

目して解析を加える位相面解析¹⁰⁾が提案され、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^{11,12)}。

従来の重心動揺計測では、例えば、重心の軌跡長や面積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) の重心動揺軌跡長や面積が大きくなることなどが報告されている^{13~15)}。しかし、これまでの重心動揺の解析は、支持基底面の中でCOPがどのように制御されるかに言及しないまま、姿勢制御能が検討されてきた。そこで、COPがどのような軌跡で制御されているか、さらに、制御の観点から重心動揺の軌跡長がどうなると姿勢制御能が低下しているのかを系統的に検証する試みが必要であるといえる。以上の理由から、高齢者の転倒リスクについて評価を加える十分な水準にはないといえる¹²⁾。

姿勢制御は時間的に常に変化しながら行われるため、検証を行うためには、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^{16~18)}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、若年者および高齢者を対象として重心動揺計測を実施し、以下の着眼点について解析を行った。

- ① 総軌跡長や面積などの従来の重心動揺の解析手法に基づいて、若年者と高齢者の各パラメータの関係を調べる。
- ② 従来のパラメータと SDA 法によって得られるパラメータが加齢によりどのような変化をたどるかを調べる。
- ③ 上記2項目より、加齢による姿勢制御の手法がどのように変化したかを推定する。

2. 対象者

対象者は若年者群48名 (平均年齢33.6±14.6歳、18~64歳)、高齢者群41名 (平均年齢77.7±4.3歳、65~87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。

3. 実験方法

3.1 実験条件

重心動揺計測は、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。重心動揺計の上には、素足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、開眼時は正面を注視するよう指示した。

3.2 SDA法による姿勢制御能の解析

SDA法は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^{16~18)}。

COPの軌跡は、左右方向の時系列に座標データ x_i および前後方向 y_i として表現される。座標面における2点間の距離 Δr^2 を式1のように求めた。そして、式2より時間間隔 Δt の2点間の平均距離 Δr^2 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間の間隔を意味する。したがって、式2は r_1 から $N-m$ まで m データ間隔で移動平均した結果が Δr^2 として得られることとなる。

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

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

式2より求められるSDA法の結果の一例を図1に示す。図1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 Δr^2 とした。この結果をプロットすると図1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 (Δr^2) を mean square critical displacement (MSCD) と定義した。

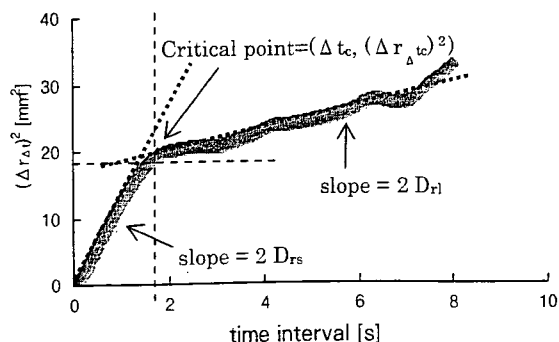


図1 SDA法によるCOP解析の一例

Collinsらは、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¹⁶⁾。ここでい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。

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^{11, 18)}。

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し、short-term region に当てはまる傾きを D_{rs} (diffusion coefficients of short term region on plane of support: 支持平面上の短期間領域の拡散係数)、long-term region の傾きを D_{lt} (diffusion coefficients of long term region on plane of support: 支持平面上の長期間領域の拡散係数) と表現した。添え字の r は左右方向の座標を表す x と前後方向の座標を表す r の平方平均から求められる距離 r を意味している。

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。

4. 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 (length)、面積 (area)、左右方向の平均速度 (ML velocity) および最大移動距離 (ML 移動距離)、前後方向の平均速度 (AP velocity) および最大距離 (AP 移動距離) とし、SDA 法から得られるパラメータとして 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。

高齢者群と若年者群の結果の検定は、分散分析を用い、従来の重心動揺の各パラメータと SDA 法から導かれる D_{rs} 、MSCD の相関はピアソンの相関係数から求めた。

5. 実験結果

図2、3、4には SDA 法によって得られる D_{rs} 、CTI、MSCD を年齢別に表示した。年齢は18-30歳の青年群、

31-64歳の中年群、65-75歳の前期高齢者群、75歳以上の後期高齢者群とした。SDA 法から得られるパラメータの加齢変化を確認するために分類を行ったので、従来の重心動揺のパラメータとの比較の際には、65歳未満の若年者群、65歳以上の高齢者群と分けることとした。

図2より、 D_{rs} は65歳未満では、視覚入力の有無にかかわらず、1.3以下を保っているのに対し、高齢者群では、30歳以下の青年群に比べ、前期高齢者群で開眼時に1.9倍、閉眼時で2.8倍、後期高齢者群で開眼時に4.4倍、閉眼時で3.2倍大きくなった。つまり、加齢により拡散係数 D_{rs} の傾きが大きくなり、開ループの確率論的活動度が大きいことがわかった。

図3より、CTI は前期高齢者群で開眼と閉眼の差が大きいことと、開眼時に比べて閉眼時の方が CTI が小さい傾向にあることが読み取れるが、それ以外は加齢による CTI への影響は確認されなかった。

図4より、MSCD は64歳以下の青年、中年群では開眼時で 3.6mm^2 以下、閉眼時で 2.8mm^2 以下であるのに対し、高齢者群では、青年群に比べて、前期高齢者群で開眼時に3.2倍、閉眼時に2.7倍、後期高齢者群で開眼時に3.7倍、閉眼時で3.4倍大きいことがわかった。また、すべての年代で開眼時よりも閉眼時に MSCD は小さくなる傾向がわかった。

