

別紙1

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～19年度 総合研究報告書

主任研究者 山下 和彦

目 次

I. 総合研究報告		
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	-----	1
山下 和彦		
II. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	12
III. 研究成果の刊行物・別刷	-----	13

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。高齢者の転倒骨折の原因であるだけでなく、高齢者医療費や介護保険費用を高騰させる要因である。さらに高齢者のQOL, ADLを著しく低下させ、日本の活力を低下させる主要な要因である。転倒予防には歩行機能とバランス機能を評価し、向上させることが重要である。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、歩行機能の計測機器と評価指標の開発を行った。その結果、無拘束に日常生活中で、歩行機能を安定に計測可能なインソール型重心動揺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、有効性と精度が確認された。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、特定高齢者への介入実験を行い、歩行機能、バランス機能の定量的評価手法を確立させた。さらに、転倒リスク評価指標を構築し、確からしい結果が確認された。

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が身体機能向上のためのプログラムを実施している。

その中でも高齢者の転倒は要介護要因の第3位に位置づけられ早急な対策が求められ、介護予防の柱の1つとなっている。例えば、転倒による大腿骨頸部骨折者は年間10万人以上に発生しこれに関わる医療・介護費は約6000億円と推定される。20年後には、大腿骨頸部骨折者が現在の2~4倍に増加するという推定結果もあり、転倒予防について早急に議論し、明確な解決方法を提案しなければ大きな社会問題に発展する可能性がある。

高齢者の転倒予防について、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、転倒リスクの高い高齢者を効率よくスクリーニングすることが重要である。しかし、厚生労働省の介護予防継続の評価分析等検討会では、身体機能の低下からまもなく要介

護認定を受けると予測される高齢者（以下、特定高齢者）は高齢者全体の5%に相当すると予測しているが、2006年11月の時点で、65歳以上人口比で0.44%しか抽出できなかったと報告した。これはアンケートなどによる主観評価等のみでは、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。

すなわち、特定高齢者の約130万人、介護保険の要支援1,2、要介護1レベルの軽度要介護高齢者のうちの転倒リスクが高い約200万人はまだ見出されずにいることになる。

特定高齢者や転倒リスクの高い高齢者を多くの中から効率よくスクリーニングするには、定量的指標と簡便な計測機器の開発が望まれる。高齢者の転倒は様々関係するが、身体機能の観点からは、下肢筋力やバランス機能、歩行機能の低下が原因の1つであると報告されている。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。

以上の背景に基づき、本研究では歩行機能に着目し、簡便かつ定量的な計測機器の開発を目的とした。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、歩行やバランス機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。

また本研究では、開発した計測機器を用い、定量的転倒リスク指標の基礎を構築することを試みた。

B. 研究方法

本研究は2年間で以下の点について実験を行った。

[H18年度]

- ① 動的（歩行）バランス機能を簡便かつ自然な状態（日常状態）で計測・評価できるデバイスの開発
- ② 要介護高齢者を対象とした小規模フィールドテストの実施により、日常生活に近い環境下で歩行・バランス機能を計測・評価

[H19年度]

- ③ 計測データに基づいた転倒リスクの高い高齢者の特徴抽出を行なった。
- ④ 健常高齢者、特定高齢者を対象とした歩行機能評価を行った。
- ⑤ 特定高齢者の歩行機能改善のための介入実験を行った。

以上の項目から、機器開発、データに基づいた定量的転倒リスク指標の基礎的構築とその

検証、開発した計測機器を用いた介入実験の評価を行った。

具体的な実験方法は次の通りである。

- ①市販の靴とインソールにより圧力センサ、無線器等を設置、調整することによりインソール型重心動揺計測装置を自作により開発した。また、本計測器により得られるデータを受信、解析するソフトウェアについても自作した。

インソール上のセンサ位置の決定は解剖学および歩行力学等を考慮するとともに、高齢者の足部の変形にまで視野に入れて理論的、実験的に考察した。

- ②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 ± 2.9 歳）であった。対象者は要介護1～3に位置づけられている。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。

また、結果には示さないが、デイサービスセンターから自宅までの道のりについて、歩行計測し、日常生活中での計測の可能性を明らかにできたとともに、日常生活中の歩行機能の特徴を解析できた。

- ③①②の結果から要介護高齢者と健常若年者の歩行能のCOPを比較検討することで転倒リスク推定に重要と考えられる要点について解析した。

- ④健常高齢者12名、特定高齢者13名を対象に本計測機器を用いて歩行機能計測・評価を行った。本実験は、東京医療保健大学倫理委員会の承認を得て行った。また実験に際しては、事前に実験の主旨を説明し、十分な同意が得られた後に計測を開始した。特定高齢者の選定は、埼玉県和光市の自治体により選ばれたものである。

対象者には、7m区間を歩行させ、その間の歩行のCOPについて解析を加えた。

- ⑤特定高齢者を対象とした転倒予防のための小規模介入実験の対象者は、特定高齢者21

名であった。介入は3ヶ月間とし、足部のケアおよび足部の機能向上のための運動、歩行指導を行った。

全体的な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と考える。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

結果について以下に項目別に述べる。

① 動的な歩行・バランス機能を簡便かつ定量的に計測・評価するためのデバイス開発（インソール型重心動揺計の開発）

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。

図1に開発したインソール型重心動揺計測装置を示す。本計測機器は、インソール上に外部からの押し付け力により電気抵抗値が変化する感圧導電ゴムによる7つの圧力センサ（16×11×0.8mm）を配置することで構成される。

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、高齢者の立位姿勢中の足圧分布計測の結果から、図2（右）に示すように、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本研究より明らかにした。

また、図2（左）のように足圧分布が通常と異なり、扁平足やハイアーチなどの足部の変形も多数存在することがわかった。その理由には様々考えられるが、足部の骨格の個人差や経時的な変形が考えられる。これら基礎的実験を踏まえ、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いう結論に至った。



