計測した階段昇降時の体幹動揺量から、健康状態を把握する手がかりを得ることである。特に高齢者に役立つ情報を得るため、若年者群と擬似高齢者群について階段昇降時の体幹動揺量を計測し、解析を行った。

加齢の影響で下肢機能や平衡機能が低下すると歩幅が大幅に短縮するといわれている³⁾。背が高い人ほど膝の位置は高い。図3.2に示したように階段の蹴上や踏面幅、移動距離は一定である。したがって、背が低い人は階段昇降時に膝を高くあげなければならず、体の上下動が大きくならざるを得ない。これが図4.2において擬似高齢者群の身長と上下動の間に大きな負の相関関係が認められる理由と思われる。

また、加齢の影響による筋力や運動機能の低下は身体のバランスを崩しやすく、転倒によるけがの原因となっている⁴⁾。図4.4の前後動に関して、擬似高齢者群では背が低い人ほど前後方向の大きな体幹動揺量が認められ、若年者群では身長と前後動との相関関係は認められない。階段下降時に体が前後に揺れて前方に大きく傾くと転倒し易く、階段事故の原因となる。これらの結果は、階段下降時の前後動から筋力低下が推測できる可能性があることを示している。

次に図4.7、図4.8から、階段横の手すりを持って昇降すると同じピッチでも手すり不使用時よりも上下動が大きくなることが分かった。特に背の低い人ほどその傾向が著しい。背が低い人は階段昇降時に体のバランスが取りにくく手すりが安全装置として機能していないことが分かる。今回使用した階段は非常用なので、踏面から高さ 1m10cm、握りの太さ 4 cm の手すりしか付いていない。建築基準法第

25条では「階段には、手すりを設けなければならない。」と規定されているが、建築基準法施行令126条では「屋上広場又は2階以上の階にあるバルコニーその他これに類するものの周囲には、安全上必要な高さが1.1m以上の手すりや壁、さく又は金網を設けなければならない。」と規定されていることから分かるように、手すりには落下防止という別の機能も求められており規準以下の高さにはできない。しかし、背が低い人にとって高さ1m10cmの手すりは高すぎて、使用すると却って昇降動作をさまたげることは、図4.7や図4.8から明らかである。この傾向は、加齢の影響で背筋が曲がるとさらに強くなると考えられる。背が低い人のために1m10cm以下の手すりを設置する必要があることが本研究で分かった。高齢化社会において手すりの必要性を見つめなおすことは重要な課題であり、例えば、日々変化する身体状況に対応して、高さが簡単に調整でき、不要の時には簡単に取り外せる手すりの開発が望まれる。また、公共機関では、規定の手すりの他に、高齢者や幼児のための補助手すりも必要と思われる。なお、多くの高齢者に適する手すりの高さは踏面から75cmから85cmと思われる。

ま と め

本研究の結果は、階段下降時に前後動が大きいことが高齢者の事故原因の一つであることを示唆している。

手すりについては、妥当な形状、高さのものを設置することが望まれる。手すりを改良させることで階段事故を減少させる可能性がありそうである。また、手すりをもって昇降した場合の上下動から加齢の影響が推測できる可能性もある。

今回の実験は、危険防止の観点から本当の高齢者ではなく若年者が模擬した高齢者で実施した。しかし、本研究の最終目標は、歩行傾向より加齢の影響による異常兆候の早期発見・早期治療、健康状態を推測する手がかりを得ることであるので、十分な安全対策を施した上で、高齢者を対象とする実験を行いたい。

本研究を行うにあたり、被験者になって協力して頂いた川崎医療福祉大学の学生の皆さんに深くお礼申し上げます。

文 献

- 1) 内閣府，平成16年版高齢者白書，1 高齢者の推移と現状
<http://www8.cao.go.jp/kourei/> (2005年3月28日現在)。
- 2) 谷川智宏：歩行状態の計測手段としての携帯型加速度計の有用性に関する研究，川崎医療福祉大学大学院医療技術学研究科医療情報学専攻博士論文，2002。
- 3) 国土交通省住宅局建築指導課，(財)日本建築技術者指導センター：基本建築関係法令集，(株)霞ヶ関出版社，2001。
- 4) 川端昭夫，湯海鵬：加齢に伴う高齢者動作の変化(退行)に関する研究，中京大学体育研究所紀要，16，53-56，2002。
- 5) 小坂井留美，下方浩史，矢部京之助：加齢に伴う歩行動作の変化，JJBSE，5(3)，2001。

(平成17年5月31日受理)

A Research using a Portable Accelerometer as a Measuring Tool While Going Up and Down in the Stairs

Sou NINOMIYA, Takurou YAMADA and Shigeru OHTA

(Accepted May 31, 2005)

Key words : portable accelerometer, going up and down, moving ability, handrail

Abstract

We measured body movement going up and down the stairs using a 3 dimensional portable accelerometer.

We recognized that the front and back movement of our accelerometer increases while subjects go up and down the stairs carrying 2 kg of weight on each ankle. This suggests a probability to be able to guess that the muscular strength of the legs decreases. Moreover, we confirmed that the up and down movement of body trunk increases while going up and down stairs using a handrail. This shows that the handrail is necessary not only for preventing fall but also tool for making walking easier.

Correspondence to : Sou NINOMIYA Doctoral Program in Health Informatics, Graduate School of
Health Science and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan
(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.15, No.1, 2005 161-166)