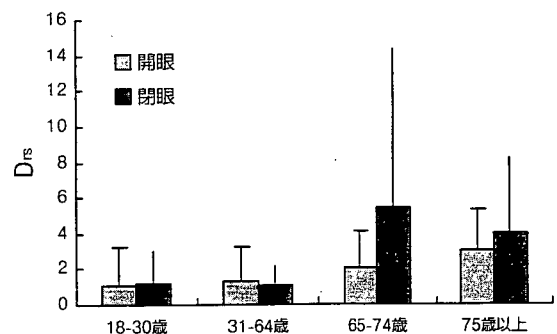


図2 視覚入力の有無による年代別 D_{rs} の変化

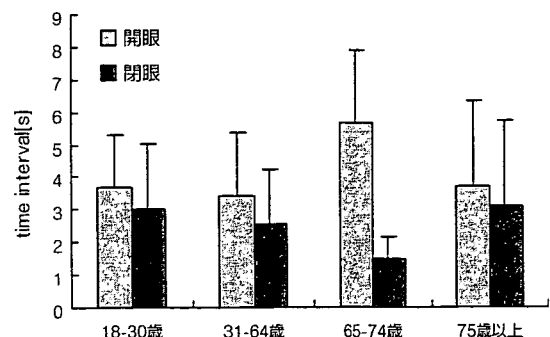


図3 視覚入力の有無による年代別 time interval の変化

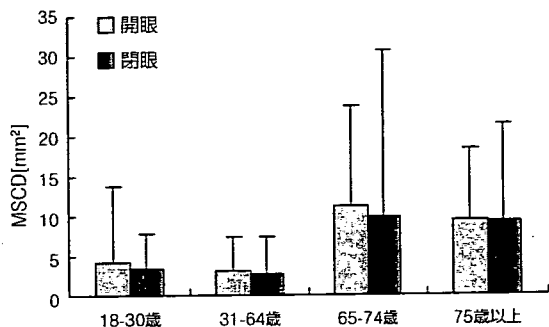
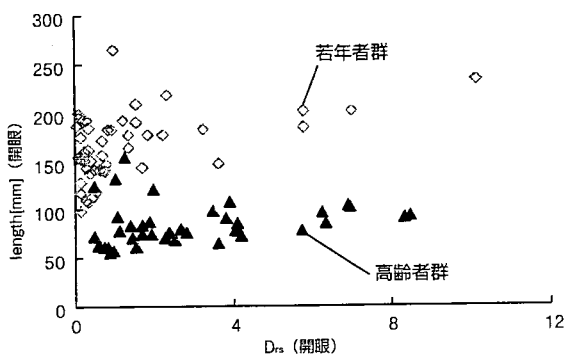


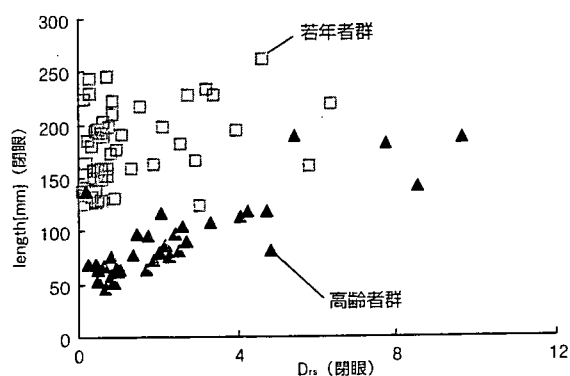
図4 視覚入力の有無による年代別MSCDの変化

図5、6より、若年者群と高齢者群の総軌跡長を比較すると、若年者群に比べて高齢者群の総軌跡長の方が、開眼時で49%、閉眼時で43%小さいことがわかった。D_{rs}と総軌跡長の関係は、若年者群の開眼で相関係数が0.46、閉眼で0.31、高齢者群の開眼は相関が認められず、閉眼で0.85であった。



若年者 vs 高齢者 length : $p < 0.01$, 若年者 : D_{rs} vs length : $r^2 = 0.46, p < 0.001$, 高齢者 : D_{rs} vs length : Not significant

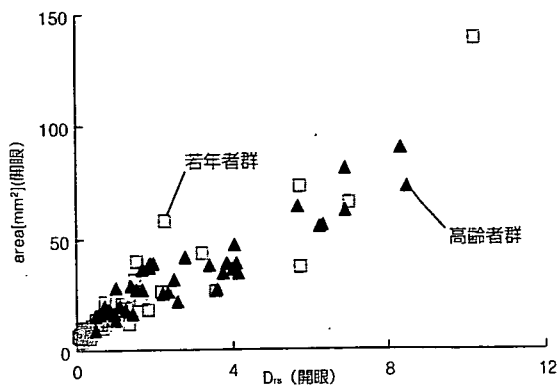
図5 開眼時のD_{rs}と総軌跡長の関係



若年者 vs 高齢者 length : $p < 0.01$, 若年者 : D_{rs} vs length : $r^2 = 0.31, p < 0.05$, 高齢者 : D_{rs} vs length : $r^2 = 0.85, p < 0.001$

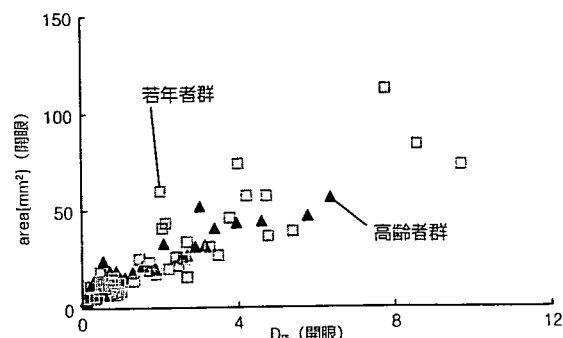
図6 閉眼時のD_{rs}と総軌跡長の関係

図7、8より、若年者群と高齢者群の面積を比較すると、若年者群に比べて高齢者群の面積は、開眼で1.8倍、閉眼で2.1倍大きいことがわかった。D_{rs}と面積の関係は、若年者群の開眼で、相関係数が0.93、閉眼で0.93、高齢者群の開眼は0.92、閉眼は0.79といずれも高