図1 無線型足圧計測器の概観

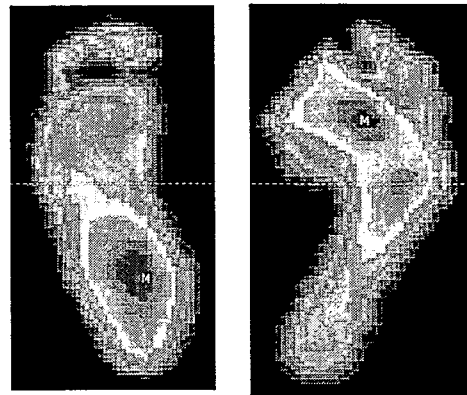


図2 足圧分布の特徴的な荷重点の一例

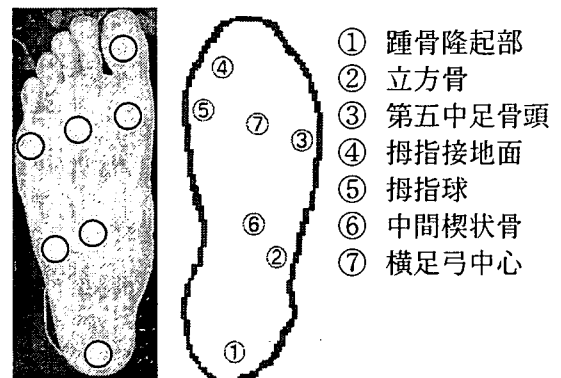


図3 解剖学的側面によるセンサの配置位置

- ① 踵骨隆起部
- ② 立方骨
- ③ 第五中足骨頭
- ④ 拇指接地面
- ⑤ 拇指球
- ⑥ 中間楔状骨
- ⑦ 横足弓中心

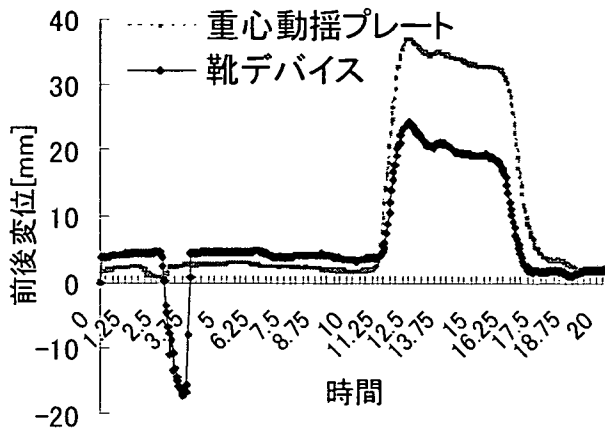


図4 静止立位時の前後方向のCOPの解析結果

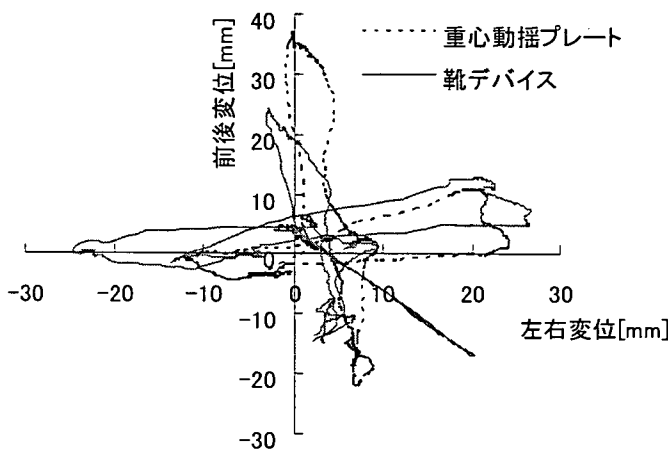


図5 静止立位時の前後左右の加重動作によるCOPの計測結果の一例

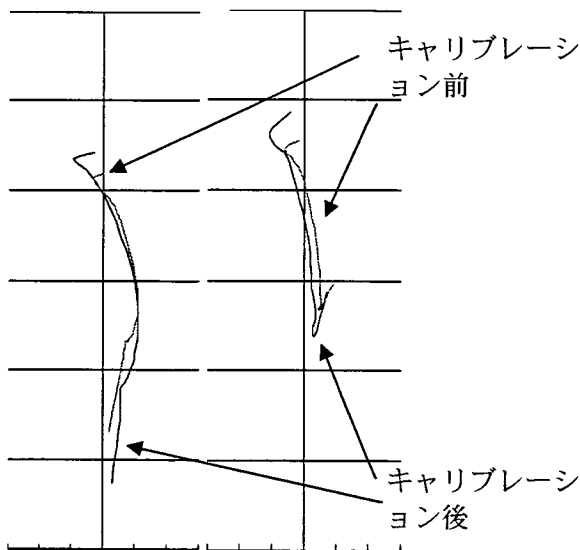


図6 キャリブレーションによる歩行中のCOP軌跡の検証 (左: 若年者, 右: 高齢者)

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を決定した。すなわち、使用周波数は2.4GHzとした。

図3に示すようにセンサ位置には、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。

本計測装置の精度を確認し、キャリブレーションを行うためには、従来の据え置き型重心動揺計との同時計測を行う必要がある。そこで、図4, 5に開発したインソール型重心動揺装置と据え置き型重心動揺計のCOPの結果を示した。

図4, 5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4の縦軸はプラスが前方へのCOPの移動を意味し、図5の縦軸横軸はプラス方向が前方、右方向とした。

その結果、重心動揺プレートに比べてインソール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。つまり図4, 5の結果から、前後方向のインソール型デバイスの出力が小さいことがわかった、その原因を解析した結果、各センサ出力のばらつきが原因であることがわかった。

そこで、すべてのセンサの特性を調べ、圧出力特性のカーブをキャリブレーション値として設定することで、据え置き型重心動揺計と数%以内の精度を得ることができた。

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6に示す。キャリブレーション前はキャリブレーション後に比べて、踵接地と蹴り出しの位置が短縮されていることがわかる。踵接地および蹴り出し位置は転倒リスク評価に重要であると考えられることから、キャリブレーションが正しく行われることで、正確な転倒リスクおよび歩行機能の評価が行われることがわかった。

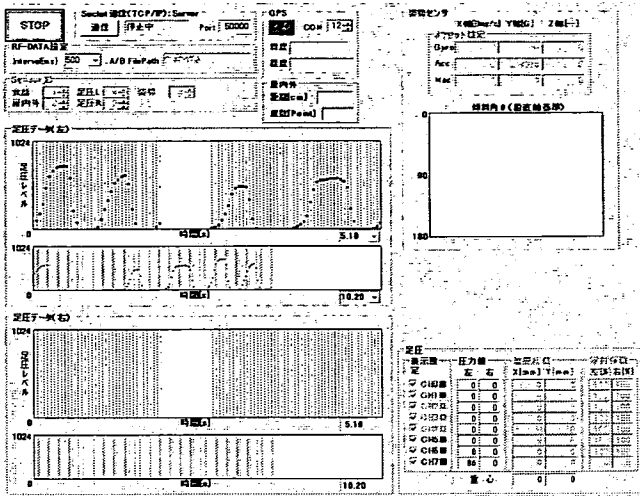


図7 解析用ソフトウェアの画面の一例

解析用ソフトウェアの画面の一例を図7に示す。解析用ソフトウェア等は自作している。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。図中には、各センサ出力が色別に表示されるようにし、各センサの活動の様子がわかるように工夫した。

以上より、本計測器が有効に利用できることを確認した。

② 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。

図8に、要介護1の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8より、COP軌跡は踵から左足で3cm、右足で5cmの位置から始まることが分かる。これには、様々な原因が考えられるが、理由の1つとして、対象者の歩行時の姿勢が円背による前傾姿勢が考えられ、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。

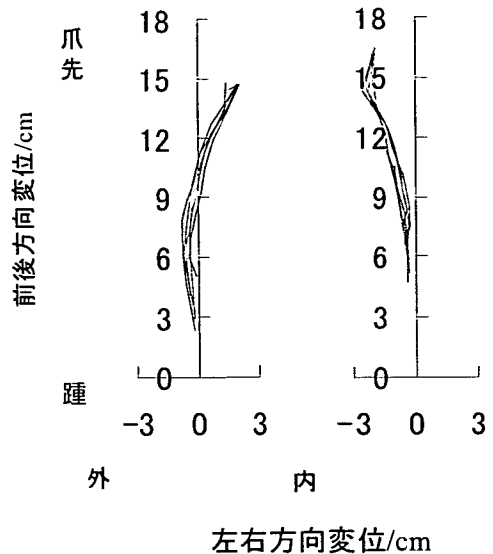


図8 高齢者の自由歩行中のCOPの軌跡の一例 (左図：左足、右図：右足)

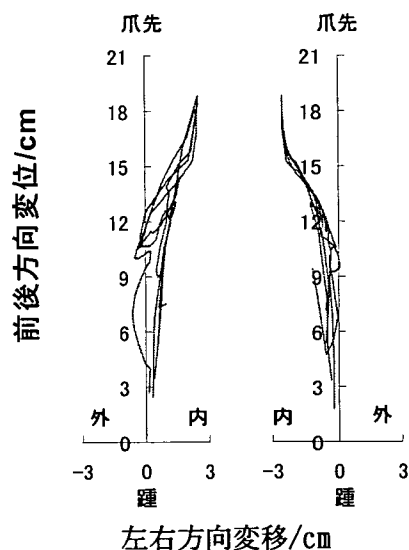


図9 高齢者の自由歩行中のCOPの軌跡のばらつきが多い一例

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9に示した結果と、図8の結果についてCOPの軌跡を比べると、図9の高齢者は図8の高齢者よりも踵から着地しているが、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、今回計測した高齢者の中には、歩行ごとのばらつきが大きい高齢者や中足部付近のCOPにふらつきが大きい高齢者が認められた。

