

厚生労働科学研究費補助金

長寿科学総合研究事業

虚弱高齢者の歩行維持の機能的評価システムの開発に関する研究 (H18-長寿-若手-002)

平成18年度 総括研究報告書

主任研究者 山下 和彦

平成19 (2007年) 3月

目 次

I. 総括研究報告 虚弱高齢者の歩行維持の機能的評価システムの開発に関する研究-----	3
山下 和彦	
II. 研究成果の刊行物・別刷	----- 9

## 虚弱高齢者の歩行維持の機能的評価システムの開発に関する研究

主任研究者 山下 和彦

東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科

高齢者の転倒が社会的問題である。高齢者の転倒は骨折を引き起こすだけでなく、引きこもりや寝たきりを誘発する。これは高齢者医療費と介護保険費用の高騰を引き起こす要因であるだけでなく、高齢者のQOL, ADLを著しく低下させる主要な要因である。そこで本研究では、転倒予防と定量的転倒リスク評価のために、歩行能の定量的評価を行うための計測機器と評価指標の開発を行うことを目的とした。その結果、無侵襲、無拘束に日常的側面から、歩行能を安定に計測可能な靴型足圧計測装置の開発に成功し、据え置き型重心動揺計等との比較実験により、有効性を確認した。また、高齢者の歩行能評価と転倒リスク推定のための小規模フィールド実験を行い、高齢者に特徴的かつ転倒リスクを高めるであろう重心軌跡等を確認した。以上の結果に基づいた2年目の実験計画も順調に進んでおり、本研究目標を達成するための準備も整いつつある。

## A. 研究目的

社会の高齢化に伴い、高齢者医療費や介護保険費用の削減が求められている。そこで、平成18年度から介護保険制度の見直しにより介護予防が実施されることとなり、要支援1・2、要介護1の虚弱高齢者に対し、ほぼすべての自治体で身体機能向上のためのプログラムが実施されている。

また、効率よく、かつ効果的に介護保険費用の削減を目指すならば、要介護認定を受けた高齢者のみに対策を施すのではなく、介護保険非該当ではあるが、身体機能が低下した高齢者への対応が急務であると考えられる。そのような身体機能が低下した特定高齢者は、高齢者全体の5%を占めるといわれているが、実際にスクリーニングを進めてみても、各都道府県の自治体では、約0.2%しか特定高齢者を抽出できなかったのが現状である。

これはアンケートなどによる主観評価や医師による医学的見地からの評価基準のみでは、抽出が困難であることを表した結果であり、転倒予防・生活支援の視点に立った身体機能の定量的評価指標の導入によらねば特定高齢者像は把握・評価が難しいことを示していると考えられる。

転倒予防には、下肢筋力と姿勢制御能の向上が有効であるとされる。しかし、特に姿勢制御能は定量的評価を行うための機器や指標が確立され

ておらず、片足立ちの持続時間やアンケートによる主観評価に頼っているのが現状である。そのため、運動指導などを行ってもどのくらい身体機能が向上したか、行った運動プログラムがどの程度効果を挙げたのかは検討されなかった。そのため、対象者それぞれに合ったオーダーメイドなプログラムなどは作成されず、見よう見まねで行われているのが現状であった。

以上の背景に基づき、本研究では、身体機能評価に定量的歩行機能評価を加えることを提案するものである。歩行機能は日常生活の維持に欠かせない機能であるだけでなく、歩行機能の減弱にともない認知症の割合や転倒骨折の増加、寝たきり高齢者の増加が報告されている。すなわち、現在の主観評価および医学的評価に、歩行や姿勢制御能から見た定量的評価を加えることで、対象者の活動度を明確に評価できるとともに、当該対象者に必要な介入内容を明らかにできると考えられる。

特に、実験室レベルにおける計測ではなく、日常生活内での歩行機能を定量的に評価することが重要であるため、本研究により開発を進めている簡便、安価、定量的な歩行機能の計測・評価機器は、介護保険のみならず、対象者の活動や生活支援に活用可能であると考えられる。さらに、現在行われている身体機能向上のための介入を定量的に評価するこ

とで、対象者にオーダーメイドの介入プログラムを提供できれば、身体機能向上のための積極的なプログラム作成にも活用可能と考えられる。

## B. 研究方法

本研究は2年間で計画している。2年間で、以下の項目について明らかにすることを計画している。

- ①無線型足圧計測器の開発
- ②開発器による歩行機能の定量的評価および評価指標の開発
- ③身体機能の様々な状況にある高齢者の転倒リスクからみた歩行機能の分類
- ④下肢筋力等の定量的評価値と歩行能の関係
- ⑤介入による歩行機能向上の定量的評価への応用

1年目である平成18年度は、①と②につき実施し、2年目のための準備を行った。すなわち、①の関連項目として簡易型重心動揺計測器の試作、計測器で用いる圧力センサの特性評価、圧力計測精度の向上のためのキャリブレーション手法の開発、据え置き型重心動揺計との比較による計測精度検証、転倒リスク推定のための指標の検討を行った。

②に関連した項目として、小規模フィールドテスト、転倒リスク抽出のためのデータ解析・考察等を行った。次年度には本年度に得られた結果を踏まえ、②、③、④、⑤について言及する。すなわち、歩行機能から見た転倒リスクの定量的評価、および転倒の危険信号と考えられる特徴的パラメータ抽出などを詳しく検討することとする。

倫理面への配慮について述べる。対象者には身体的な負荷および危険性はない。しかし、実験の主旨の説明と理解を得るために、インフォームドコンセントを実施し、十分な理解と同意が得られた上で実験を進めた。実験を実施する施設にも同意を取り、実験施設の監督のもとに実験を実施した。また、事故防止のために、毎回体調などの聞き取り、および施設職員の意見を取り入れながら実験を進めた。

## C. 研究結果および考察

得られた実験結果を以下に述べる。

### ① 無線型足圧計測器の開発

本計測器の開発の目的は、動的(歩行)・静的(立

位)におけるバランス機能を簡便かつ自然な状態で計測・評価する機器の開発と、それを評価する指標の検討にある。

そこで、靴のインソール上に圧力センサを取り付け、そこに加わる圧力値から重心位置を算出することとした。開発した計測装置を図1に示す。圧力センサには16×11×0.8mmの感圧導電ゴムを用いた。これは外部からの押し付け力により電気抵抗値が変化するセンサであり本計測方法に適している。

センサの配置位置について述べる。立位姿勢において人間は、理論的には、踵、拇指球、第5中足骨頭の3点で体重を支えている。しかし、図2、3に示すように、据え置き型機器による重心動揺計測を通じ、横足弓中心部に強い荷重が確認される高齢者が多いこと、歩行安定性の評価にはリスフラン関節の荷重計測が重要であることを明らかにした。その理由には様々考えられるが、足部の骨格の個人差や変形などが挙げられる。また、歩行の特徴量を的確に捉えるとともに、個人差を排除した転倒リスクを評価するためには、以下に示すセンサ位置が最適だと考えた。

そこでセンサ位置には、図4に示すように、踵骨隆起部、立方骨、第5中足骨頭、拇指接地面、拇指球、中間楔状骨、横足弓中心の直下の7点とした。

無線ユニットおよび電源は靴の上に取り付ける構造が理想的なため、小型のものを採用し、通信距離を20m以内と設定し、周波数等を決定した。解析



図1 無線型足圧計測器の概観

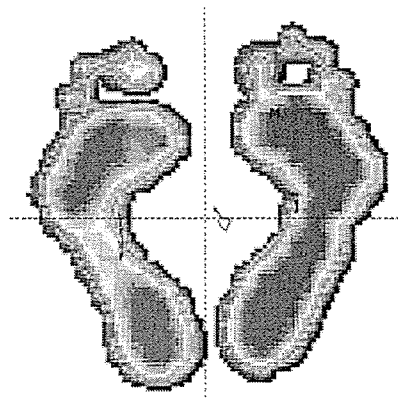


図2 重心動揺計による静止立位時の足圧分布

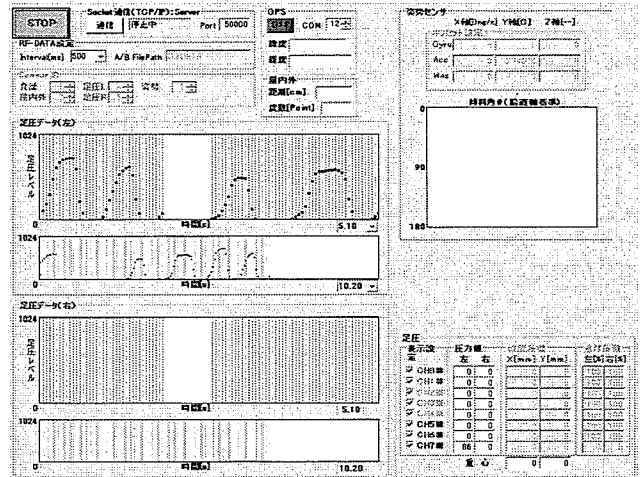


図5 解析用ソフトウェアの画面の一例

用ソフトウェア等は自作した。解析用ソフトウェアの画面の一例を図5に示す。本計測器は8chまで計測可能なよう設計し、計測結果はCSVファイルにて出力することとした。

## ② 開発器による歩行能の定量的評価

開発した足圧計測器による歩行能の定量的評価は、若年者を対象に検証を行うとともに、据え置き型重心動揺計との比較実験を通じ精度検証を行った。

図6, 7にCOP (Center of pressure)の解析結果を示す。図6, 7は健康若年者1名の静止立位状態から前後左右へ任意の速度で体重移動した結果の一例である。図6の縦軸はプラスが前方へのCOPの移動を意味し、図7の縦軸横軸はプラス方向が前方、右方向とした。

図6, 7より、センサが原因と考えられる誤差が認められた。すなわち、重心動揺プレートに比べて靴型重心動揺計測装置は前方への重心の移動で34%、左方向で54%、後方で33%、右方向で7%低く算出された。

そこで、圧力センサの出力特性を詳細に調べ、かつ、キャリブレーション方法を考案することで歩行中、静止立位中の重心評価に耐え得る水準である誤差範囲数%程度まで高めることを可能とした。キャリブレーション方法を適用したことにより得られた結果を図8に示す。