若年者 vs 高齢者 area : $p < 0.01$, 若年者 : D_{rs} vs area : $r^2 = 0.93, p < 0.001$, 高齢者 : D_{rs} vs area : $r^2 = 0.92, p < 0.001$

図7 開眼時のD_{rs}と面積の関係

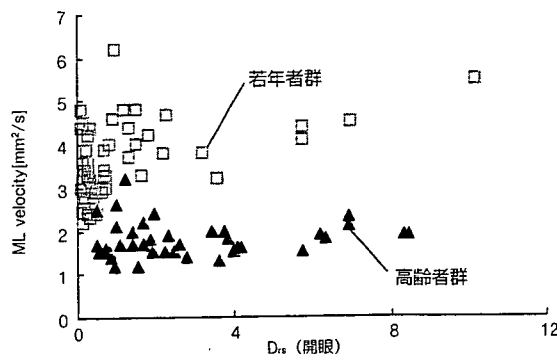


若年者 vs 高齢者 area : $p < 0.01$, 若年者 : D_{rs} vs area : $r^2 = 0.93, p < 0.001$, 高齢者 : D_{rs} vs area : $r^2 = 0.79, p < 0.001$

図8 閉眼時のD_{rs}と面積の関係

い相関が認められた。

図9、10より、左右方向のCOPの移動速度を比較すると、若年者群に比べて、高齢者群の左右方向の移動速度は、開眼で52%、閉眼で47%小さいことがわかった。D_{rs}と左右方向の移動速度の関係は、若年者群の開眼で0.43、閉眼で0.93、高齢者群の開眼で相関が認められず、閉眼で0.84であった。閉眼時よりも閉眼時の方がD_{rs}と左右方向のCOPの移動速度に高い相関が認められた。



若年者 vs 高齢者 ML velocity : $p < 0.001$, 若年者 : D_{rs} vs ML velocity : $r^2 = 0.43, p < 0.005$, 高齢者 : D_{rs} vs ML velocity : Not significant

図9 開眼時のD_{rs}と左右方向 (ML) の移動速度の関係

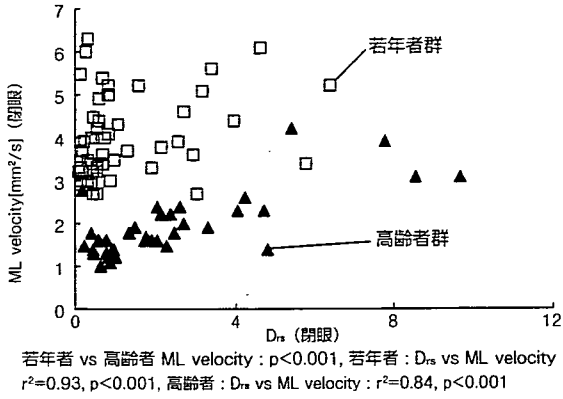


図10 閉眼時の D_{rs} と左右方向 (ML) の移動速度の関係

図11、12より前後方向のCOPの移動速度を比較すると、若年者群に比べて、高齢者群の前後方向の移動速度は、開眼で45%、閉眼で48%小さいことがわかった。 D_{rs} と前後方向の移動速度の関係は、若年者群の開眼で0.41、閉眼で0.34、高齢者群の開眼で0.28、閉眼で0.79であった。

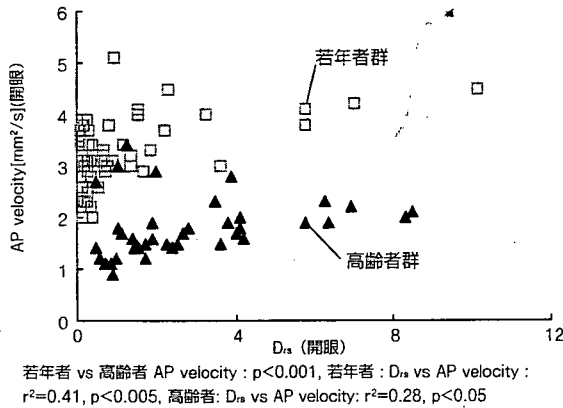


図11 開眼時の D_{rs} と前後方向 (AP) の移動速度の関係

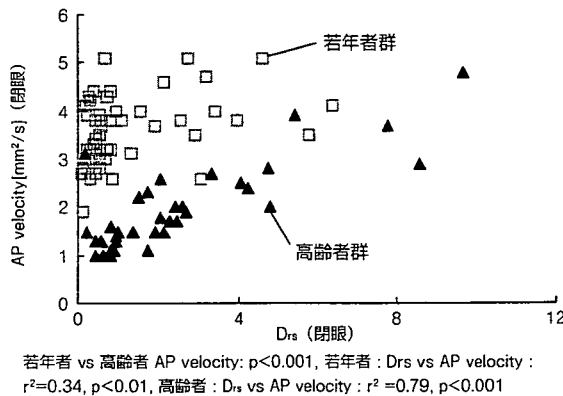


図12 閉眼時の D_{rs} と前後方向 (AP) の移動速度の関係

図13、14より、左右方向のCOPの最大移動距離を比較すると、若年者群に比べて、高齢者群の左右方向の最大移動距離は、開眼で1.8倍、閉眼で1.6倍大きいことがわかった。 D_{rs} と左右方向の最大移動距離の関係

は、若年者群の開眼で0.80、閉眼で0.71、高齢者群の開眼で0.47、閉眼で0.80であった。開眼時よりも閉眼時の方が D_{rs} と左右方向のCOPの最大移動距離に高い相関が認められた。