円背によるすり足は高齢者の歩行の特徴と

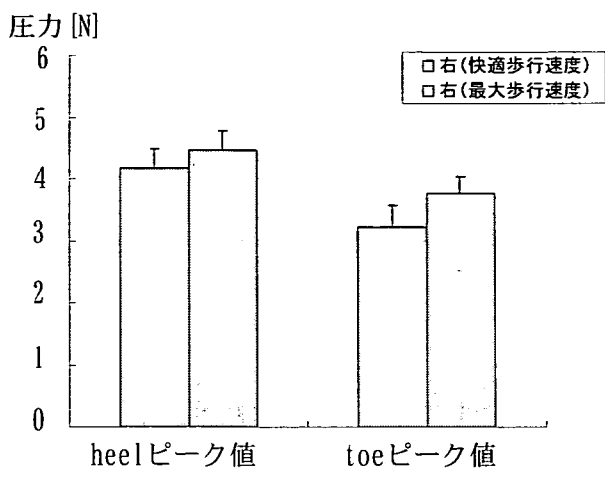


図10 要介護高齢者の各歩行相の圧力値

して挙げられるが、転倒予防に重要なのは、すり足だけではなく、歩行相最終期の蹴り出しの力にある。図10に示すように、踵接地時、およびつま先の蹴り出しの圧力値を調べることが重要となる。よって、本計測器の利用により、すり足であることが定量的にわかるとともに、軌跡の位置、踵接地、蹴り出しの圧力値が計測でき、観察による歩行機能に定量的転倒リスク評価の着眼点を加えることが可能となったと考える。

③ 計測データに基づいた高転倒リスク者の特徴抽出

図11は要介護1, 3, 若年者の歩行のCOPの一例について示したものである。結果は、7歩分の歩行中の重心軌跡を同一面上に描いたものである。

図11 (a)は要介護1の高齢者の結果、(b)は要介護3の結果、(c)は比較のために若年者の結果を示した。結果より、若年者は踵から接地し、つま先から離床しているのがわかる。それに対し、(a)、(b)ともに中足部から接地し、すり足状態になっていることがわかる。また、要介護3の対象者は各歩行のばらつきが大きく、不安定な歩行であることがわかった。

①, ②, および図11の結果より、転倒リスクが高い高齢者の特徴的な形態として、以下の点が挙げられることがわかった。

- ・ 後足部の踵接地位置が前方であること
- ・ 中足部において歩行ごとのばらつきが大きいこと

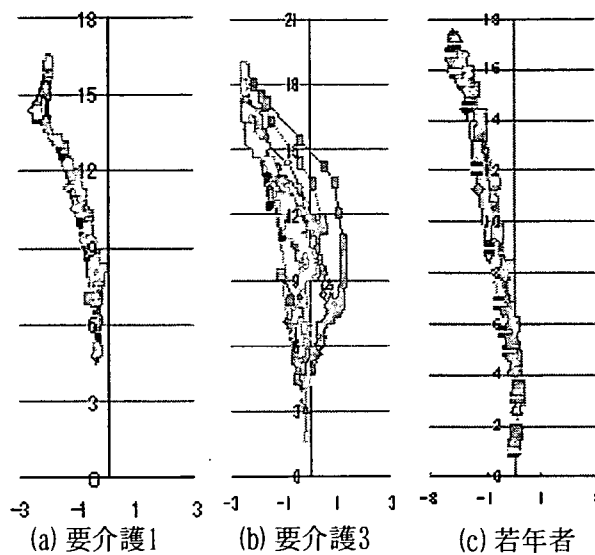


図11 要介護高齢者と若年者の歩行機能の比較

- ・ 中足部において軌跡がとどまる時間が長いこと
- ・ 前足部から軌跡が抜ける位置が不安定であること
- ・ 踵接地時およびつま先離床時の圧力値が低いこと

この結果に基づいて転倒リスク指標の構築を進めている

④ 健常高齢者、特定高齢者を対象とした歩行機能評価

図12は、特定高齢者2名の5歩分の歩行の結果を同一面上に描いたものである。

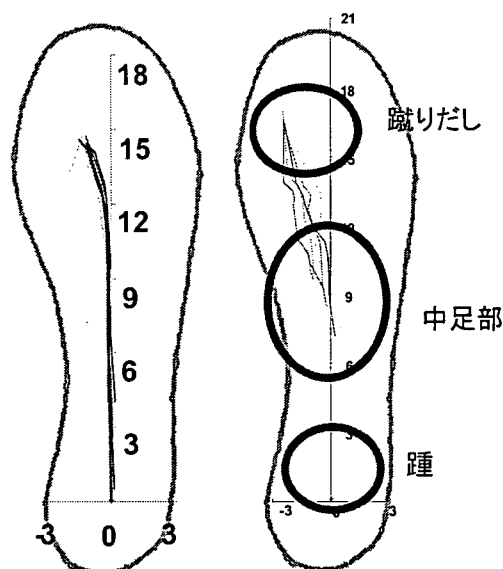


図12 特定高齢者2名の歩行機能評価

図12より、2名とも特定高齢者と分類されているが、歩行機能については、左側は歩行中の重心の軌跡が、踵から接地し、蹴り出しまで行われており、さらに5歩とも安定して行われているのに対し、右側は中足部から接地し、中足部のばらつきが大きく、蹴り出されているのがわかる。したがって、一概に特定高齢者といっても、歩行機能は様々であることが結果から示唆された。すなわち、特定高齢者を要介護状態にさせないためには、全員に同じような介入を行うのではなく、対象者の身体機能に整合した介入方法を定量的評価から明かにし、それに基づいて実施することが必要であると考えられる。

⑤ 特定高齢者の歩行機能改善のための介入実験

特定高齢者を対象とした転倒予防のための小規模介入実験を行った。

図13に介入前と介入3ヶ月後の2名の歩行機能の変化の一例について示した。どの結果も5歩分の歩行の重心軌跡を同一面上に記載したものである。結果より、2名の対象者とも、介入により安定した歩行ができていることが推定された。すなわち、踵から中足部への重心の移動のばらつき、中足部における軌跡のばらつきがいずれも小さくなり、中足部での重心の通る位置も安定しつつあることが示唆された。また、蹴り出し位置もつま先から安定して行われていることが確認された。

すなわち、介入により3ヶ月間で歩行機能が安定して行われており、転倒リスクが低減した可能性が示唆された。このことは、対象者の転倒リスク評価だけではなく、介入事業の定量的なアウトプット評価につながり、新しい転倒予防のエビデンス構築に役立つと考えられる。

D. 結論

高齢者の転倒を予防し効果的な介入を行うには、定量的計測機器を開発しそれに基づいた介入方法を検討することが重要である。転倒予防が必要に迫られている対象者には、健常高齢者の中の高転倒リスク者、特定高齢者、軽度要介護高齢者が挙げられる。したがって、多くの高齢者の中から、効率よく高転倒リスク者をスクリーニングするためのポピュレーションアプローチが重要であり、そのスクリーニングされた結果に基づいたハイリスクアプローチがすべての対象者に求められる。すなわち、簡便かつ定量的に計測・評価が可能な機器を開発する必要があることから、本研究では、2年間でインソール型重心動揺計測器を開発し、定量的転倒リスク指標構築のための基礎的データの抽出を行った。合わせて、開発した計測機器の実用性評価のために、小規模介入実験を行い、有効性を確認することを行った。