しかし、センサ出力のヒステリシス特性と経時変化は今後の重要な懸案事項なため、平成19年度には、

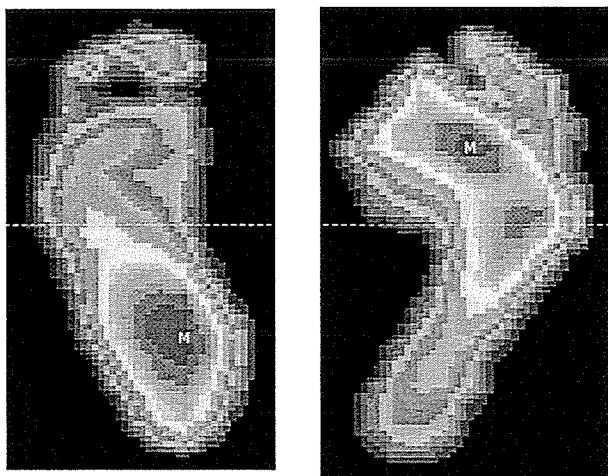


図3 重心動揺計による足圧分布の特徴的な荷重点の一例

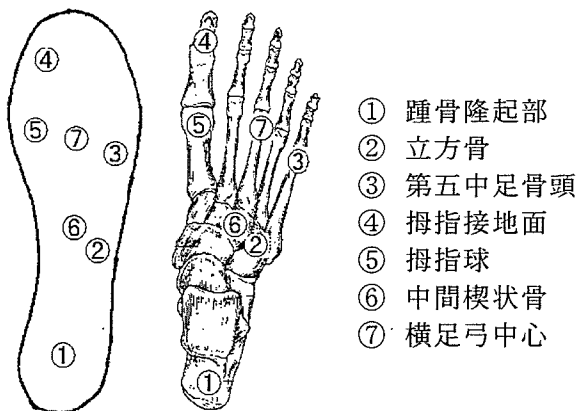


図4 解剖学的側面によるセンサの配置位置

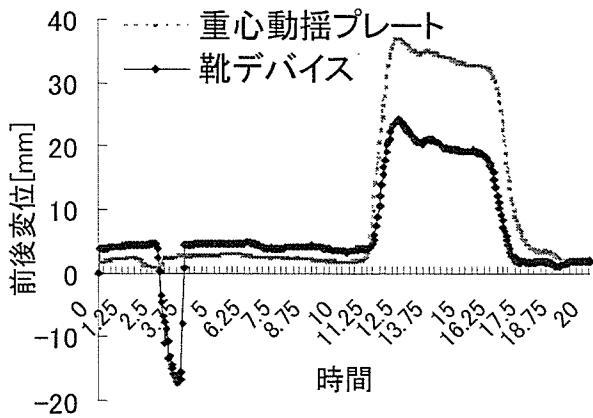


図6 静止立位時の前後方向のCOPの解析結果

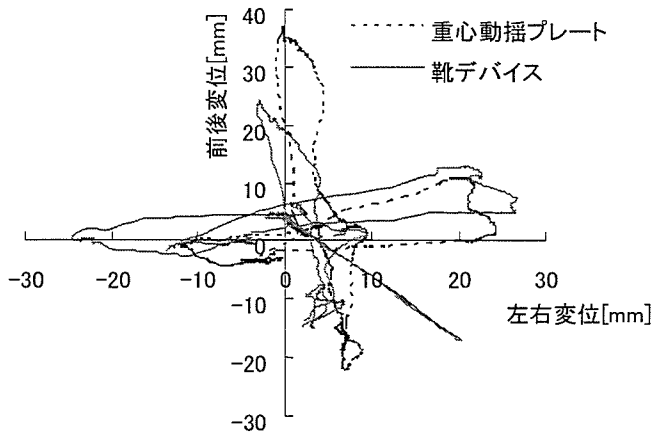


図7 静止立位時の前後左右の加重動作によるCOPの計測結果の一例

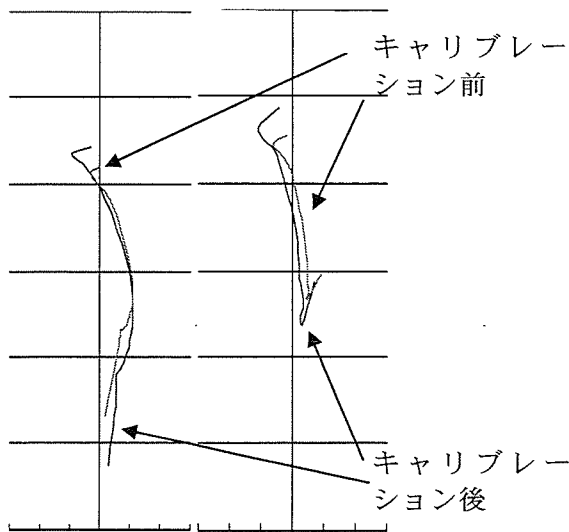


図8 キャリブレーションによる歩行中のCOP軌跡の検証 (左:若年者, 右:高齢者)

引き続きセンサの選定等を含め検討を進めることとする。現在は、インソールとセンサの構造を工夫することで解決をはかっている。

以上より、本計測器が有効に利用できることを確認した。

③ 高齢者の歩行機能・姿勢制御能力の評価指標の開発

高齢者の歩行機能評価に関して、実験室レベルでの報告は散見されるが、日常生活を対象に評価した報告は皆無である。両者の計測結果は、全く異なることが予測されるため、先行研究は参考程度にとどめ、日常生活下における基礎データから収集することとした。

小規模フィールドテストの対象は、デイサービスセンターに通う高齢女性6名(平均年齢 $85.8 \pm 2.9$ 歳)である。測定方法は、任意の歩行速度である自由歩行と、対象者にとって早足である最大努力歩行にて7mの区間を歩行した。

図10に、89歳の高齢女性の自由歩行中の5歩分のCOPの軌跡を示した。縦軸を前後方向変位、横軸を左右方向変位とし単位はcmとした。いずれも5歩分のCOP軌跡を重ねて表示した。

図10より、COP軌跡は踵から左足で3cm、右足で5cmの位置から始まるのが分かる。これには、様々な原因が考えられるが、理由の1つとして、対象者の

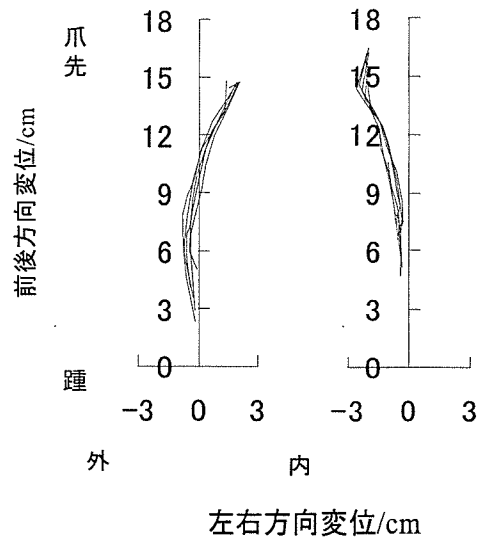


図10 高齢者の自由歩行中のCOPの軌跡の一例 (左図:左足, 右図:右足)

歩行時の姿勢が前傾姿勢であり、高齢者の歩行に特徴的なすり足となっていることが考えられる。これは対象者の歩行の観察により確認した。

また5歩分のCOPの軌跡に着目すると、左右ともに、大きなぶれがなく、同じような軌跡で歩行していることがわかる。図8に示した若年者と高齢者の歩行中のCOPの軌跡を比べると、若年者は踵から接地しているのに対し、高齢者は中足部から着地し、中足部に動揺が見られた。これらのようにすり足傾向で中足部から接地する高齢者だけではなく、今回計測

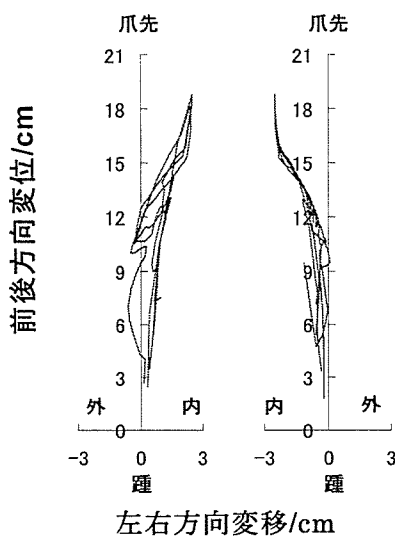


図 11 高齢者の自由歩行中の COP の軌跡のばらつきが多い一例

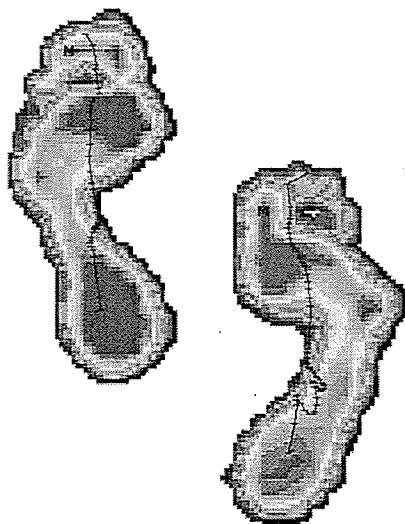


図 12 転倒リスクを高めると考えられる歩行中の COP の軌跡

した高齢者の中には、図11のように、歩行ごとのばらつきが大きい対象者や図12のように中足部付近のCOPにふらつきが大きい対象者が認められた。このような歩行中のCOPのパターンは転倒リスクを高める特徴的な動きであると考えられるため今後詳細に調べるとともに、複数の対象者を調べることで、歩行環境を変えることなどにより調査を進めることとする。

#### D. 結論

本研究は高齢社会の緊迫した転倒予防に寄与できる技術課題の1つとして身体機能の定量的評価機器と評価指標の開発に着目し、研究を進めた。その中でも特にバランス機能の定量的評価に着目し、計測機器の試作、精度と有効性評価、高齢者と若年者の歩行能について言及した。その中から転倒リスクを評価できる項目について見出し、方向性を明らかにした。

平成19年度は、様々に身体機能が変化した状況にある高齢者の歩行機能を分類することで、転倒リスクの定量的評価を行う。また、歩行能力や姿勢制御能を重心のみから評価するのではなく、高齢者の転倒メカニズムを解析するとともに、下肢筋力、上肢を含めた動画像解析などを組み合わせることで、身体全体を評価に加え、開発した指標の精度を向上させることを行う。

すなわち、下肢筋力等の姿勢制御に与える影響を定量的に評価するとともに、歩行能力との関係についても言及する。さらに、運動指導や足部ケアなどの介入による歩行能向上・姿勢制御能のための定量的評価に応用する。以上を通じ、介護予防の推進方策の提案が可能と考えられる。