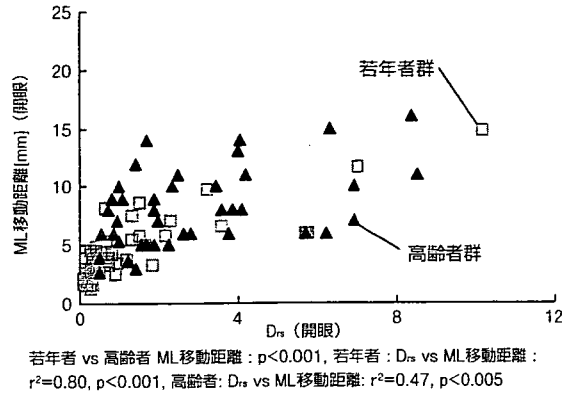


図13 開眼時の D_{rs} と左右方向 (ML) の移動距離の関係

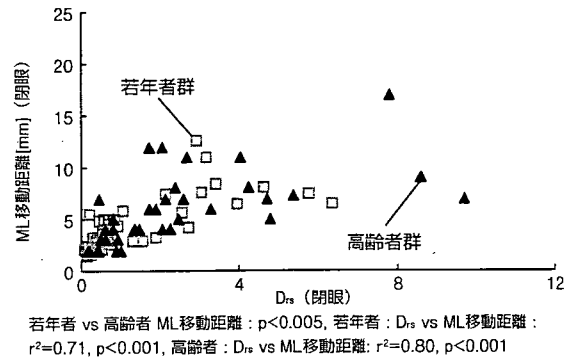


図14 閉眼時の D_{rs} と左右方向 (ML) の移動距離の関係

図15、16より、前後方向のCOPの最大移動距離を比較すると、若年者群に比べて、高齢者群の前後方向の最大移動距離は、開眼で1.6倍、閉眼で1.5倍大きいことがわかった。 D_{rs} と前後方向の最大移動距離の関係は、若年者群の開眼で0.87、閉眼で0.87、高齢者群の開眼で0.74、閉眼で0.62であった。開眼および閉眼ともに D_{rs} と前後方向のCOPの最大移動距離に高い相関が認められた。

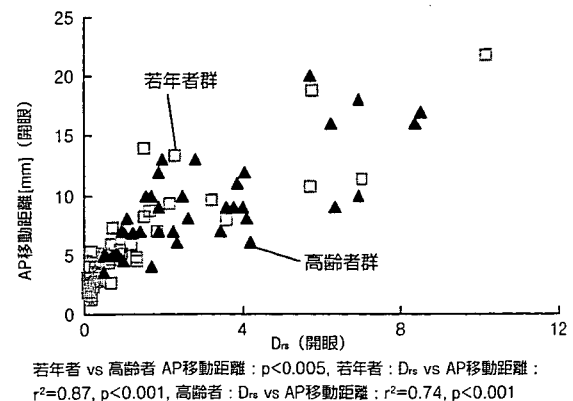


図15 開眼時の D_{rs} と前後方向 (AP) の移動距離の関係

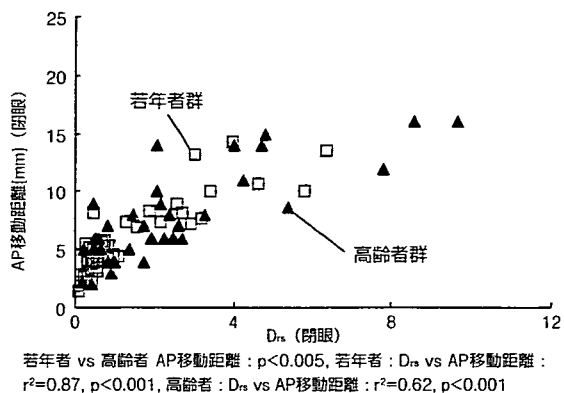


図16 閉眼時のD_{ns}と前後方向 (AP) の移動距離の関係

表1より、MSCDと重心動揺の各パラメータを比較すると、面積、前後方向の最大移動距離、D_{ns}との間に高い相関が認められた。MSCDは短期間領域と長期間領域の切り替わる臨界点の距離に関するパラメータである。したがって、MSCDに影響を与える重心動揺のパラメータは面積であり、その面積の中でも特に、前後方向の制御が関係するといえる。また、前後方向であるAP最大移動距離は開眼・閉眼時ともに、D_{ns}とも高い相関が認められており、姿勢制御の影響を強く与える部分は、前後方向のCOPの制御にあると推察される。

表1 MSCDと各パラメータの関係

	総軌跡長		面積		ML移動速度		AP移動速度	
	開眼	閉眼	開眼	閉眼	開眼	閉眼	開眼	閉眼
若年者	0.46	N.S	0.93	0.83	0.42	N.S	0.47	N.S
高齢者	N.S	0.55	0.60	0.69	N.S	0.62	N.S	0.44
	ML移動距離		AP移動距離		D _{ns}			
	開眼	閉眼	開眼	閉眼	開眼	閉眼		
若年者	0.77	0.55	0.81	0.86	0.88	0.84		
高齢者	N.S	0.86	0.78	0.52	0.46	0.71		

6. 考察

6.1 SDA法のパラメータによる姿勢制御能の解析

本研究では、高齢者と若年者の姿勢制御能の制御システムの変化、従来の姿勢制御能の評価パラメータとSDA法から得られるパラメータの関係、その加齢変化について考察するために開眼、閉眼両足立ち時の重心動揺計測を行った。

結果より、開ループ制御の確率論的活動度を意味するD_{ns}は若年者群よりも高齢者群の方が大きいことがわかり、特に閉眼によりD_{ns}は大きくあらわれることがわかった。また、MSCDについても同様の結果が認められ、表1からはD_{ns}とMSCDの相関も認められた。つまり、開ループ制御の確率論的活動度が大きいことは、臨界点までの距離を延長させ、支持基底面が大きく使われることが推測された。

一方、臨界点までの時間のパラメータであるCTIに

加齢変化は認められず、D_{ns}、MSCDとの相関も認められなかった。つまり、姿勢制御のメカニズムの中で、時間による制御を行うのではなく、COPの位置情報を参照しながら、姿勢の制御が行われていることが推察された。