以上、2年間で行った研究結果より、次のことが明らかになった。

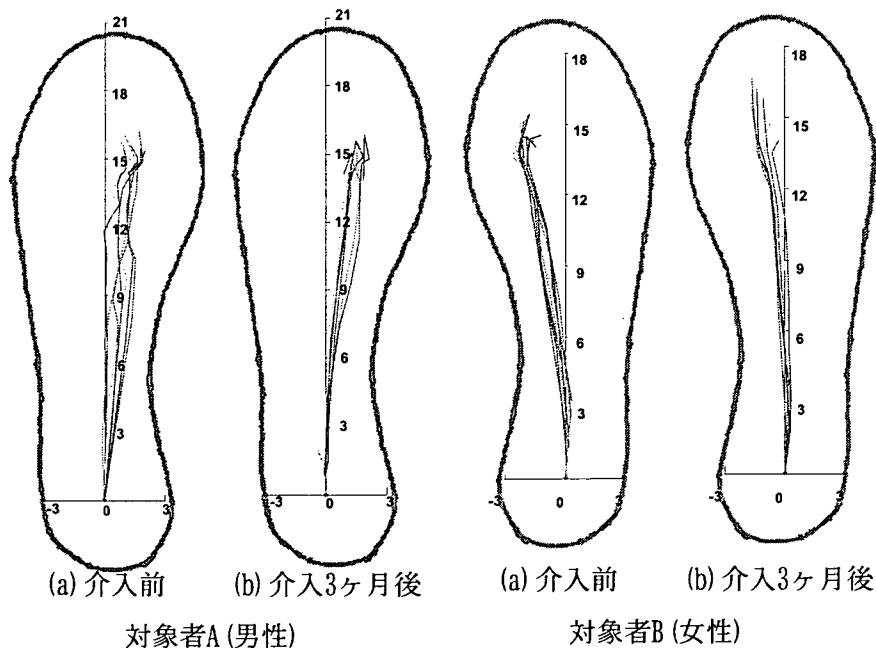


図13 3ヶ月間の介入による歩行機能評価

- ・ インソール型重心動揺計測装置を開発し、従来の据え置き型重心動揺計に近い精度の計測が実現可能となった。
- ・ 要介護高齢者、特定高齢者、健常高齢者、および若年者を対象とした計測から、転倒リスク評価に重要と考えられるパラメータの抽出を行った。本パラメータによる転倒リスク評価指標を構築中である。
- ・ 特定高齢者を対象とした転倒予防の小規模介入実験において、開発した計測機器を用いた歩行機能評価を行ったところ、対象者の歩行機能が安定して行われていることが明らかになり、簡便かつ安価に定量的評価が可能であることがわかった。
- ・ 開発した計測装置は、持ち運びが可能であり、無拘束に計測が行えるため日常の環境下での計測・評価が可能であり、日常生活に即した転倒リスク評価が可能であることが明らかになった。

今後は、さらに実験を進め、対象者の歩行機能を分類し、現場ですぐに活用できる定量的転倒リスク指標を構築することが求められる。また、センサの経時変化等の実用性評価と開発が一部残されていることから、継続的に研究を進めることが必要である。

本研究は、H18年には計測自動制御学会システムインテグレーション部門より優秀講演賞、H19年には計測自動制御学会システム情報部門より学会奨励賞を受賞し、学会内でも認められ、推進が期待されている。

E. 研究発表

(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)
- ・ 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，9，109-116，2007
- ・ 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，45，121-128，2007
- ・ 山下和彦，井野秀一，伊福部達他：SDA法による高齢者と若年者の姿勢制御能の評価，東京医療保健大学紀要，2，43-51，2007
- ・ 山下和彦，井野秀一，川澄正史，伊福部達：下肢筋力の観点からみた転倒リスクの定量的評価に関する研究，健康医科学，133-143，2008

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。

別紙 4

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の 編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
山下和彦, 小山裕徳, 川澄正史 他	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	ヒューマンインター フェイス学会論 文誌	9	109-116	2007
山下和彦, 太田裕治, 井野秀一, 伊福部達, 川澄正史他	SDA法を用いた高齢者の姿勢 制御能の評価	生体医工学	45	121-128	2007
山下和彦, 井野秀一, 伊福部達 他	SDA法による高齢者と若年者 の姿勢制御能の評価	東京医療保健大学 紀要	2	43-51	2007
山下和彦, 井野秀一, 川澄正史, 伊福部達	下肢筋力の観点からみた転倒 リスクの定量的評価に関する 研究	健康医科学		133-143	2008

SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能の評価

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

生体医工学 Vol. 45 No. 1 別冊(2007)

日本生体医工学会

SDA 法を用いた高齢者の姿勢制御能の評価

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^{**}

Evaluation of Postural Control on the Elderly using Stabilogram Diffusion Analysis

Kazuhiko YAMASHITA,^{*,****} Yohei NOMOTO,^{**} Jun UMEZAWA,^{**} Chihiro TAKANO,^{***} Yuji OTA,^{***}
Shuichi INO,^{****} Toru IFUKUBE,^{****} Hironori KOYAMA,^{**} Masashi KAWASUMI^{**}

Abstract The aim of this study was to evaluate the postural control ability using stabilogram-diffusion analysis (SDA). Any parameters of SDA were compared with several parameters of body sway derived from recordings of the center of pressure (COP) with the aid of a static force platform. The subjects were 38 elderly healthy volunteers. They quietly stood on a static force platform with open and closing eyes. As the results, there was a significant correlation between the diffusion constant derived from the parameters of SDA and the parameters of COP with eyes open and closed. The correlation was found to be greater in the closing eye condition than that in the open eye condition. The correlations between diffusion coefficients and the range and mean of anterior-posterior velocity were greater than the correlations between the diffusion coefficients and the range and mean of the lateral velocity. Thus, the muscle of the tibialis anterior and the planter muscles was suggested.

Keywords: 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[1-3]。しかし、これらを定量的かつ簡便に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[4, 5]。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[6]、姿勢制御能を評価することによる転倒リスク推定のためには様々なアプローチが必要だと考えられる。

姿勢制御能の一部を計測、評価する手法として、重心動揺計や床反力計、3次元動作解析装置などを用いた重心動揺計測や床反力計測が挙げられる。またはビデオカメラや磁気的な装置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も提案されている[7, 8]。

しかし床反力計測は詳細なデータが得られる一方、大規模な実験環境と高価な計測システムが必要であり、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。それに比べて重心動揺計を用いた計測手法は比較的簡便であるため、多くの研究報告が存在する。

重心動揺計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[9-11]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が主に反映されるため、時間的に変化するようなダイナミックな特性には言及していない。そのため、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[12]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[13, 14]。

従来の重心動揺計測では、例えば、重心の総軌跡長、面

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)
2006 年 7 月 2 日受付, 2006 年 12 月 4 日改訂, 2007 年 2 月
1 日再改訂

Received July 2, 2006; revised December 4, 2006. February 1, 2007.

* 東京医療保健大学医療保健学部医療情報学科
Department of Health Care, Division of Health Care Information, Tokyo Health Care University

** 東京電機大学工学部情報メディア学科
Faculty of Engineering, Department of Information Systems and Multimedia Design, Tokyo Denki University

*** 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
School of Human Environmental Science, Graduate School of Humanities and Sciences, Ochanomizu University

**** 東京大学先端科学技術研究センター
Research Center for Advanced Science and Technology, University of Tokyo

積, 前後左右の最大範囲, その分散が大きければ姿勢制御能が低いと評価され, 実際に加齢により足圧中心 (Center of pressure: COP) の総軌跡長や面積が大きくなることが報告されている [15-17]. これは, 支持基底面の安定中心点付近で COP が制御されていれば, 姿勢制御能が高いと推察されることによると考えられる. しかし一方で, COP の移動速度は加齢に無関係であるという報告 [18] や COP の動揺面積と加齢変化は相関があるが総軌跡長には影響しないという報告 [19] など異なった報告も多い. この原因としてどのような制御則で COP 軌跡が発生するのか, なぜ重心動揺の軌跡長や面積が大きいと姿勢制御能が低下していると考えられるかをシステマティックに検証していないためであり, 高齢者の転倒リスクについて評価を加えるにはまだ十分な水準にはないと考えられる [14].

姿勢制御はダイナミックに行われるため, COP の解析結果を十分理解し, 姿勢制御のメカニズムにまで言及するためには, 重心動揺の時間的パラメータにも注目する必要があると考えられる.

そこで本研究では, 重心動揺計を用いた姿勢制御能の評価について, 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 [20-22] された Stabilogram-diffusion analysis 法 (SDA 法) を用いて検討することとした. 本論文では, 高齢者を対象として重心動揺計測を実施し, まず, SDA 法の解析結果と従来から用いられている重心動揺軌跡長などのパラメータの比較を行った. この結果から, SDA 法で得られるパラメータが総軌跡長などの従来から用いられるパラメータをどの程度反映するかを調べる. さらにその結果より, SDA 法を用いた姿勢制御の方法についての考察を加えることとした.