以上のように、研究は極めて順調に進んでおり、かつ、平成19年度の実験計画も整いつつある。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ・ 山下和彦他：SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能の解析，医用生体工学研究会，電気学会，pp.29-34，2006
- ・ 山下 和彦他：無拘束計測のための簡易型重心動揺計測装置の開発，日本 VR 学会大会，CD-ROM，2006
- ・ 山下和彦他：高齢者の身体機能計測と転倒予防の一方策，福祉工学シンポジウム 2006，機械学会，pp.289-292，2006
- ・ 山下和彦他：SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能と転倒リスク評価，生活支援工学系学会連合大会，日本生活支援工学会，p.132，2006
- ・ 山下和彦他：高齢者の転倒リスク評価のための SDA 法による姿勢制御能解析，生体生理工学シンポジウム，計測自動制御学会，pp.513-516，2006
- ・ 山下和彦他：高齢者の転倒リスク推定のための身体機能計測，計測自動制御学会システムインテグレーション部門大会，CD-ROM，2006
- ・ 野本洋平，山下和彦他：足指・足爪の機能改善による虚弱高齢者の歩行能力の計測，計測自動制御学会システムインテグレーション部門大会，CD-ROM，2006

(国際会議プロシーディングス)

- ・ Kazuhiko YAMASHITA et al: The Role of Toe-gap Force for the Evaluation of Falling Risk on the Elderly, Proceedings of world Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering , CD-ROM, 2006

(原著論文)

- ・ 山下和彦，野本洋平，梅沢淳，高野千尋，太田裕治，井野秀一，伊福部達，小山裕徳，川澄正史：SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能の評価，日本生体医工学会（投稿中）
- ・ 野本洋平，山下和彦，宮川晴妃，小山裕徳，川澄正史：主成分分析を用いた高齢者の下肢機能の評価手法の開発，ヒューマンインタフェース学会，（投稿中）

F. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

1. 特許取得

- ・ 特許の取得に向けて準備中である。



## Ⅱ. 研究成果の刊行物・別刷

以下，予稿のコピーを添付する。

## SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能の解析

山下和彦（東京医療保健大学）、野本洋平、梅沢淳（東京電機大学）、  
井野秀一、伊福部達（東京大学）、小山裕徳、川澄正史（東京電機大学）

### Analysis of Postural Control on the Elderly using SDA Method

Kazuhiko YAMASHITA(Tokyo Health Care University), Yohei NOMOTO, Jun UMEZAWA(Tokyo Denki University),  
Shuichi INO, Toru IFUKUBE(University of Tokyo), Hironori KOYAMA and Masashi KAWASUMI(Tokyo Denki University)

#### Abstract

The aim of this study was to evaluate the postural control ability using stabilogram-diffusion analysis. Any parameters of SDA were compared with several parameters of body sway derived from recordings of the center of pressure with the aid of a static force platform. The subject were 38 elderly healthy volunteers. Experiment methods were used quiet standing position with open eyes and closing eyes. As the results, there was a significant correlation between the diffusion constant derived from the parameters of SDA and each parameters of COP when open eyes and closing eyes. The situation of closing eyes to interfere the visual input was indicated the correlation greater than the open eyes. The range and mean velocity in fore-aft were indicated correlation greater than the range and mean velocity in sideways since the muscle control of the tibialis anterior and the planter muscle was suggested.

キーワード：姿勢制御能, SDA 法, 高齢者

(Postural control, SDA method, elderly)

#### 1. はじめに

高齢者の転倒予防が求められている。転倒を予防するためには、下肢筋力と姿勢制御能の向上が求められる<sup>[1,2,3]</sup>。しかし、これらを解析する手法は十分に明らかではない。そこで本論文では、このうちの姿勢制御能の解析に着目した。人間の立位における姿勢制御は視覚、聴覚、足部からの固有感覚情報やメカノレセプタからの入力、筋制御など複雑な制御機構を含んでいる<sup>[4,5]</sup>。また足部などに変形や感染などの異常があると転倒を誘発しやすいことが報告されており<sup>[6]</sup>、姿勢制御能を評価するためにはさまざまなアプローチが必要であると予測される。

姿勢制御能を計測、評価するための計測器として、重心動揺プレートや Vicon などを用いた重心動揺計測や床反力計測などが挙げられる。またはビデオカメラや磁気的なデバイスを用いて身体のいくつかの部位を記録し、腰部や膝部の動揺量を計測する手法などが提案されている<sup>[7,8]</sup>。

床反力計測は大規模な実験環境と高価な計測システムが必要であり、ビデオカメラなどのデバイスを利用した場合、カメラなどの設置位置やキャリブレーションなどの綿密な設定が必要となる。こ

れらの計測機器に比べて重心動揺プレートを用いた計測手法は比較的簡便であり、多くの研究報告が存在する。

重心動揺プレートを用いた姿勢制御能の評価は、重心の軌跡長や面積など、結果の積分値に着目する方法<sup>[9,10,11]</sup>が挙げられる。これは重心の移動量が持つ振幅と移動の方向に着目しており、ダイナミックな特性には言及していない。そして、重心動揺の周波数解析や 2 次元の重心軌跡と速度に着目して解析を加える位相面解析<sup>[12]</sup>が提案されている。しかし、さまざまなパラメータが提案されているが、まだ姿勢制御能を適切に評価し、転倒リスクを算出できる手法は明確にされていない<sup>[13]</sup>。

本研究では、重心動揺プレートを用いた姿勢制御能の計測・評価について、時間成分を考慮に入れた制御モデルを解析するために、Collins と DeLuca によって提案<sup>[14,15,16]</sup>された Stabilogram-diffusion analysis 法 (SDA 法) を用いて検討する。

#### 2. SDA 法

図 1 に重心動揺プレートから得られた足圧中心 (center of pressure : COP) の一例を示す。静止立位時の COP の移動は頭部や

腰部などの動揺を反映し、支持基底面の中に COP を維持することで、姿勢の安定性が保持される。

SDA 法は図 1 のようなランダム性を多く含んでいると考えられる COP の情報を確率的立場からブラウン運動などで用いられるランダムウォーク理論を用いて解析するものである<sup>[14,15,16]</sup>。すなわち、時間間隔に対する COP の点とランダムに選ばれた点のペアの距離をプロットすることで、人間の姿勢制御能の制御機構を解析するものである。

図 2 に計算方法の概念図を示す。COP の解析結果より  $\{x_i\}$  と  $\{y_i\}$  は左右方向および前後方向の時系列データとして表現される。そこである 2 点間の距離を式 1 のように求めた。そして、式 2 より時間間隔による 2 点間の距離に関するパラメータを求めることとした。

$$\langle r^2 \rangle = \langle x^2 \rangle + \langle y^2 \rangle \quad \text{式 1}$$

$$\langle \Delta r^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta r_i)^2}{(N-m)} \quad \text{式 2}$$

式 2 より求められる SDA 法の結果の一例 (70 歳代女性、開眼両足立ち 30 秒の結果) を図 3 に示す。図 3 より、横軸は選ばれた 2 つのペアの時間間隔 (time interval) とし、縦軸は式 2 より算出される  $\Delta r^2$  とした。この結果をプロットすると 2 つの領域に分けられることがわかる。この 2 つの領域に対し、最小二乗法を用いて、それぞれに直線を当てはめ、その交点を境界点 (critical point: CP) と定義した。この境界点までの時間を境界時間 (Critical time) とし、その時間間隔を Critical time interval (CTI)、間隔までの距離の 2 乗 ( $r^2$ ) を Mean square critical displacement (MSCD) と定義した。

Collins らによると CP までの領域を短期間領域 (short-term region) と定義し、開ループシステム (open loop system) による制御がなされ、これを越える領域を長期間領域 (long-term region) とし、閉ループシステム (close loop system) による制御がなされていると報告している<sup>[14]</sup>。したがって、CTI は open loop system によって決定される安定性維持のための時間間隔を示し、この short-term region に当てはめた直線の傾きが大きいほど COP の確率的活動が大きいことを示唆していると考えられる<sup>[13,16]</sup>。すなわち、図中に示される拡散係数  $D$  は 傾きから算出し、short-term region に当てはまる傾きを  $D_s$ 、long-term region の傾きを  $D_l$  とした。

### 3. 対象者

対象者は健康高齢者 38 名 (男性 17 名、女性 21 名)、平均年齢  $78.1 \pm 3.8$  歳 (70~87 歳) である。すべての対象者は自立歩行可能で、心疾患、脳血管疾患等の既往歴がないことを確認した。

実験に際しては、実験の趣旨を説明の上同意を得てから実施した。計測前には保健師による血圧チェック、問診による健康状況の聞き取り調査を行い、事故防止に努めた。

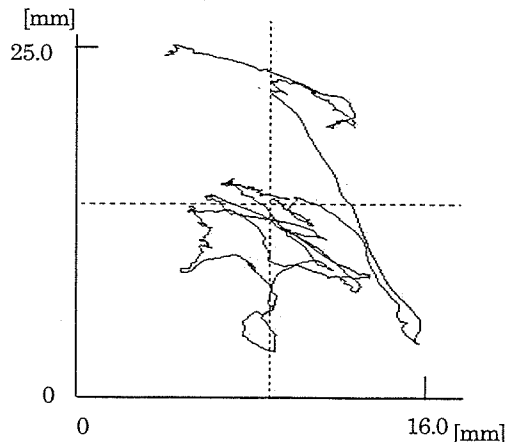


図 1 重心動揺計測による CoP の一例  
Fig.1 Example of CoP displacement

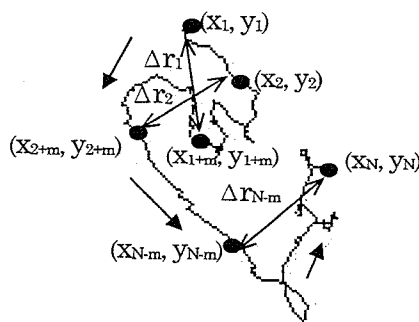


図 2 SDA 法による  $\langle \Delta r^2 \rangle$  の計算方法の一例<sup>[14]</sup>  
Fig.2 Diagram showing the method for calculating mean square planar displacement  $\langle \Delta r^2 \rangle$