COPの位置情報を取得するために使われる生体情報は、視覚、感覚器官で運動感覚をつかさどる三半規管や耳石器、足裏の固有感覚情報やメカノレセプタなどが該当する。図2のD_{ns}は、視覚を遮断する閉眼時に65歳以上の高齢者群は開眼時の1.3倍大きくなった。視覚は生体情報の8割を占めるといわれる。このうちの視覚情報を遮断することは、閉ループシステムによって起こるCOPの安定中心点から遠方への移動の情報を視覚情報によって補正することが不十分となり、フィードバックによる制御の遅れを生じると考える。以上の理由から、姿勢制御の開ループ部分の確率論的活動度が大きくなることが推察された。

一方でMSCDは開眼よりも閉眼の方が同等か、むしろ小さくなる傾向がうかがえる。これは、姿勢制御を行える支持基底面の大きさに関係していると考えられる。安定にCOPを制御できる支持基底面の実効値は、下肢筋力や体の骨格の関係からほぼ決まっていると推測できる。したがって、開眼、閉眼にかかわらず、COPの最大値はそれほど変化しないことを意味すると考えられる。その結果、図7、8の開閉眼時の面積、図13、14の左右方向の最大移動距離、図15、16の前後方向の最大移動距離の結果からも、開眼、閉眼時で同等か、むしろ小さくなる傾向がわかった。

6.2 加齢による重心動揺のパラメータの変化

図5、6より、若年者群に比べて高齢者群の総軌跡長は約4割小さくなることがわかった。また、図7、8より面積は高齢者群の方が約2倍大きくなることがわかった。さらに、図13~16からは、前後左右のCOPの最大移動距離が1.5~1.8倍に加齢の影響で拡大していることがわかった。

これは加齢によりCOPの制御点が、足圧中心の最も安定な中心点から遠くまで離れて制御していることを表している。COPの距離が安定点から離れるということは、制御のためのモーメントアームが長くなることを意味するため、制御を担当する主導筋に大きな負荷がかかると考えられる。したがって、COPを制御するために、加えられる力が大きくなることで、エネルギーが必要となる。ここで使える力の最大値が一定だとすると、遠くのを制御するためのエネルギー密度は小さくなることになる。したがって、図9~12の前後左右方向の移動速度に表されるように、高齢者群の

方が若年者群よりも、約40～50%小さくなり、総軌跡長も小さくなる結果が得られた。

先行研究では、加齢により総軌跡長が長くなるという報告^{14,15)}や平均移動速度が加齢変化を表すが、総軌跡長や面積は変化しないという報告^{11,13)}がある。本研究からは、総軌跡長はむしろ加齢により減少し、COPの制御のエネルギーという観点から、面積、および、前後左右のCOPの最大移動距離は拡大し、前後左右の平均移動速度は減少するという結果が得られた。

さらにSDA法のパラメータから加齢により D_{rs} とMSCDが拡大する傾向にあることがわかった。すなわち、足底部におけるCOPの支持基底面の実行値が拡大するとともに、制御の確率論的要素が大きくなることを表しており、本結果で表される総軌跡長の減少、面積および前後左右の最大移動範囲の拡大は妥当であると考えられる。

6.3 SDA法のパラメータと従来の重心動揺計測によるパラメータの比較

拡散係数 D_{rs} は面積、左右方向（ML）の最大移動距離、前後方向（AP）の最大移動距離に相関が認められた。表1より、MSCDは面積、前後方向（AP）の最大移動距離に相関が認められた。

特に、 D_{rs} と最大移動距離の関係は左右方向よりも前後方向で高い相関が認められた。これはMSCDについてもほぼ同様の結果であった。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腱膜、足関節周辺の筋や前足部の機能が関与¹⁹⁾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¹⁹⁾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大きな動揺については股関節が担当することが報告されている²⁰⁾。

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。図13～16より、左右方向の最大移動距離の平均値と標準偏差は、若年者群の開眼で 4.4 ± 0.5 mm、閉眼で 4.2 ± 0.6 mm、高齢者群の開眼で 8.1 ± 1.8 mm、閉眼で 6.8 ± 1.6 mmであった。前後方向の最大移動距離の平均値は、若年者群の開眼で 5.7 ± 0.6 mm、閉眼で 5.7 ± 0.7 mm、高齢者群の開眼で 9.0 ± 1.6 mm、閉眼で 8.3 ± 1.5 mmであった。すなわち、若年者群、高齢者群ともに閉眼状態において前後方向の最大移動距離の方が左右方向よりも大きいことがわかった。 D_{rs} も左右方向よりも前後方向で高い相関が認められていることか

ら、姿勢の制御には左右方向よりも前後方向に積極的に行われていると推測できる。

上述したように、動揺を制御するための解剖学的見地からは、前足部である足指が前後方向の姿勢制御のためのトルクを発生させることで、自発的に発生する動揺を制御し、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。

すなわち、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、足底腱膜、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。

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移動距離を用いることが多かった。本結果の総軌跡長のばらつきを見ると、開閉眼ともに面積の結果よりも大きくなるとともに、 D_{rs} との相関も低いことがわかる。また、前後左右の速度についても同様の結果であった。また、左右方向の最大移動距離よりも前後方向の方が相関が高く、加齢による姿勢制御能の低下の割合を多く反映すると考えられることがわかった。

前後方向は解剖学的見地からも姿勢制御能自体を反映させ、それは D_{rs} およびMSCDとの相関関係からも推測できた。

7. 結論

本研究では、若年者と高齢者の姿勢制御能の制御モデルの違いを解析するためにSDA法と、従来から行われているCOP解析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は加齢により大きくなることがわかった。そして、 D_{rs} およびMSCDは従来のパラメータである面積、前後左右の最大移動距離との間に高い相関に認められることがわかった。

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のが考えられる。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、前頸骨筋や足底腱膜、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。さらに、従来から用いられてい