本論文では, 対象者として高齢者のみに絞って解析を行った. 若年者の姿勢制御の戦略は多様であり, 多くの補間システムを利用していると推察できる. 高齢者では, 若年者よりも視覚, 聴覚, 触覚などの感覚器, 筋力や柔軟性などの身体的機能が一般的に低下していると考えられるため, 利用できる戦略が少なく, COP の動きが直接姿勢制御能に関係すると考えた. そこで, 本論文では若年者との比較は行わず, 高齢者のみに限定して, 議論を進めることとした.

2. S D A 法

図 1 に重心動揺計測から得られた COP の結果の一例を示す. 静止立位時の COP の移動は支持基底面の中に維持することで, 姿勢の安定性が保持され, その結果が図 1 のように記録される.

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 の結果を確率論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 [20-22].

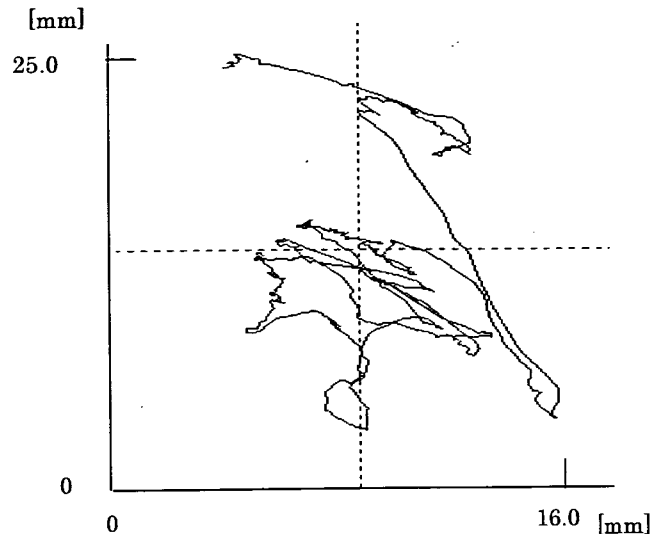


図 1 重心動揺計測による COP の一例
Fig. 1 Example of COP displacement.

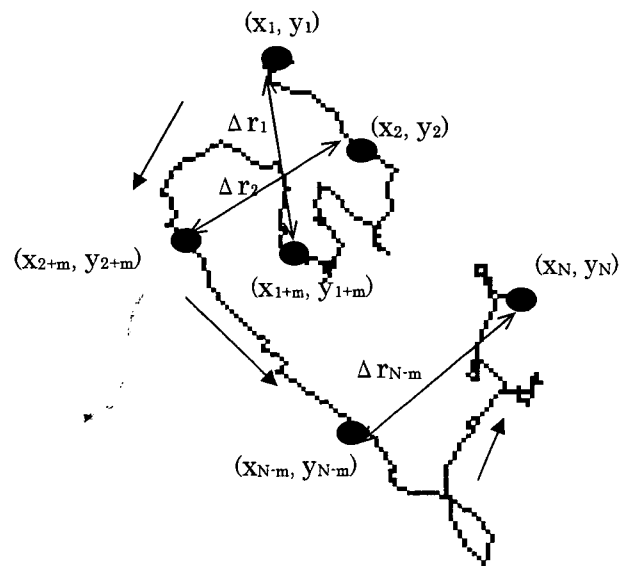


図 2 SDA 法による $(\Delta r_{\Delta t})^2$ の計算方法の一例
Fig. 2 Diagram showing the method for calculating mean square planar displacement $(\Delta r_{\Delta t})^2$.

図 2 に計算方法の概念図を示す. 図 2 に示すように, 時刻 i に

$$(\Delta r_{m(i)})^2 = (x_i - x_{i+m})^2 + (y_i - y_{i+m})^2 \quad \text{式(1)}$$

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

における m 時点離れた 2 点間の距離 $\Delta r_{m(i)}$ を式 (1) のように定義した. さらに, 式 (2) により時間間隔 $\Delta t (= T_m, T$ はサンプリング間隔) の 2 点間の平均距離 $(\Delta r)_{\Delta t}$ を求めた.

ここで, N は全データ数, m は時間間隔 Δt に相当するデータの区間を意味する. したがって, 式 (2) は $\Delta r_{m(i)}$ から $\Delta r_{m(N-m)}$ まで m データ区間で移動平均した結果が $(\Delta r_{\Delta t})^2$

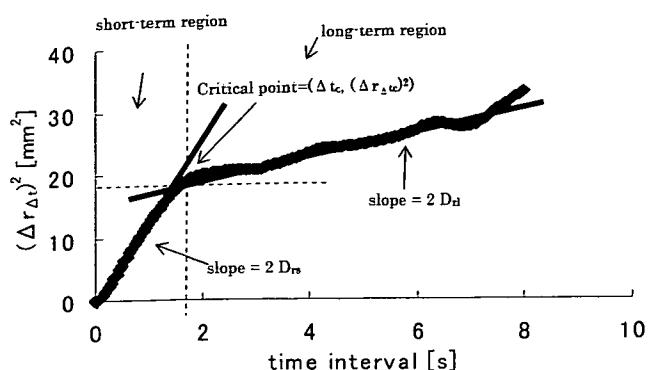


図3 SDA法によるCOP解析の一例

Fig. 3 Example of the COP analysis using SDA method.

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 ± 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。

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20 Hz, 計測時間は30秒とした。重心動揺計の上には, はだしで足をほぼ平行にそろえる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での計測をそれぞれ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。

実験に対する留意点として, 重心動揺計の上に足をどのように置くかが, 結果の安定性に影響を与える因子の1つであると考えられる。すなわち, 両足間の距離が実験結果に影響すると予測される。先行研究において, Collinsら[20]は, 両足の踵の間隔を3 cm, 外反角度を 10° と設定し, Raymakersら[13]は両足の間隔を4 cm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, 対象者は後期高齢者が中心であり, 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8 cm以内の楽な姿勢とし, 両足はできるだけ平行にそろえるよう指示した。開眼両足立ちによる静止立位姿勢の場合には, 視線は正面を注視するよう指示し, 実験中の両手は体側に保持するよう指示した。この姿勢は日常生活中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, SDA法によって得られた結果と従来用いられている重心動揺計測のパラメータの比較を行った。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(range of anterior-posterior)および平均移動速度(average speed of anterior-posterior), 左右方向の最大距離(range of lateral)および平均移動速度(average speed of lateral)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} , 開ループシステムと閉ループシステムの境界点(critical point)までの時間間隔CTIと距離のパラメータMSCDとした。その後, SDA法により推測される開ループシステムの確率論的活動度の考え方を利用して, 姿勢制御システムの推定を行うこととした。

として得られることになる。

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 Δt , すなわち2つのペアの時間間隔(time interval)とし, 縦軸は式(2)より算出された $(\Delta r_{\Delta t})^2$ とした。この結果をプロットすると図3のように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, その交点を境界点と定義した。この境界点までの時間をCritical time interval (CTI), 境界点までの距離の2乗 $(\Delta r_{\Delta t_c})^2$ をMean square critical displacement (MSCD)と定義した。

Collinsらによるとランダムウォークモデルを用いたSDA法の解析手法の特徴から, 境界点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(closed loop system)による制御がなされていると報告している[20]。ここで言う開ループシステムとは, 静止立位時の足底の安定中心点からCOPが遠ざかる方向の動きに相当し, その移動を閉ループシステムが制御, すなわち, 安定中心点に向けてCOPを戻そうとするフィードバック制御を行うことに相当すると考える。

この考えに基づくと, CTIは開ループシステム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, short-term regionに当てはめた直線の傾きが大きいくほどCOPの確率論的活動が大きいことを示唆していると考えられる[13, 22]。

本研究では, これらの考え方を取り入れ, short-term region, long-term regionに当てはめられた直線を拡散係数 D とし解析を進めた。拡散係数 D は図中の傾きから算出され, short-term regionに当てはまる傾きを D_{rs} , long-term regionの傾きを D_{lt} と表現される。本研究では, 特に, 開ループシステムによるCOPの確率論的活動の強さと姿勢制御へ与える影響を調べるために, D_{rs} , MSCD, CTIに着目して解析を加えた。