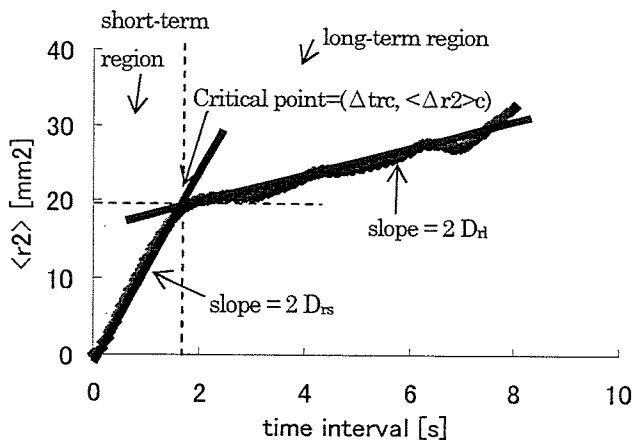


図 3 SDA 法による COP 解析の一例  
Fig.3 example of the COP analysis using SDA method

4. 実験方法

重心動揺の計測は、Midi Capteurs 社製の Twin99 を用いた。サンプリング周波数は20Hz、計測時間は30秒とした。重心動揺プレートの上には、はだしで足をほぼ平行にそろえてもらう形で乗るよう指示した。実験に際しては、開眼および閉眼両足立ちの静止立位姿勢をそれぞれ1回ずつ行い、計測中はできるだけ動かないよう指示した。

本実験は、重心動揺プレートの上に足をどのように置かかが1つのポイントとなる。すなわち、両足間の距離が実験結果に影響することが予測される。先行研究において、Collins ら<sup>[14]</sup>は、両足の踵の間隔を3cm、外反角度を10°と設定し、Raymakers ら<sup>[13]</sup>は両足の間隔を4cmと設定し、両足は平行に置くよう指示している。

本研究では、自然な形での姿勢制御能を計測することで転倒リスクに言及したいことと、対象者が高齢者であり、特に後期高齢者が中心であるため、不必要な緊張や負担は実験結果の擾乱となると考えた。そこでこれらに配慮し、両足間の間隔は8cm以内とし、両足はできるだけ平行にそろえるよう指示した。この姿勢は日常生活での自然な立位姿勢であり、対象者はリラックスした状態で計測ができていたといえる。

5. 解析方法

本研究では、従来用いられている重心動揺計測のパラメータとSDA法から得られるパラメータの比較を行う。その後、SDA法により得られる制御システムの推定を行うこととした。

そこで、従来用いられている重心動揺計測のパラメータとして、総軌跡長、面積、前後方向の最大距離 (fore-aft range) および平均速度 (average speed of fore-aft)、左右方向の最大距離 (sideways range) および平均速度 (average speed of sideways) とし、SDA法から得られるパラメータとして、短期間領域の拡散係数  $D_{rs}$ 、開ループ制御と閉ループ制御の境界点 (critical point) までの時間間隔 CTI と距離のパラメータ MSCD とした。

6. 実験結果

図4、5には、開眼および閉眼両足立ち時の男女別の SDA 法の結果を示す。図4、5より男性よりも女性の方が開眼、閉眼ともに  $D_{rs}$  が大きく、MSCD が大きい (図中 FMSCD と記載) ことがわかった。開眼と閉眼両足立ち時の曲線を比べると、閉眼の方が開眼よりも男女とも  $D_{rs}$  が大きいことがわかった。CTI については、男女とも閉眼の方が開眼よりも小さいことがわかった。性差は男性の方が女性よりも小さい傾向 (図中 MCTI と記載) にあることもわかった。

図6、7に開眼および閉眼両足立ち時の  $D_{rs}$  と総軌跡長の相関関係を示した。図6、7より開眼時の  $D_{rs}$  と総軌跡長の相関係数は0.55で閉眼時は0.93、危険率はどちらも0.1%以下で有意水準を満たしていた。開眼と閉眼時の総軌跡長の分布を見ると、閉眼の方が開眼よりも総軌跡長が長いことが確認できる。

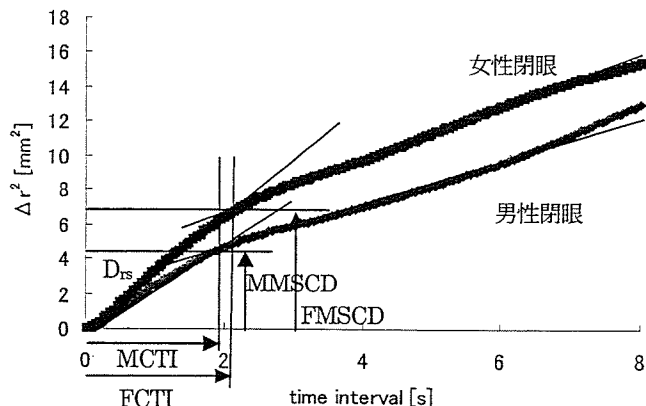


図4 開眼両足立ち時のSDAの結果

Fig.4 Resultant planar stabilogram-diffusion plots when open eyes

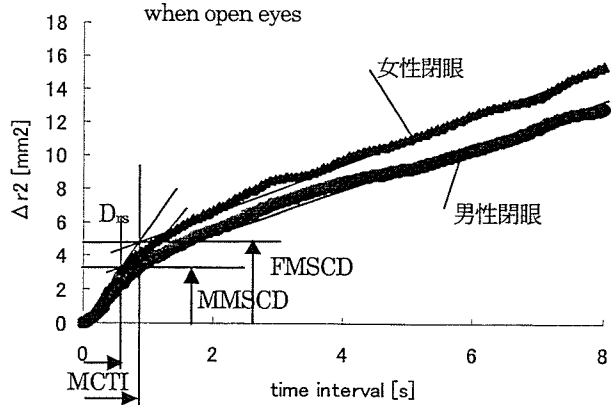


図5 閉眼両足立ち時のSDAの結果

Fig.5 Resultant planar stabilogram-diffusion plots when close eyes

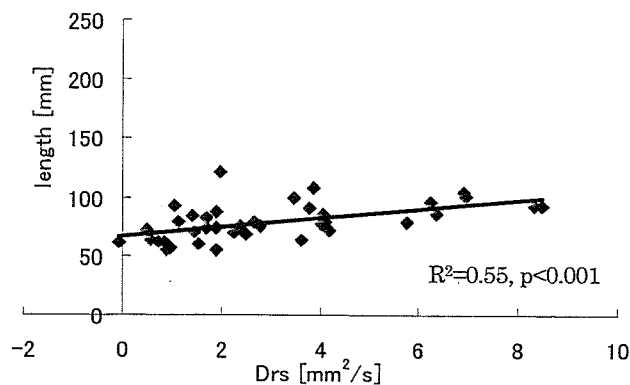


図6 開眼両足立ち時の  $D_{rs}$  と総軌跡長の関係  
Fig.6 Relationship  $D_{rs}$  (diffusion coefficients) and total displacement length when open eyes

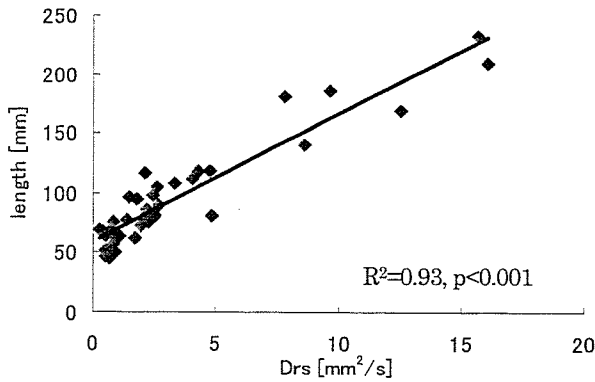


図7 閉眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>と総軌跡長の関係  
Fig.7 Relationship Dr<sub>s</sub> and total displacement length when close eyes

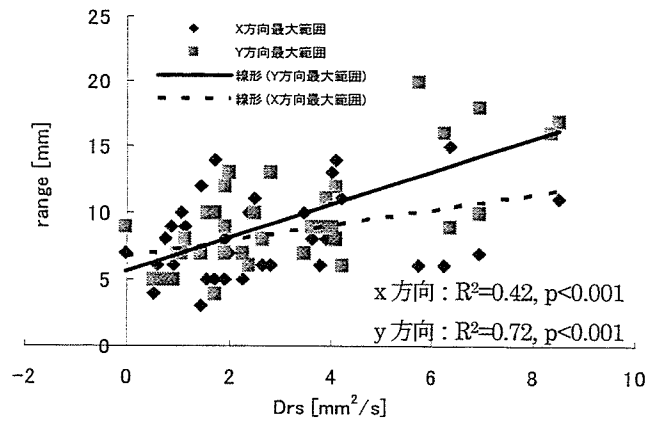


図10 開眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>とX-Y方向の最大範囲の関係  
Fig.10 Relationship Dr<sub>s</sub> and range of fore-aft and sideways when open eyes

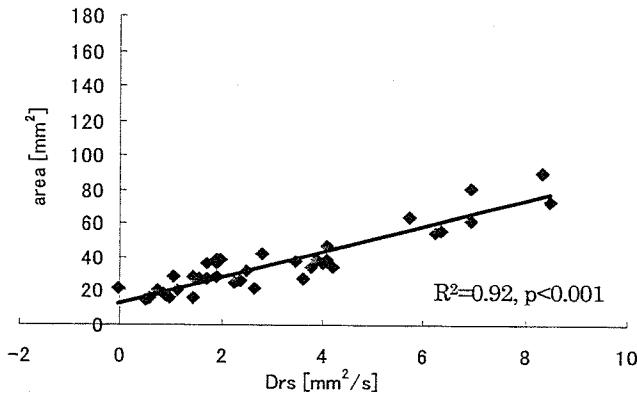


図8 開眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>と面積の関係  
Fig.8 Relationship Dr<sub>s</sub> and area when open eyes

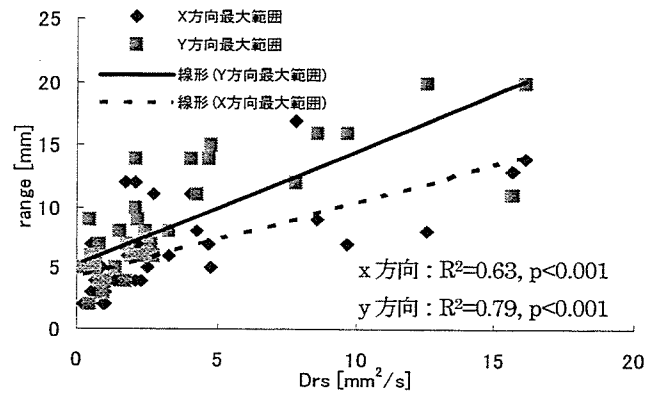


図11 閉眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>とX-Y方向の最大範囲の関係  
Fig.11 Relationship Dr<sub>s</sub> and range of fore-aft and sideways when close eyes