るパラメータの要素を高い相関係数から含有していることが認められ、このことは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(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。

引用文献

- 1) 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* 1995; 273: 1341-1347
- 2) 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* 1998; 26: 103-114
- 3) 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* 1999; 36: 472-478
- 4) Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Wiklund J: Significance of proprioceptor input from the human feet in lateral postural control. *Acta Otolaryngol.* 1990; 110: 321-327
- 5) 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* 1999; 66: 447-455
- 6) 山下和彦, 野本洋平, 梅沢淳, 宮川晴紀, 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* 2004; 124: 2057-2063
- 7) Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol.* 1991; 46: 69-76
- 8) Black FO, Wall C, Rockette HE, Kitch R. Normal subject postural sway during the Romberg test. *AM J Otolaryngol* 1982; 3: 309-318
- 9) Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989; 70: 510-517
- 10) Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE. Phase plane analysis of stability in quiet standing. *J Rehabil Res Dev.* 1995; 32: 227-235
- 11) Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter (s). *Gait and Posture* 2005; 21: 48-58
- 12) Collins JJ, DeLuca CJ, Burrows A, Lipsitz LA. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res.* 1995; 104: 480-492
- 13) 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* 2003; 18: 101-108
- 14) Hasselkus BR, Shambes GM. Aging and postural sway in women. *J Gerontol.* 1975; 30: 661-667
- 15) Murry MP, Seireg AA, Sepic BB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg.* 1975; 57:510-516
- 16) Collins JJ, DeLuca CJ. Open-loop and close-loop control of posture: A random-walk analysis of center of-pressure trajectories. *Exp Brain Res.* 1992; 95: 308-318
- 17) Collins JJ, DeLuca CJ: Random walking during quiet standing. *Phys Rev Lett.* 1994; 73: 764-767
- 18) Collins JJ, DeLuca CJ. Upright, correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system. *Chaos* 1995; 5: 57-63
- 19) Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Giolo-porzak k. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80: 1211-1221
- 20) Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait posture* 1999; 10: 161-170

Summary : Falling is one of the most common and serious problems because advancing age has been associated with muscle weakness and deterioration of postural control system. The mechanisms contributing to age-related increases in ability of postural control and falls in the elderly remain unclear. The purpose of the stabilogram-diffusion analysis (SDA) method was to study change of the mechanism of postural control between young and elderly generation. 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 48 healthy young volunteers (age: 18-64 years, mean \pm S.D: 33.6 \pm 14.6 years) and 41 healthy elderly volunteers (age: 65-87 years, mean \pm S.D: 77.7 \pm 4.3 years). They quietly stood on a static force platform with open and closing eyes for thirty seconds. The following results were indicated. 1. The elderly group was significantly greater than the young group in the Diffusion constant D_r and the mean square critical displacement when eyes open and eyes closed. 2. On the elderly group, the correlation between SDA parameters and COP parameters was found to be greater in the closing eye condition than that in the open eye condition. 3. The correlations between diffusion coefficient and the range of anterior-posterior was greater than the correlations between the diffusion coefficients and the range of medio-lateral. Thus, the muscle of the tibialis anterior and the planter muscles was suggested.

高齢者の転倒予防のための歩行機能およびバランス機能評価機器の開発

山下 和彦^{1,3}, 岩上 優美¹, 今泉 一哉¹, 齊藤 倫子²,

太田 裕治², 井野 秀一³, 伊福部 達³

¹ 東京医療保健大学, ² お茶の水女子大学, ³ 東京大学

Development of Measurement device of Ambulatory Ability and Postural Control for fall prevention for elderly

Kazuhiko YAMASHITA^{1,3}, Yumi IWAKAMI¹, Kazuya IMAIZUMI¹, Michiko SAITO²,
Yuji OTA², Shuichi INO³ and Toru IFUKUBE³

¹ Tokyo Health Care University, ² Ochanomizu University, ³ University of Tokyo

Abstract The aim of this study is to develop a simple stabilograph device and to evaluate a postural stability for healthy and physically weak elderly. This simple stabilograph device consists of seven sensors, which are positioned on adequate pressure points on an insole, from the viewpoint of anatomically and gait kinetic. It is now clear that this device measures a center of pressure when walking and standing still. The performance index of balance ability is used by stabilogram diffusion analysis to evaluate a statistical activity. The index examines the fall risk from a different postural control strategy between elderly and young.

1. まえがき

高齢者の転倒が社会的に問題である。高齢者の転倒は要介護要因の第3位に位置づけられ^[1], 早急な対策が求められる。また, 厚生労働省の介護予防継続的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。

高齢者の転倒を予防するとともに, 特定高齢者を多くの健常高齢者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。現状のようなアンケート方式では, 評価者の評価方法のばらつきや評価後の身体機能向上のためのオーダーメイドな介入方法の確立は困難だと考える。

高齢者の転倒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^[2,3,4]。我々はこれまでに下肢筋力を効率よく計測するための手法を開発し, その有効性を示してきた^[5,6,7]。そこで本論文では, バランス機能および歩行機能に着目し議論を進めることとする。

従来, バランス機能や歩行機能を計測・評価する手法として, 重心動揺計測や床反力計測, 3次元動作解析, ビデオカメラや磁気的な装置を用いた, 腰部や膝部の動揺量を計測する手法が提案されている^[8,9,10]。これらの手法は詳細な解析が可能であるため有効だと考えられるが, 次の問題点が挙げられる。①価格が高いため一般の高齢者が使えるものではないこと, ②据え置き型, あるいは持ち運びが困難であるため実験的環境下でしか計測が行えないこと, ③解析や操作が容易ではないため, 大規模