各パラメータの開眼と閉眼両足立ち時の結果の差および性差の検定は t 検定を用いた。

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 法の結果を示した。結果は、男女の開眼閉眼時の D_{rs} 、男性の MSCD には有意差は認められなかったが、女性の開眼閉眼間の MSCD には有意差が確認された。信頼性はないが、結果の傾向のみに着目すると、男性よりも女性の方が開眼、閉眼ともに D_{rs} が大きく、MSCD が大きい傾向にあり、CTI については、男女とも閉眼の方が開眼よりも小さい傾向にあることがわかった。

図 6 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 より開眼時の D_{rs} と総軌跡長の相関係数は 0.55、閉眼時は 0.93、危険率はどちらも 0.1% 以下であり、 D_{rs} と総軌跡長の間には相関関係が認められた。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大きいことが確認できた。(p<0.05)

図 7 に開眼および閉眼両足立ち時の D_{rs} と面積の相関関

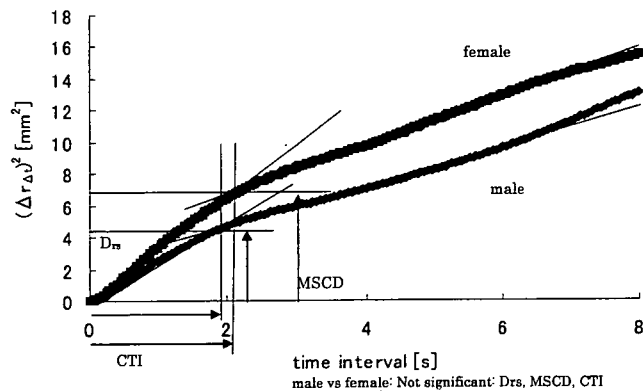


図 4 開眼両足立ち時の SDA の結果

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

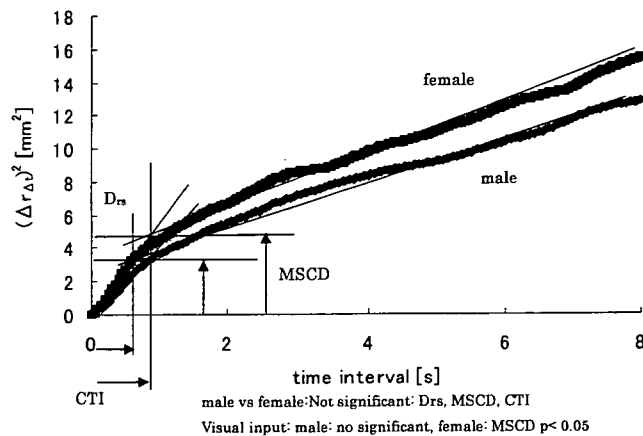


図 5 閉眼両足立ち時の SDA の結果

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

係を示した。図 7 より開眼時の D_{rs} 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% 以下であり、 D_{rs} と面積の間には相関関係が認められた。開眼と閉眼の面積の分布では、開眼と閉眼の間に有意差が確認されなかった。

図 8, 9 に開眼および閉眼両足立ち時の D_{rs} と左右 (lateral)、前後 (anterior-posterior) の重心軌跡の最大範

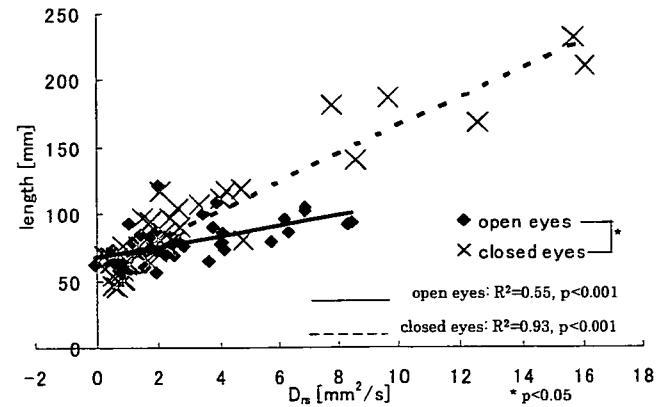


図 6 D_{rs} と総軌跡長の関係

Fig. 6 Relationship D_{rs} (diffusion coefficients) and total sway path.

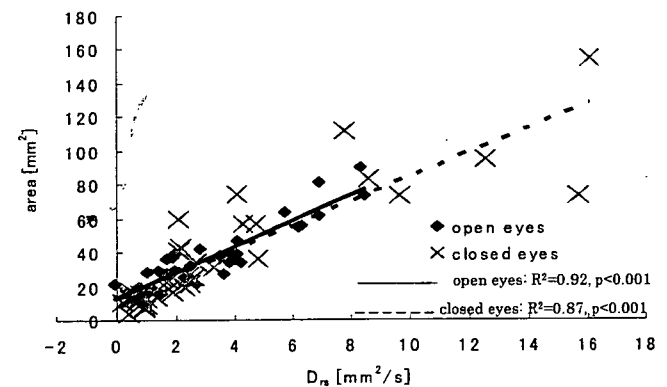


図 7 D_{rs} と面積の関係

Fig. 7 Relationship D_{rs} and area.

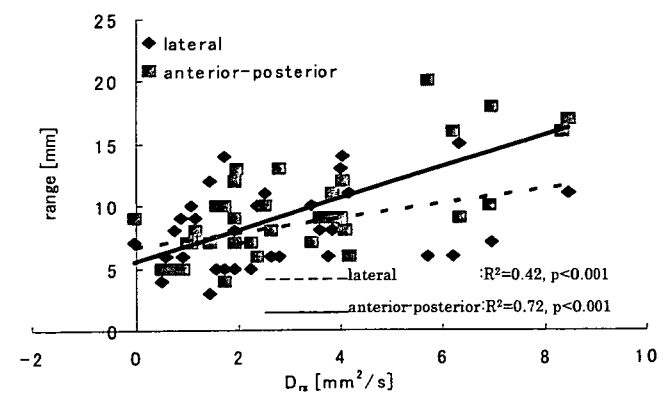


図 8 開眼両足立ち時の D_{rs} と X-Y 方向の最大範囲の関係

Fig. 8 Relationship D_{rs} and range of anterior-posterior and lateral when open eyes.

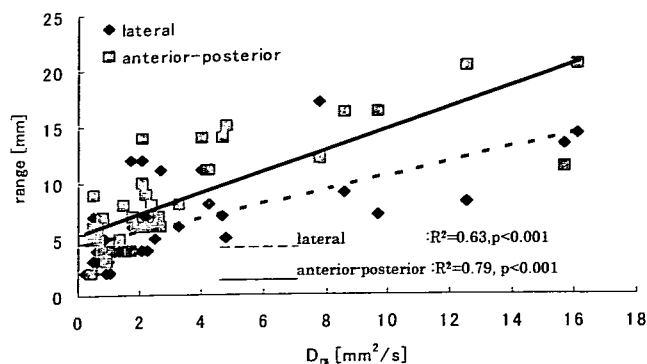


図9 閉眼両足立ち時の D_{rs} と X-Y 方向の最大範囲の関係
 Fig. 9 Relationship D_{rs} and range of anterior-posterior and lateral when closed eyes.

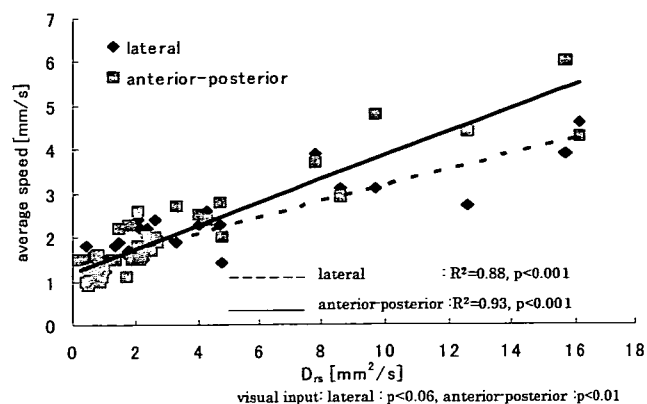


図11 閉眼両足立ち時の D_{rs} と X-Y 方向平均移動速度の関係
 Fig. 11 Relationship D_{rs} and average speed of anterior-posterior and lateral when closed eyes.