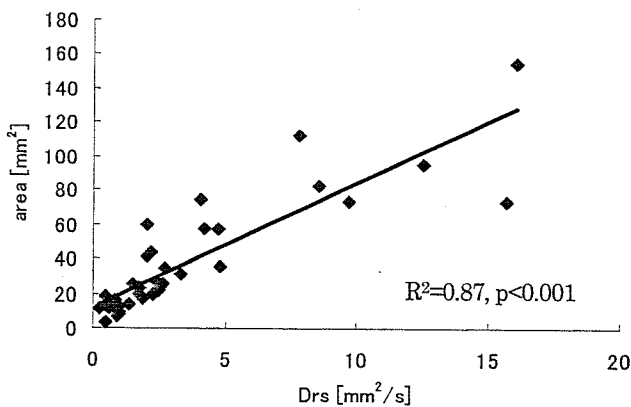


図9 閉眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>と面積の関係  
Fig.9 Relationship Dr<sub>s</sub> and area when close eyes

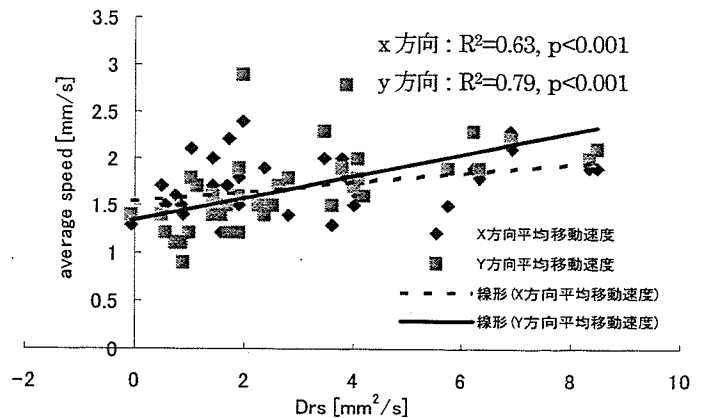


図12 開眼両足立ち時のDr<sub>s</sub>とX-Y方向平均移動速度の関係  
Fig.12 Relationship Dr<sub>s</sub> and average speed of fore-aft and sideways when open eyes

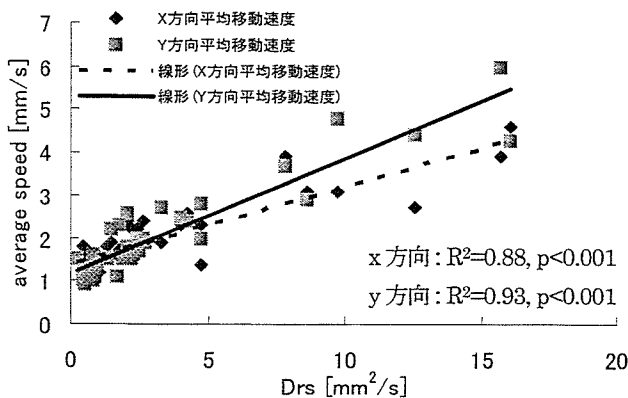


図13 開眼両足立ち時の Drs と X-Y 方向平均移動速度の関係  
Fig.13 Relationship Drs and average speed of fore-aft and sideways when close eyes

表1 MSCD と各パラメータの相関係数

Table 1 Correlation MSCD and any parameters

	総軌跡長 [mm]	面積 [mm <sup>2</sup> ]	X方向平均 Y方向平均		X方向最大 Y方向最大
			速度 [mm/s <sup>2</sup> ]	速度 [mm/s <sup>2</sup> ]	
開眼	0.32	0.60	0.16	0.39	0.003 0.77
閉眼	0.59	0.79	0.64	0.53	0.76 0.70

表2 CTI と各パラメータの相関係数

Table 2 Correlation CTI and any parameters

	総軌跡長 [mm]	面積 [mm <sup>2</sup> ]	X方向平均速 Y方向平均速	
			度 [mm/s <sup>2</sup> ]	度 [mm/s <sup>2</sup> ]
開眼	-0.11	-0.21	-0.03	-0.15
閉眼	-0.26	-0.05	-0.21	-0.28

図8, 9に開眼および閉眼両足立ち時の Drs と面積の相関関係を示した。図8, 9より開眼時の Drs と面積の相関係数は0.92, 閉眼時は0.87, 危険率はどちらも0.1%以下で有意水準を満たしていた。開眼と閉眼の面積の分布を見ると, 開眼よりも閉眼時の方が面積が大きいのことがわかる。

図10, 11に開眼および閉眼両足立ち時の Drs と左右(sideways), 前後 (fore-aft) の重心軌跡の最大範囲の相関関係を示した。図10, 11より開眼時の左右方向の相関係数は0.42, 前後方向は0.72, 閉眼時の左右方向は0.63, 前後方向は0.79, 危険率はどれも0.1%以下と有意水準を満たしていた。

図12, 13に開眼および閉眼両足立ち時の Drs と左右, 前後方向の平均移動速度との相関関係を示した。図12, 13より開眼時の Drs と左右方向の平均移動速度の相関係数は0.63, 前後方向は0.79, 閉眼時の左右方向は0.88, 前後方向は0.93で, 危険率は0.1%以下と有意水準を満たしていた。

表1にMSCDと各パラメータの相関関係を示した。特徴的なのは, 前後方向の最大範囲以外のパラメータは閉眼両足立ち時の方が開眼時よりも相関係数が高いことがわかる。相関係数が低く, 有意水準を満たしていないパラメータは, 開眼時の左右方向の平均速度,

左右方向の最大範囲であった。前後方向の平均速度の相関係数は0.39であり, 危険率は2%以下であるため, 有意水準を満たしている。

表2にはCTIと各パラメータの相関関係を示した。CTIはすべてのパラメータについて相関関係を見出せなかった。すなわちCOPに関するすべてのパラメータとの間に危険率5%を満たしているものはなかった。

7. 考察

本研究では, 姿勢制御能の制御システムに言及するためにSDA法を用いて開眼および閉眼両足立ち時のCOPを解析し, 従来から用いられている総軌跡長や面積といったパラメータとの比較を行うことを試みた。

結果より, SDA法のパラメータの1つである短期間領域 (short-term region)の傾きである拡散係数 Drs と各パラメータの比較では, 検討したすべての項目において, 開眼および閉眼両足立ちとも有意に相関関係が確認された。図4, 5からは開眼時よりも閉眼時において高い相関が得られた。

DrsはCOPの確率論的活動の割合を表していると考えられる<sup>[4]</sup>。また閉眼状態は視覚情報を遮断した状態であると考えられる。人間の姿勢制御は視覚情報による姿勢動揺のフィードバック, 前庭系からの姿勢動揺の加速度の認知, 足裏からの固有感覚情報やメカニカルストレスの知覚などによりなされている。これらの情報が統合され, 神経-筋機能の制御を行い, つねにフィードバックされながら姿勢の制御が行われる。人間を逆倒立振り子モデルに当てはめると頭部などへの慣性力といった外力とそれを制御する神経-筋機能に分けられる。

このうちの視覚情報を遮断することは, 慣性力などの外力の影響を視覚情報によって補正することが不十分となり, フィードバックループによる制御の遅れを生じると考える。その結果, 身体動揺の結果として表されるCOPは, 総軌跡長や面積などのパラメータが大きくなると考えられる。したがって, COPのフィードフォワードによる制御の要素の割合が強くなり, 確率論的活動の割合が増加すると考えた。以上の理由から Drs が開眼時よりも閉眼時の方が高くなったことが推察される。

前後左右の移動範囲と平均速度に着目すると, 図10から13より, 左右方向よりも前後方向の方が Drs との相関係数が高く, さらに, 開眼時よりも閉眼時の方が高いことが示唆された。姿勢制御の制御方法を解剖学的に考えると, 前後方向の動きは前頭骨筋と足底筋, 足関節周辺の筋が関与しており, 左右方向の動きは, 股関節周辺の筋活動が関与していると考えられる。さらに姿勢制御は足関節-股関節戦略の手法から, 静止立位のような小さい範囲の制御は足関節が担当し, 足関節で対応できないような大きな動揺について股関節が担当することが報告されている。また, 関節の構造上, 前後方向の方が左右方向よりも動揺が大きくなると考える。すなわちこれら

の考え方から、外的、あるいは自発的に発生する動揺に対し、左右方向よりも前後方向の方が制御しやすいと考える。

本研究から得られた拡散係数  $D_s$  の結果は、この前頸骨筋、足底筋、足関節周りの筋により動揺を積極的に制御した結果が反映されていると考える。つまり横方向の動揺に対しては股関節周辺で行うことになるので、前後方向よりは確率的な制御になっているため、割合として低い相関となったと考える。このフィードフォワードによる制御、直接的に関与すると考えられる筋制御の観点から拡散係数  $D_s$  の意義が推測された。

これらの結果が、表1のMSCDの開眼と閉眼両足立ちの各パラメータの結果に表れていると考える。すなわち、視覚による制御が入る開眼時よりも視覚による制御を遮断した閉眼状態で相関係数が高くなったと推測された。

一方、表2より  $D_s$  とCTIの相関は認められないことが明らかになった。Raymakersら<sup>[13]</sup>によれば、CTIは重心動揺の軌跡に関する情報を含んでいるのではなく、他の何かである可能性があると言及している。この点についてはまだ解析されていないため、今後、引き続き検討を進める必要があると考える。

## 8. 結論

本研究では、高齢者の姿勢制御能の制御モデルを解析するためにSDA法を用い、従来から用いられているCOPのパラメータとの比較を行った。

その結果、SDA法による  $D_s$  とMSCDのパラメータは従来のCOPのパラメータ、すなわち総軌跡長、面積、左右方向の最大移動範囲および移動速度、前後方向の最大移動範囲および移動速度と相関することが示唆された。また、開眼時よりも閉眼両足立ち時の方が  $D_s$  とCOPの各パラメータとの相関が高く、前頸骨筋や足底筋などを使った制御の影響が推察された。CTIはCOPの各パラメータとの相関が認められなかった。