スクリーニングには利用できないことが考えられる。

そこで本論文では, 次の2点にクローズアップすることとした。

- ①簡便にバランス機能を評価するための機器を開発すること, ②得られた結果を元に姿勢制御能を評価する指標を検討する。

2. 簡易型重心動揺計測装置の開発

2.1 簡易型重心動揺計測装置の概観とセンサの配置

Fig.1 に開発した簡易型重心動揺計測装置の概観を, Fig.2 にはセンサの配置図を示す。

Fig.1 より靴のインソールに圧力センサを配置し, それらの計測データを無線でパソコンに送信することで無拘束に計測が可能によう作成した。無線は2.4GHz帯を使用し, サンプリング周波数は20Hzとした。このことで実験的環境下ではなく, 自然な状態での計測が可能となり, 本来の対象者の歩行能や姿勢制御能を計測・評価することができると考えられる。



Fig.1 Device of stabilograph for unrestrained measurement

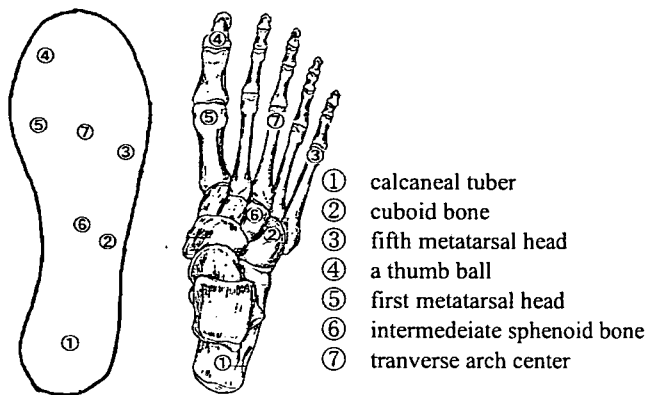


Fig.2 position of sensor in the device

圧力センサより得られる出力値は、センサの構造上、センサごとのばらつきが大きく、計測誤差が大きいため、すべてのセンサの負荷-出力特性を調べ、校正曲線を得た。その後、計測装置に組み込み、それぞれのセンサ出力に対し校正曲線を当てはめることで精度よく計測が可能となるよう配慮した。

Fig.2 より圧力センサの位置は解剖学および運動学的見地から Center fo pressure (COP)の計測に重要だと考えられ、また高齢者の足部の形状の変化を十分考慮に入れた上^[6]で、踵骨隆起部、立方骨、第五中骨頭、拇指接地面、第一中骨頭、中間楔状骨、横足弓中心の7点とすることとした。

2.2 計測結果の一例

Fig.3には84歳の高齢女性の30秒間の開眼および閉眼の静止立位のCOPの変化の一例を示す。Fig.4には82歳の高齢女性の5歩分のCOPの軌跡を重ねて表示した。

Fig.3の結果より、30秒間の開眼と閉眼の両足立ちの結果を比べると、COPの総軌跡長、面積、前後方向(AP)および左右方向(ML)の最大移動範囲について閉眼両足立ちの方が開眼時よりも大きい結果となった。この結果は、先行研究の静止立位時におけるCOPの開閉眼時の比較の結果と同様であった。

Fig.4の結果より、左右の足ともに、歩行相初期の踵接地(Heel contact)から最終期のつま先離床(Toe off)まで計測ができており、安定な歩行中のCOP軌跡のパターンが得られていることがわかる。この結果は、据え置き型の重心動揺計測や床反力計測から得られるCOPのパターンと同様だと考えられる。

ここには示さないが、これらの得られた結果の精度については、据え置き型の重心動揺計との同時計測を行っており、実証実験に耐えうることを確認した後に行っている。

また、図には表示しないが、Fig.3,4の結果ともに、各センサの出力値がわかっているため、校正曲線から圧力値への換算も可能であり、歩行相最終期の蹴りだしの力や圧力の推移についても評価することが可能である。

Fig.5の結果は、81歳の特定高齢者の歩行の一例である。この結果からわかるのは、歩行相初期でも踵から接地するのではなく、中足部から接地が始まり、最終期の蹴りだしも不十分であることである。すなわち、この歩容は、転倒リスクが高いと考えられる。

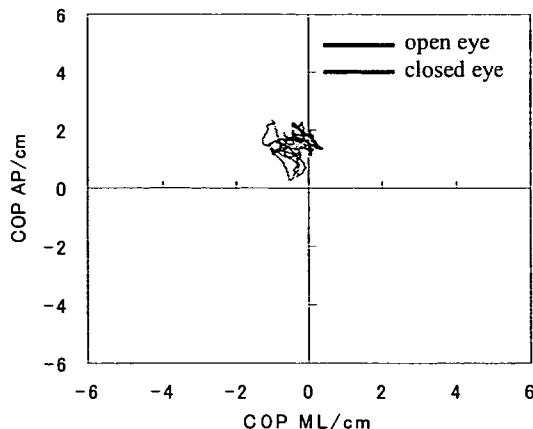


Fig.3 Result of COP when quiet standing position with open eye and closed eye on elderly

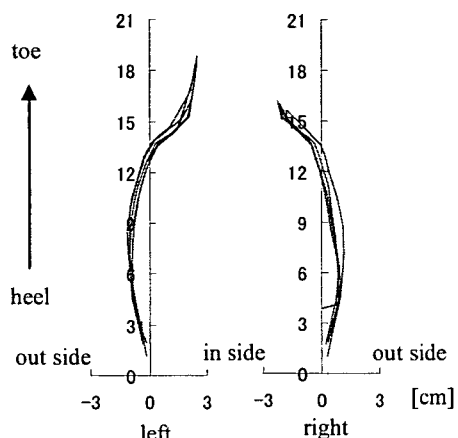


Fig.4 Result of COP with 5 steps walking on elderly

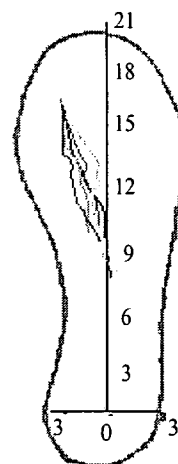


Fig.5 Result of characteristic pattern with 5 steps walking on physical weakness elderly