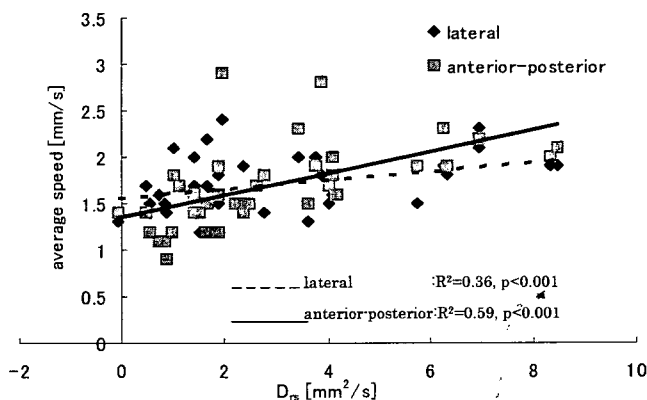


図10 開眼両足立ち時の D_{rs} と X-Y 方向平均移動速度の関係
 Fig. 10 Relationship D_{rs} and average speed of anterior-posterior and lateral when open eyes.

囲の相関関係を示した。図8, 9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%以下であり, D_{rs} と前後左右方向の重心動揺の最大移動範囲の間には相関関係が認められた。特に, 前後方向および閉眼時の最大範囲に高い相関があることが確認できた。

図10, 11に開眼および閉眼両足立ち時の D_{rs} 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10, 11より開眼時の D_{rs} と左右方向の平均移動速度の相関係数は0.36, 前後方向は0.59, 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%以下であり, D_{rs} と前後左右方向の平均移動速度の間には相関関係が確認できた。特に, 前後方向および閉眼時の平均移動速度に高い相関が見出された。

また, 左右方向での平均移動速度の開眼と閉眼の間には危険率6%以下であるが, 閉眼の方が平均移動速度が大きい傾向にあることが推測できた。前後方向の平均移動速度の開眼と閉眼の間には危険率1%以下で閉眼の方が平均移動速度が大きいことが確認された。つまり, 視覚を遮断することで, COPは前後方向に有意に速く移動することが確認され, 左右方向にも速く移動することが推測された。

表1 MSCDと各パラメータの相関係数
 Table 1 Correlation MSCD and any parameters.

	total sway path area [mm] ²	ave. speed of lateral [mm/s] ²	ave. speed of anterior-posterior [mm/s] ²	range of lateral [mm]	range of anterior-posterior [mm]
open eyes	0.32	0.60	0.16	0.39	0.003
closed eyes	0.59	0.79	0.64	0.53	0.76

表2 CTIと各パラメータの相関係数
 Table 2 Correlation CTI and any parameters.

	total sway path area [mm] ²	ave. speed of lateral [mm/s] ²	ave. speed of anterior-posterior [mm/s] ²	range of lateral [mm]	range of anterior-posterior [mm]
open eyes	-0.11	-0.21	-0.03	-0.15	-0.24
closed eyes	-0.26	-0.05	-0.21	-0.28	0.11

表1にMSCDと各パラメータの相関関係を示した。閉眼時のMSCDとすべてのパラメータの間には0.53~0.79の相関係数が確認され, 危険率5%以下の有意差も認められた。開眼時では, 左右方向の最大範囲と平均移動速度を除くパラメータの間に相関関係が見出された。前後方向の平均移動速度の相関係数は0.39とやや低いが, 危険率は2%以下であった。

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。

7. 考 察

7.1 SDA法を用いた高齢者の姿勢制御能の性差

本研究では, 高齢者の姿勢制御能の制御システムに言及するために開眼, 閉眼両足立ち時のCOPについてSDA法を用いて解析し, 従来から用いられている総軌跡長や面積などのパラメータとの比較を行った。

結果より, 図4, 5からは性別の有意差は認められない

が、結果の傾向のみに着目すると、男性よりも女性において、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 D_{rs} が大きく、開眼時よりも閉眼時において D_{rs} が大きい傾向にあることがわかった。それに伴って、男性よりも女性、および開眼よりも閉眼の方が MSCD が大きい傾向にあることがわかった。

7・2 拡散係数 D_{rs} と従来の COP 解析のパラメータの関係

図6~11より D_{rs} 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。したがって、 D_{rs} が大きければ、総軌跡長などの各パラメータも大きく反映されることが示唆された。

図6の D_{rs} と総軌跡長および図10, 11の前後左右方向の平均移動速度の関係をみると、開眼時よりも閉眼時の方が近似直線の傾きが大きいことが確認された。しかし、図7の面積、図8, 9の前後左右方向の最大距離は開眼および閉眼で差は確認できなかった。特に、図8, 9の前後左右方向の最大距離では、近似直線の傾きが変わらないだけでなく、分布もほぼ変わらないことがわかった。具体的には、開眼時の左右方向の最大範囲の平均値と標準偏差は 8.45 ± 3.18 mm、前後方向が 9.37 ± 3.93 mm、閉眼時の左右方向が 6.37 ± 3.75 mm、前後方向が 8.45 ± 4.72 mm であった。

この結果より、支持基底面の一定の範囲、すなわち、前後左右の最大範囲は開眼および閉眼時で変わらない範囲で使われ、その部分の中で閉眼時には、開眼時に比べ COP が大きく速く動くことで総軌跡長と平均移動速度が大きくなることが示唆された。特に左右方向に比べ、前後方向に速く動くことが特徴的であり、注目したい。

これまでの重心動揺計を用いた姿勢制御能の評価では、総軌跡長、面積、前後左右方向の最大距離を用いることが多かった[2, 23]。本研究で対象とした健康高齢者の結果からは、姿勢制御能が低下する閉眼状態において、総軌跡長は増加する傾向が確認されたが、面積、前後左右方向の最大範囲は大きく変化しないことがわかった。

7・3 拡散係数 D_{rs} と前後左右の COP のパラメータによる姿勢制御能の検討

前後左右の移動範囲と平均移動速度に着目すると、図8から11より、左右方向よりも前後方向の方が D_{rs} との相関係数が高く、さらに、平均移動速度では開眼時よりも閉眼時の方が大きいことが確認された。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頸骨筋と足底筋、足関節周辺の筋や前足部の機能が関与[24]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[24]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[25]。

本研究では外乱等を加えることはしていないため、自発的動揺のみに着目している。したがって本研究からは主に足関節戦略による制御がなされていると予測される。動揺制御のための解剖学的見地から考えると、足関節の前後方向の動き、すなわち底屈動作や前後方向にトルクを発生させやすい前足部、すなわち足指の構造上、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られる。

よって、本研究から得られた拡散係数 D_{rs} の結果は、足関節のトルクを発揮する筋、例えば、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おり、割合として低い相関となったと考えた。

7・4 SDA 法を用いた姿勢制御能の推定

D_{rs} は COP の確率論的活動の割合を表していると考えられる[20]。すなわち、COP の安定中心点から遠方への移動を制御する開ループ制御と閉ループ制御に関係し、 D_{rs} は特に、開ループ制御に関係すると考えられる[20, 21]。これまでの結果より、 D_{rs} と総軌跡長などのパラメータとの相関が確認された。すなわち、開ループ制御の確率論的活動度が高いと、総軌跡長などのパラメータが大きくなり、姿勢の動揺が大きい状態にあると考えられる。

これまでの、COP の個々のパラメータとして総軌跡長、面積、左右方向と特に前後方向の最大範囲を姿勢制御能評価のパラメータに用いていたが、本研究の結果より、それらを包含できる拡散係数 D_{rs} を用いる方が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利用の意義が大きいと推測された。