COPのパラメータと転倒との関係を調べてみると、必ずしも関係が見出されていないのが現状である。本結果から導出されたパラメータが解剖学的に整合性、モデリングが可能となれば、姿勢制御という観点からさらなる議論が可能になると考えられる。さらに、転倒リスクという観点からSDA法を用いた簡易なりスク評価方法の提案が期待される。

謝辞：本研究の一部は厚生労働省科学研究費 長寿科学総合研究事業 (H18-長寿-若手-002)、文部科学省科学研究費若手(B) (課題番号18700479)、文部科学省科学研究費補助金(C) (課題番号17500481)、平成18年度笹川科学研究助成、平成18年度石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成にて行われた。

## 参考文献：

- Province MA, Hadley EC, Hornbrook MC, Lipsitz LA, Miller JP, Mulrow CD, Ory MG, Sattin RW, Tinetti ME, Wolf SL: "The effects of exercise on falls in elderly patients a preplanned meta-analysis of the FICSIT trials", *JAMA*, 273, pp.1341-1347 (1995)
- 木村みさか, 奥野直, 岡山寧子, 田中靖人: 「高齢者の立位姿勢保持能に関する一考察」, *体育科学*, 26, pp.103-114(1998)
- 鈴木隆雄, 杉浦美穂, 古名丈人, 西澤哲, 吉田英世, 石崎達郎, 金憲経, 湯川晴美, 柴田博: 「地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因分析的研究-5年間の追跡研究から」, *日医老誌*, 36, pp.472-478(1999)
- Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Wiklund J: "Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control", *Acta Otolaryngol.*, 110, pp.321-327(1990)
- Bisdorff AR, Bronstein AM, Wolsley C, Gresty MA, Davies A, Young A: "EMG responses to free fall in elderly subjects and akinetic rigid patients", *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 66, pp.447-455(1999)
- 山下和彦, 野本洋平, 梅沢淳, 宮川晴妃, 川澄正史, 小山裕徳, 斎藤正男: 「高齢者の足部・足爪異常による転倒への影響」, *電学誌 C*, 124, pp.2057-2063(2004)
- Dorman J, Fernie GR, Holliday PJ: "visual input: its importance in the control of postural sway", *Arch Phys Med Rehabil*, 59, pp.586-591(1978)
- Dean EM, Griffiths CJ, Murray A: "Stability of the human body investigated by sway magnetometry", *J Med Eng Technol*, 10, pp.126-130,(1986)
- Lord SR, Clark RD, Webster IW: "Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons", *J Gerontol*, 46, M69-76(1991)
- Black FO, Wall C, Rockette HE, Kitch R: "Normal subject postural sway during the Romberg test", *AM J Otolaryngol*, 3, pp.309-318(1982)
- Goldie PA, Bach TM, Evans OM: "Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity", *Arch Phys Med Rehabil*, 70, pp.510-517(1989)
- Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE: "Phase plane analysis of stability in quiet standing", *J Rehabil Res Dev*, 32, pp.227-235(1995)
- Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ: "The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)", *Gait and Posture*, 21, pp.48-58(2005)
- Collins JJ, DeLuca CJ: "Open-loop and close-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories", *Exp Brain Res*, 95, pp.308-318(1992)
- Collins JJ, DeLuca CJ: "Random walking during quiet standing", *Phys Rev Lett*, 73, pp.764-767(1994)
- Collins JJ, DeLuca CJ: "Upright, correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system", *Chaos*, 5, pp.57-63(1995)

# 無拘束計測のための簡易型重心動揺計測装置の開発

Development of simple device of stabilograph for unrestrained measurement

- 山下 和彦<sup>1)</sup>, 高野 千尋<sup>2)</sup>, 杉本 千佳<sup>3)</sup>, 江副 亮介<sup>3)</sup>, 長井 宏和<sup>3)</sup>,  
太田 裕治<sup>2)</sup>, 佐々木 健<sup>3)</sup>, 保坂 寛<sup>3)</sup>, 川澄 正史<sup>4)</sup>, 井野 秀一<sup>5)</sup>, 伊福部 達<sup>5)</sup>

Kazuhiko YAMASHITA<sup>1)</sup>, Chihiro TAKANO<sup>2)</sup>, Chika SUGIMOTO<sup>3)</sup>, Ryosuke EZOE<sup>3)</sup>, Hirokazu NAGAI<sup>3)</sup>,  
Yuji OTA<sup>2)</sup>, Ken SASAKI<sup>3)</sup>, Hiroshi HOSAKA<sup>3)</sup>, Masashi KAWASUMI<sup>4)</sup>, Shuichi INO<sup>5)</sup> and Toru IFUKUBE<sup>5)</sup>

1) 東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科

(〒154-8568 東京都世田谷区世田谷 3-11-3, k-yamashita@thcu.ac.jp)

2) お茶の水女子大学 人間文化研究科 人間環境科学専攻 (〒112-8610 東京都文京区大塚 2-1-1)

3) 東京大学大学院新領域創生科学研究科 (〒277-8583 柏市柏の葉 5-1-5)

4) 東京電機大学 工学部 情報メディア学科 (〒101-8457 東京都千代田区神田錦町 2-2)

5) 東京大学 先端科学技術研究センター (〒153-8904 目黒区駒場 4-6-1)

**Abstract:** A simple method is desired that can evaluate the postural stability. This paper proposes a device of stabilograph for unrestrained measurement as an evaluation of postural control for this purpose. The proposed device is composed of seven pressure sensors and the unit of radio transmission on an insert. The distribution of the sensor seems to be correct from viewpoint of anatomic of feet. The effectiveness of the method is examined from the compared between the proposed device and the traditional stabilograph. The barycentric position during standing position or walking can be derived from output of the proposed device.

**Key Words:** Stabilograph, Postural control, unrestrained measurement

## 1. はじめに

乗り物や画像提示による酔いなどの研究が行われている。これらの研究における評価では、眼球運動、心電図、アンケート(内省)、重心の動揺量などが指標として用いられている。この中でも重心動揺の評価は、情報提示による人体に与える影響を調べる上で簡便であり、比較利用しやすい手法の1つであると考えられる。

重心動揺計測について重心動揺プレートを用いて行う場合の問題点として、狭い空間でしか実験ができない、自由な歩行計測が困難、刺激前後の重心のみしか計測ができないなどが挙げられ、機器に対する制約が大きかった。本研究ではこれらの問題点を解決するために、無拘束な重心動揺計測を行うために、靴型の重心動揺計測器を開発した。

## 2. 靴型重心動揺計測装置

図1に本研究により開発した靴型重心動揺計測装置の概観を示し、図2にセンサの配置図を示した。本装置は、インソールに7つの感圧導電ゴムを用いた加圧センサを配置することで簡易に重心を計測するものである。センサの大きさは、 $16 \times 11 \times 0.8$  [mm]である。

人間は足裏の3点で体重を支えている。すなわち、踵、拇指球、第5中足骨で体重を3:2:1で支持している。したがって、この3点に圧を計測するセンサを配置することで足圧中心を推定することが可能となるが、足裏のいくつかの部位にセンサを配置することで精度よく計測が可能となる。



図1 靴型重心動揺計測装置の概観





図2 センサの配置位置

すなわち、踵骨隆起部、足根中足関節（リスフラン関節）の立方骨と中間楔状骨、第1中骨頭、第5中骨頭、内足弓中心、拇指接地面の7点とした。本研究で用いたセンサの配置は、静止立位時のCOPの計測と歩行中のCOPの移動を計測することを考慮して配置した。

開発した靴型重心動揺計測装置は、無線でPCに送信することで解析を行うため、利用者は靴を履くのみでほぼ無拘束な状態で実験が行える。

### 3. 靴型重心動揺計測装置の評価

開発した靴型重心動揺計測装置の精度を調べるために、従来より用いられる重心動揺プレートとの比較を行った。重心動揺プレートはMidi Captures社製のTwin99を用いた。サンプリング周波数は20 Hzとし計測を行った。靴型重心動揺計測装置の重心位置の抽出は、静止立位の場合、両足14点に荷重される圧力値の割合から算出した。

実験は、開発した靴型重心動揺計測装置を着用し、重心動揺プレートの上に乗った。10秒間の静止立位の後、足位置を動かさないよう注意しながら、前方へ傾斜するよう指示した。計測時間は50秒間とした。

図3、4に前後方向および左右方向の重心移動の結果を示す。図中、前方および右側がプラス、後方および左側がマイナスに表示することとした。図3、4の結果は見易さのため、初めの20秒のみ表示することとした。

図3、4より開発した靴型重心動揺計測装置と従来の重心動揺プレートの重心はほぼ同じタイミングで動作していることがわかる。しかし、前方に大きく傾いた際の移動範囲で、靴デバイスの方が小さく出力された。前後方向の最大値の比較では、靴型重心動揺計測装置が34%小さく出力され、静止立位時では、靴型重心動揺計測装置が87%大きく出力された。さらに、実験開始3秒付近において、重心動揺プレートでは見られない右後方への重心の動揺が観察された。図3と4を位相面表示したものが図5である。

図5は計測時間の50秒間をすべて表示した。結果より重心動揺プレートに比べて靴型重心動揺計測装置は前方への重心の移動で34%、左方向で54%、後方で33%、右方向で7%低く算出された。通常の静止立位での重心の移動範囲は約2cm程度であるため、精度を高める必要があると考えられる。

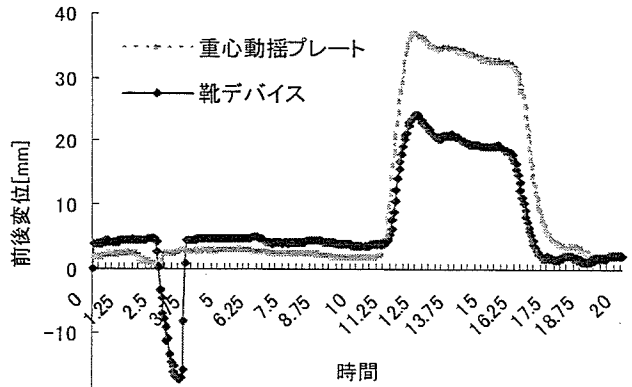


図3 前後方向の重心の移動

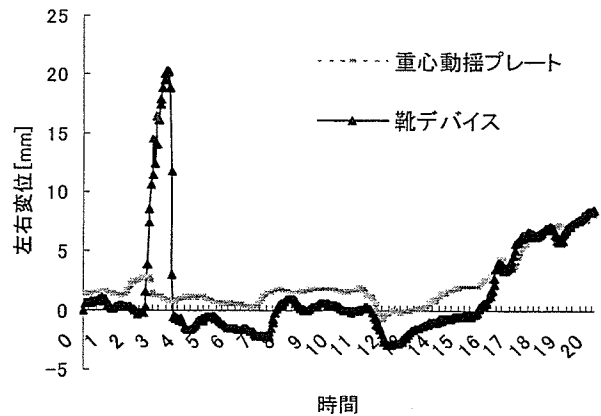


図4 左右方向の重心の移動

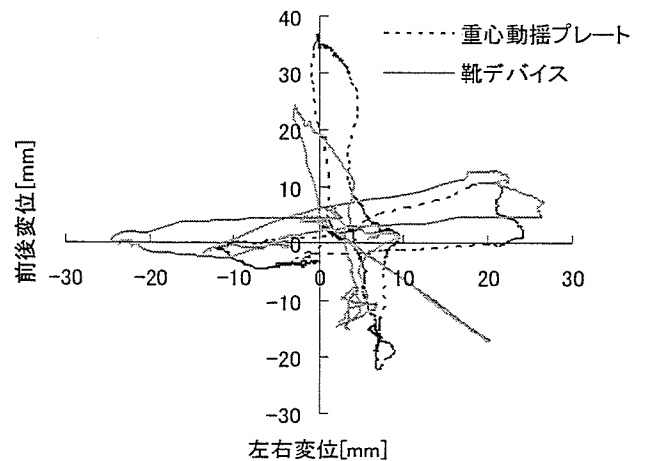


図5 開発した靴型重心動揺計測装置と重心動揺計測プレートの比較

謝辞 本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金 (C)17500481, 文部科学省科学研究費補助金 (若手研究B) 18700479, 厚生労働省科学研究費 (長寿科学総合研究事業) H18-長寿-若手-002, 平成18年度笹川科学研究助成, 平成18年度石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成にて行われた。

# SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能と転倒リスク評価

## Evaluation of Falling Risk and Ability of Postural Control on Elderly using SDA

○山下和彦<sup>1,4</sup>, 野本洋平<sup>2</sup>, 梅沢淳<sup>3</sup>, 高野千尋<sup>4</sup>, 太田裕治<sup>4</sup>, 井野秀一<sup>5</sup>, 伊福部達<sup>5</sup>, 小山裕徳<sup>2</sup>, 川澄正史<sup>2</sup>

Kazuhiko YAMASHITA<sup>1,4</sup>, Yohei NOMOTO<sup>2</sup>, Jun UMEZAWA<sup>3</sup>, Chihiro TAKANO<sup>3</sup>, Yuji OTA<sup>3</sup>,

Shuichi INO<sup>4</sup>, Toru IFUKUBE<sup>4</sup>, Hironori KOYAMA<sup>2</sup> and Masashi KAWASUMI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科, <sup>2</sup>東京電機大学 工学部 情報メディア学科,

<sup>3</sup>東京電機大学 工学部 情報通信工学科, <sup>4</sup>お茶の水女子大学大学院 人間文化研究科 人間環境科学専攻

<sup>5</sup>東京大学 先端科学技術研究センター

<sup>1</sup>Division of Health Care Inf., Tokyo Health Care Univ., <sup>2</sup>Dept. of Inf. Systems and Multimedia Design, Tokyo Denki Univ.,

<sup>3</sup>Dept. of Inf. and Comm. Engineering, Tokyo Denki Univ., <sup>4</sup>School of Human Environmental Science,

Graduate School of Humanities and Sciences, Ochanomizu univ., <sup>5</sup>Univ. of Tokyo, RCAST

### 1. はじめに

高齢者の転倒予防には、姿勢制御能の簡便な評価方法の開発が求められる。本研究では、高齢者の姿勢制御能を解析するために、重心動揺プレートを用いた姿勢制御能の計測・評価について、時間成分を考慮に入れた制御モデルを解析する Stabliogram-diffusion analysis 法 (SDA 法) [1, 2] を用いて検討することを目的とした。

### 2. 実験方法および解析手法

SDA 法は重心動揺計測から得られるランダム性を多く含んでいると考えられる COP の情報を、確率論的立場からランダムウォーク理論を用いて解析するものである。すなわち、時間間隔に対する COP の点とランダムに選ばれた点のペアの距離をプロットすることで、人間の姿勢制御能の制御機構を解析するものである。そこである 2 点間の距離を式 1 のように求め、式 2 より時間間隔による 2 点間の距離に関するパラメータを求めることとした。

$$\langle r^2 \rangle = \langle x^2 \rangle + \langle y^2 \rangle \quad \text{式 1}$$

$$\langle \Delta r^2 \rangle_{\Delta t} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta r_i)^2}{(N-m)} \quad \text{式 2}$$

対象者は健康高齢者 38 名 (男性 17 名, 女性 21 名), 平均年齢 78.1 ± 3.8 歳 (70 ~ 87 歳) である。すべての対象者は自立歩行可能で、心疾患、脳血管疾患等の既往歴がないことを確認した。実験は、重心動揺プレート上にはだして、足をほぼ平行にそろえて乗るよう指示し、開眼および閉眼両足立ちの静止立位姿勢をそれぞれ 1 回ずつ 30 秒間行い、計測中はできるだけ動かないよう指示した。

### 3. 実験結果および考察

Fig. 1 に SDA 法による開眼時の性別の解析結果を示す。Fig. 1 より、男性より女性の方が立ち上がりの傾き ( $D_{rs}$ ) が大きく、傾き角度が変化する臨界点までの時間間隔 (MCTI と FCTI) が長いことがわかった。Table 1 では、この傾きに着目し通常の COP の解析手法との相関を調べた。その結果、開眼よりも閉眼時の方が高い相関を示し、特に横方向よりも前後方向の相関が高いことが特徴として示唆された。

Table 2 では、臨界点までの時間間隔に着目し、従来の COP の解析手法との相関を調べた。その結果、Table 2 と同様に開眼よりも閉眼時の方が高い相関が得られた。

これらの結果から高齢者の姿勢制御能の特徴を抽出することを目的とする。

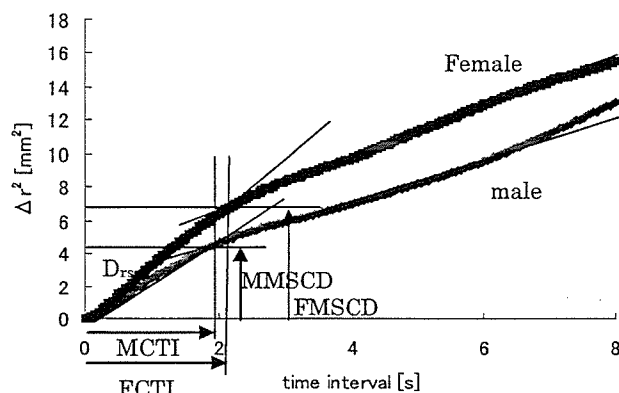


Fig. 1 Resultant planar stabliogram-diffusion plots when open eyes

Table 1 Correlation diffusion constant and any parameters

	length [mm]	area [mm <sup>2</sup> ]	Mean velocity of sideways [mm/s <sup>2</sup> ]	Mean velocity of fore-aft [mm/s <sup>2</sup> ]	range of sideways [mm]	range of fore-atf [mm]
open eyes	0.55	0.92	0.36	0.59	0.42	0.72
close eyes	0.93	0.87	0.88	0.93	0.63	0.79

All parameters except the velocity of sideways:  $p < 0.0001$ , the velocity of side ways:  $p < 0.02$

Table 2 Correlation mean squared critical displacement and any parameters

	length [mm]	area [mm <sup>2</sup> ]	Mean velocity of sideways [mm/s <sup>2</sup> ]	Mean velocity of fore-aft [mm/s <sup>2</sup> ]	range of sideways [mm]	range of fore-atf [mm]
open eyes	0.32	0.60	0.16	0.39	0.003	0.77
close eyes	0.59	0.79	0.64	0.53	0.76	0.70

Close eyes parameters:  $p < 0.001$ , when open eyes: the area and the range of fore-aft  $p < 0.001$ , the length and the mean velocity of fore-aft  $p < 0.05$ , the mean velocity and the range of sideways are not significant.

謝辞: 本研究の一部は厚生労働省科学研究費 長寿科学総合研究事業 (H18-長寿-若手-002), 文部科学省科学研究費若手(B) (課題番号 18700479), 文部科学省科学研究費補助金(C) (課題番号 17500481), 平成 18 年度笹川科学研究助成, 平成 18 年度石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成にて行われた。

参考文献:

1 Collins JJ, DeLuca CJ: "Open-loop and close-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories", *Exp Brain Res*, 95, pp.308-318(1992)

2 Collins JJ, DeLuca CJ: "Random walking during quiet standing", *Phys Rev Lett*, 73, pp.764-767(1994)

# 高齢者の転倒リスク推定のための身体機能計測

東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科 ○山下和彦

お茶の水女子大学大学院 人間文化研究科 人間環境科学専攻 高野千尋, 太田裕治

東京大学大学院 新領域創生科学研究科 杉本千佳, 江副亮介, 長井宏和, 佐々木健, 保坂寛

東京電機大学 工学部 情報メディア学科 川澄正史

東京大学 先端科学技術研究センター 井野秀一, 伊福部達

## Estimation of falling risk by measurement of physical function for the elderly

○Kazuhiko YAMASHITA<sup>1</sup>, Chihiro TAKANO<sup>2</sup>, Yuji OTA<sup>2</sup>, Chika SUGIMOTO<sup>3</sup>, Ryosuke EZOE<sup>3</sup>, Hirokazu NAGAI<sup>3</sup>, Ken SASAKI<sup>3</sup>, Hiroshi HOSAKA<sup>3</sup>, Masashi KAWASUMI<sup>4</sup>, Shuichi INO<sup>5</sup> and Toru IFUKUBE<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Health Care University, <sup>2</sup>Ochanomizu university, <sup>3</sup>University of Tokyo,

<sup>4</sup>Tokyo Denki University, <sup>5</sup>University of Tokyo

A simple method is desired that can evaluate the physical functions of the aged against fall. This paper proposes a toe-gap force measurement as an evaluation of the lower limb muscular power for this purpose. The measurement device was used to extract the higher risk of falling on aged. It is thus concluded that, the proposed device can be a practically useful method for evaluating quantitatively the lower limb muscular power of the aged against fall.