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も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り、確率論的要素が高くなった結果、距離のパラメータである $(\Delta r_{st})^2$ も大きくなり、前頸骨筋や前足部の機能により制御されていることが推測された。

一方、表2より CTI と総軌跡長などのパラメータ間に相関は認められないことが明らかになった。Raymakers ら[13]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指摘しているが具体的な考察はなされていない。

本研究結果に基づいて COP をどのように制御するべきかを考えてみると、足底部のどの位置に COP を制御するかが重要であると考えられる。すなわち、図8, 9で示したように、足底部の最大範囲、すなわち支持基底面の安定範囲は、個人差はあるもののほぼ決まっていると考えられる結果が得られた。この中で COP を制御することで姿勢が維持されることから、時間的な要素よりも距離の要素の方が大き

く反映されるべきだと考える。したがって、時間のパラメータであるCTIと各パラメータ間には相関が見出せず、距離のパラメータであるMSCDとは左右方向のパラメータを除いて高い相関が見出された。MSCDの左右方向の相関係数が見出せないのは、足関節周辺での制御が行われていることによると考えられる。

以上の結果より、開ループシステムの確率論的活動度を表す拡散係数 D_{rs} が大きければ、総軌跡長、面積などが大きいことが相関係数の観点から明らかになった。また、 D_{rs} はCOPの前後方向の制御と高い相関があることがわかり、姿勢制御には、足関節周辺のトルクが重要な役割を担う可能性が示唆された。同様の結果が、距離のパラメータであるMSCDにも見出され、 D_{rs} とMSCDを使うことで高齢者の姿勢制御能を推定できる可能性が示唆された。

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_{rs} 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平均移動速度、前後方向の最大移動範囲および平均移動速度と相関が確認された。また、開眼時よりも閉眼両足立ち時の方が D_{rs} とCOPの各パラメータとの相関が高く、視覚情報を遮断することにより総軌跡長や面積などのパラメータが強く反映されることがわかった。すなわち、総軌跡長や面積が大きくなる要因の1つとして、生体中の開ループシステムの確率論的活動度が大きくなることが考えられる。さらに、 D_{rs} およびMSCDはCOPの前後方向の移動範囲と高く相関があることがわかり、その理由として、前頸骨筋や足底筋、前足部の機能などを使った制御の影響が推察された。一方時間のパラメータであるCTIはCOPの各パラメータとの相関が認められなかった。

本研究結果より、SDA法により導出されるパラメータ、特に D_{rs} およびMSCDの意義が実験的および解剖学的観点から推定でき、転倒リスク推定に利用できる可能性が示唆された。以上の結果より、SDA法の確率論的解析手法が姿勢制御能の評価に有効であることを示していると考えられる。

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)、文部科学省科学研究費補助金 (C) (課題番号 18500441)、文部科学省科学研究費補助金 (B) (課題番号 18300191)、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。

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**: 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**: 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**: 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**: 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**: 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**: 2057-2063, 2004.
- Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ: visual input: its importance in the control of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil*. **59**: 586-591, 1978.
- Dean EM, Griffiths CJ, Murray A: Stability of the human body investigated by sway magnetometry. *J Med Eng Technol*. **10**: 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**: 309-318, 1982.
- Goldie PA, Bach TM, Evans OM: Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*. **70**: 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**: 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**: 48-58, 2005.
- Collins JJ, DeLuca CJ, Burrows A, Lipsitz LA: Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res*. **104**: 480-492, 1995.
- Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ: Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and posture*. **18**: 101-108, 2003.
- Hasselkus BR, Shambes GM: Aging and postural sway in women. *J Gerontol*. **30**: 661-667, 1975.
- Murry MP, Seireg AA, Sepic BB: Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg*. **57**: 510-516, 1975.
- Fernie GR, Gryfe CI, Holliday OJ, Llewellyn A: The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Aging*. **11**: 11-16, 1982.
- Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M: Biomechanical assess-

- ment of quiet standing and changes associated with aging. Arch Phys Med Rehabil. 76: 151-157, 1995.
20. 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: 308-318, 1992.
 21. Collins JJ, DeLuca CJ: Random walking during quiet standing. Phys Rev Lett. 73: 764-767, 1994.
 22. Collins JJ, DeLuca CJ: Upright, correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system. Chaos. 5: 57-63, 1995.
 23. Sheldon JH: The effect of age on the control of sway. Gerontol Clin. 5: 129-138, 1963.
 24. David A. Winter et al.: Stiffness control of balance in quiet standing, The American physiological society, 1998, pp. 1211-1221.
 25. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE: Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait posture. 10(2): 161-170, 1999.

山下 和彦 (ヤマシタ カズヒコ)

2003年東京電機大学大学院工学研究科情報通信工学専攻博士課程修了。同年財団法人豊田理化学研究所奨励研究員, 2005年東京医療保健大学医療保健学部医療情報学科講師, 2007年同准教授。工学博士。専門は高齢者工学, 福祉工学, 計測工学。



計測自動制御学会, 日本生活支援工学会, 日本生体医工学会などの会員。

野本 洋平 (ノモト ヨウヘイ)

2007年東京電機大学大学院先端科学技術研究科情報通信メディア工学専攻博士課程修了。工学博士。現在, 財団法人豊田理化学研究所奨励研究員。専門はリハビリテーション工学, 福祉工学。



日本生体医工学会, 日本生活支援工学会などの会員。

梅沢 淳 (ウメザワ ジュン)

2003年東京電機大学大学院工学研究科情報通信工学専攻博士前期課程修了。同年4月同博士後期課程入学, 現在に至る。専門は高齢者工学, 生活支援工学。



日本生体医工学会, 日本生活支援工学会などの会員。

高野 千尋 (タカノ チヒロ)

2007年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博士後期課程修了。理学博士。2007年4月お茶の水女子大学大学院人間文化創成科学研究科リサーチフェロー。



専門は医療工学。人間工学会などの会員。

太田 裕治 (オオタ ユウジ)

1987年東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程修了, 1988年東京大学工学部精密機械工学科助手, 1993年同助教授, 1994年東洋大学工学部助教授, 2001年お茶の水女子大学生活科学部助教授, 2007年お茶の水女子大学大学院人間文化創成科学研究科准教授。1992年工学博士(東京大学)。



日本生体医工学会, ライフサポート学会, 日本生活支援工学会などの会員。

井野 秀一 (イノ シュウイチ)

1993年北海道大学大学院工学研究科生体工学専攻博士課程修了。工学博士。1991年日本学術振興会特別研究員(DC)。1993年北海道大学電子科学研究所助手。1995年同講師。2003年東京大学先端科学技術研究センター助教授。福祉工学・生体工学・VR・ロボティクスを横断する人間支援工学に関する研究に従事。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 日本VR学会, IEEEなどの会員。

伊福部 達 (イフクベ トオル)

1971年北海道大学大学院修士課程(電子工学)修了。同年, 北大・応用電気研究所・メディカルエレクトロニクス部門助手。工学博士。同感覚情報工学部門助教授, 米国スタンフォード大学・客員助教授(在外研究員)を経て, 1989年北大・応用電気研究所(現: 電子科学研究所)教授。2002年東京大学先端科学技術研究センター教授。専門は生体工学, 福祉工学, 音響工学。電子情報通信学会フェロー。



小山 裕徳 (コヤマ ヒロノリ)

1977年東京大学大学院工学研究科博士課程修了, 工学博士。同年東京電機大学工学部電気通信工学科講師, 1979年カリフォルニア大学バークレー校客員研究員。1991年東京電機大学工学部教授, 2007年東京電機大学未来科学部教授。専門は生体情報工学で神経インパルス系列の解析等の研究に従事。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 情報処理学会, 日本人間工学会などの会員

川澄 正史 (カワスミ マサシ)

1985年東京電機大学大学院工学研究科満期退学, 工学博士(東京大学)。2001年東京電機大学工学部教授, 2007年東京電機大学未来科学部教授。専門は医用生体工学, 生体情報解析, 生活支援工学。



ライフサポート学会, 日本生体医工学会, 日本生活支援工学会などの会員。