### 1. はじめに

高齢者の転倒予防が求められている。転倒は要介護要因の第3位に位置づけられており、介護費用や高齢者医療費の高騰の原因になるだけではなく、骨折の主要な原因であるため、高齢者のADLやQOLを著しく低下させる原因でもある。

転倒リスクの高い高齢者は、500万人以上存在すると予測され、早急な対策が望まれる。転倒予防のためには下肢筋力とバランス機能の評価・向上が重要である<sup>[1]</sup>。しかし、これらを定量的かつ簡便に計測・評価する手法は十分明らかではない。そこで本研究では、簡便に下肢筋力を計測・評価するための計測器を開発し、転倒リスクの高い高齢者のスクリーニングと下肢筋力を低下させる要因について評価を試みた。

### 2. 足指間圧力計測器の開発

Fig. 1 に下肢筋力を計測・評価するための足指間圧力計測器を示した。本計測器は、重さ3.2kg、サイズは415(縦)×200(横)×40(高さ)[mm]である。計測範囲は0~8[kgf]である。本計測器の利点として、①機械式の構造としたため電源の必要がない、②持ち運び可能でどこでも計測が可能、③計測値の表示がkgfで表されるため、わかりやすく、専門家が不要、④高齢者1名でも利用が可能であること、⑤計測手法を把持力ではなく、足指間圧力としたことで、下肢筋力の計測に誤差が含まれず、安定した計測が可能であるなどが挙げられる。

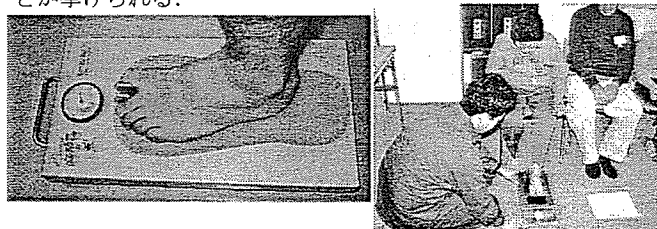


Fig.1 The device of toe-gap force measurement and how the device is used

Fig. 1 の計測風景で示したように、計測は座位にて行うため、身体機能が低下し、転倒リスクが高い虚弱高齢者でも利用が可能である。

### 3. 実験結果

#### 3.1 足指間圧力による高転倒リスク高齢者のスクリーニング

対象者は、361名(3~95歳、平均年齢65.1歳)である。この中には介護老人保健施設(老健施設)に住む23名の高転倒リスク高齢者(66~92歳、平均年齢79.5歳)が含まれる。

Fig. 2 には足指間圧力の加齢変化と転倒リスクの高い虚弱高齢者の結果を示した。Fig. 3 にはFig. 2の結果の平均と標準偏差を示した。

Fig. 2, 3の結果より、下肢筋力を表す足指間圧力は、男性、女性ともに若年、中年群と健常高齢群で有意に低いことがわかった。また、転倒リスクの高い虚弱高齢者は高齢者群よりも下肢筋力が低く、健常高齢者とは区別できることがわかった。

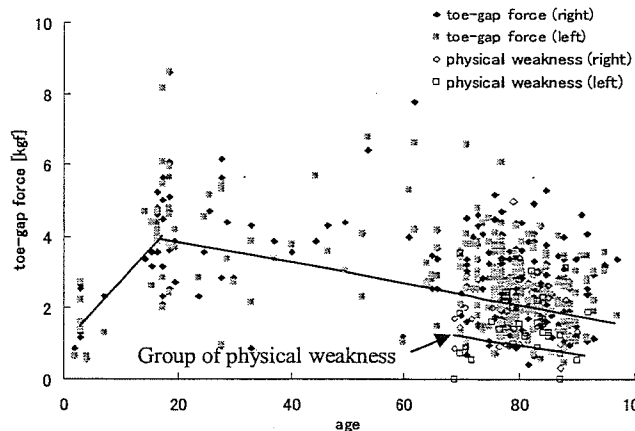


Fig.2 Aging change in the toe-gap force and screening of people with high falling risk (female)

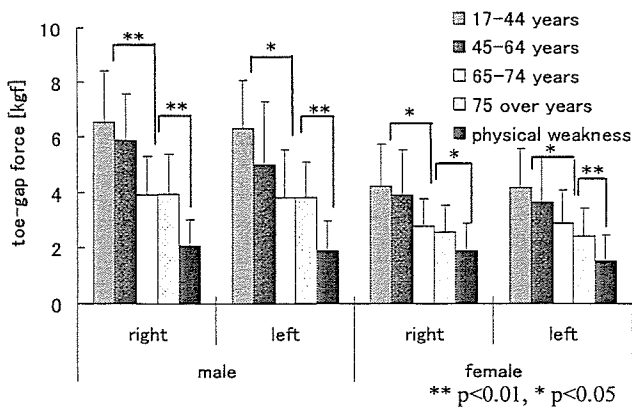


Fig.3 Average of toe-gap force of each age

Table 1 Relationship between toe-gap force and walking ability

toe-gap force [N]		under 75 years	75 years and over	average	correlation
		right	31.1±11.5		
	left	31.8±12.4	25.2±10.4	26.5±11.1	
10m walking time [s]	normal speed	8.77±1.67	10.91±3.02	10.49±2.93	-, -**
	maximum speed	6.57±1.50	7.89±1.95	7.62±1.93	-**, -**

\* p<0.05, \*\* p<0.01

### 3.2 足指間圧力と歩行能の関係

高齢者の転倒発生率と歩行能には相関があると報告されている<sup>[2]</sup>。そこで、健常高齢者における転倒リスクを推定するために、歩行速度と足指間圧力の相関を調べた。対象者は153名(69~95歳、平均年齢79.6歳)で、すべて自立歩行可能な人を対象とした。

結果をTable 1に示す。すべての対象者の足指間圧力と歩行速度を比較した結果、逆相関が認められた。すなわち、歩行速度が遅い人は足指間圧力が低いことが推定される。

転倒の発生要因で最も割合が高いのは、つま先のひっかかりである。つま先のひっかかりの原因は大きく分けて2つあり、歩行層の遊脚期においてつま先が下がることと、膝が上がっていないことが挙げられる。つま先の下がりには例えば、前頸骨筋の機能低下が考えられる。膝が上がらない現象は歩行層最終期の蹴りだしが弱いことが考えられる。

足指間圧力は下肢筋力を表すため、これらひっかかりの原因を評価していると考えられる。以上の理由から、足指間圧力が低い対象者は歩行速度が遅い関係が見出される。

### 3.3 足部異常者の足指間圧力

高齢者の6割以上において、足部や爪に異常を持っていると報告されている<sup>[3]</sup>。Fig.4のように足爪に形態異常、肥厚、巻き爪、足指の変形などを持っている高齢者は数多く存在する。また、立位時や歩行時に足指が地面に接地しない前足部機能不全の高齢者は8割以上にのぼると報告されている。そこで、足部や足指・爪に異常を持つ高齢者の足指間圧力を調べた。対象者は82名(72~95歳、平均年齢81歳)の高齢者

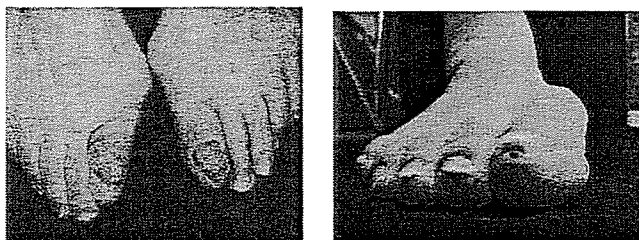


Fig. 4 Example of abnormal nail on the elderly

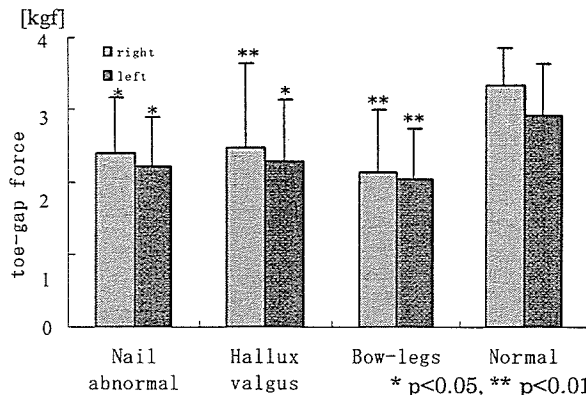


Fig.5 Results of toe-gap force of nail and foot abnormal and normal

である。すべての対象者は自立歩行が可能であり、脳血管疾患、糖尿病の経験がないことを確認した。

その結果、足爪異常群は15名、外反母趾・内反小指群は26名、0脚群は25名、健常群は35名であった(重複あり)。Fig.5に足部や足指部の異常群別の足指間圧力の結果を示した。結果より、健常群に比べすべての異常群では約3割足指間圧力が低下していることがわかった。

### 4. 考察および結論

本研究では、高齢者の下肢筋力を計測・評価するための足指間圧力計測器を開発し、実用性を調べるために、転倒リスクの高い高齢者のスクリーニング、歩行能との比較を行った。さらに、転倒リスクを高めると予測される足部機能不全高齢者に対し、足指間圧力を調べた。

結果より、身体機能が低下し、転倒リスクが高い虚弱高齢者は健常高齢者よりも有意に足指間圧力が低下していることがわかった。さらに、足指間圧力が小さいと歩行能が低下していることが示唆され、足指間圧力が小さいと引っかかり等の転倒を誘発する可能性が見出された。そして、足指や爪の異常などの前足部機能不全高齢者は足指間圧力が小さいことが明らかになった。

以上の結果より、足指間圧力を用いることで、一般の健常高齢者や介護保険には非該当だがまもなく認定されると予測される特定高齢者の転倒リスクを下肢筋力の観点から簡便にスクリーニングできる可能性が示唆された。

謝辞: 本研究の一部は厚生労働省科学研究費 長寿科学総合研究事業 (H18-長寿-若手-002)、文部科学省科学研究費若手(B) (課題番号 18700479)、文部科学省科学研究費補助金(C) (課題番号 17500481)、平成18年度笹川科学研究助成、平成18年度石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成にて行われた。

### 参考文献:

- [1] Province MA, Hadley EC et al: The effects of exercise on falls in elderly patients a preplanned meta-analysis of the FICSIT trials, JAMA, 273, pp. 1341-1347(1995)
- [2] Lord SR, Mclean D, Stahers G: Physiological factors associated with injurious falls in older people living in the community, Gerontol, 38, pp. 338-346(1992)
- [3] フットケアのあり方に関する調査研究報告書, 地域保健研究会 (2002)