虚弱高齢者の歩行に多い“すり足”であると考えられる。

以上のように、開発した簡易型重心動揺計測装置により、無拘束に静止立位中の重心動揺と歩行中のCOPの軌跡が計測可能となった。すなわち、静的な計測と動的な計測が日常生活の環境下でも自然に計測ができるため、転倒予防の観点から現実に即した計測・評価が行えると考えられる。また装置の特徴上、大規模スクリーニングにも適すると考えられる。

3. 転倒リスク推定のためのバランス機能の評価

3.1 計測機器と評価指標の開発の関係

ここまで自由な環境下で、健康高齢者、特定高齢者、身体機能が低下した虚弱な要介護高齢者を対象として、バランス機能を計測するための簡易型重心動揺計測装置の開発について述べた。このことで転倒リスクを定量的に評価するために鍵となると考えられる歩行機能やバランス機能の観点から、大規模な転倒リスク評価のスクリーニングに利用できる可能性が考えられる。

次に必要なのは、得られた結果をわかりやすく表示するとともに、転倒リスクを定量的に評価するための指標の開発である。そこでここからは、得られた計測結果から転倒リスクを定量的に評価するための指標の開発について検討することとする。ここでは特に、静止立位中における評価に着目した。

3.2 SDA 法による高齢者の転倒リスク推定

一般的な姿勢制御能の評価方法は、静止立位中における身体の動揺量を評価している。Fig.3で示した結果もこれらを含んでいると考えられる。重心動揺計測による評価は、COP の総軌跡長や面積など、結果の積分値に対して評価が行われている^[11]。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動的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、重心の軌跡長や面積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 COP の重心動揺軌跡長や面積が大きくなることなどが報告されている^[15,16,17]。しかし、これらの指標は必ずしも加齢変化や姿勢制御能を反映していないことが指摘されている^[13]。

これらの理由から従来の重心動揺解析は、支持基底面の中での COP の制御に言及しないまま、姿勢制御能の検討がなされてきたといえる。そこで、COP がどのような軌跡で制御され、制御の観点から COP の結果がどうなると姿勢制御能が低下しているのかを検証する試みが必要であると考えられる。以上の理由から、高齢者の転倒リスクについて姿勢制御能の立場から評価を加える十分な水準にはないと考えられる^[14]。

姿勢制御は時間的に常に変化するため、検証を行うためには、重心動揺の時間的パラメータにも注目する必要がある。そこで本研究では、開発した計測機器から得られる出力値である COP を対象とし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^[18,19]された stabilogram diffusion analysis 法 (SDA 法) を用いて検討することとした。

SDA 法による算出方法について述べる。COP 軌跡は非定常

であり、ランダム性を多く含んでいると考えられる^[20]。そこで、COP 軌跡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に基づいて構築された SDA 法を採用した。COP 軌跡は、左右方向の時系列に座標データ x_i および前後方向 y_i として表現される。すなわち、時刻 i 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 $\Delta t (= Tm, T$ 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。

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

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

Fig.6 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 Fig.6 のように 2 つの領域に分けられる。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 らは、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^[18]。ここでの開ループとは、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。

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、短期間領域に当ては

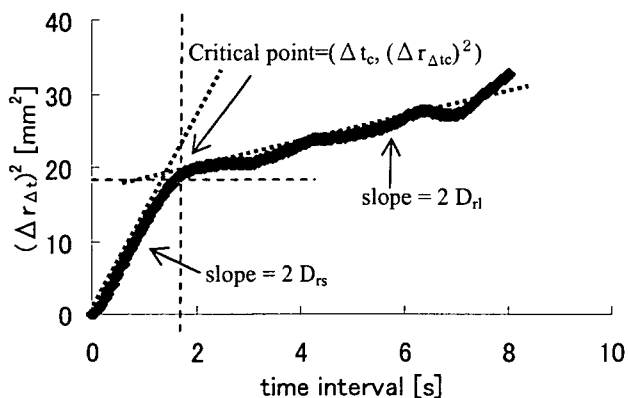


Fig.6 Example of COP analysis using SDA

めた直線の傾きが大きいほど 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^[18,19].

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し、short-term region に当てはまる傾きを D_{rs} 、long-term region の傾きを D_n と表現した。本論文では、特に、開ループシステムによる COP の確率論的活動の強さから転倒リスクを推定する可能性を探るために、 D_{rs} 、MSCD、CTI に着目して解析を進めた。

3.3 実験結果

対象者は若年者群 48 名(平均年齢 33.6 ± 14.6 歳, 18~64 歳), 高齢者群 41 名(平均年齢 77.7 ± 4.3 歳, 65~87 歳)である。すべての対象者は自立歩行可能、心疾患、脳血管疾患等の既往歴がないことを確認した。対象者には実験の主旨等を事前に説明し、インフォームドコンセントが得られた上で実験を行った。

Fig.7, 8, 9 には SDA 法によって得られる D_{rs} 、CTI、MSCD を年齢別に表示した。SDA 法から得られるパラメータの加齢変化を確認するために分類を行ったので、年齢は 18-30 歳の青年群、31-64 歳の中年群、65-75 歳の前期高齢者群、75 歳以上の後期高齢者群とした。従来から用いられている重心動揺のパラメータ、すなわち、面積、前後左右方向の最大移動範囲との比較には、65 歳未満の若年者群、65 歳以上の高齢者群と分けることとした。

計測は、開眼および閉眼両足立ちを 30 秒間計測することとした。

Fig.7 より、 D_{rs} は 65 歳未満では、視覚入力の有無にかかわらず、1.3 以下なのに対し、高齢者群では、30 歳以下の青年群に比べ、前期高齢者群で開眼時に 1.9 倍、閉眼時で 2.8 倍、後期高齢者群で開眼時に 4.4 倍、閉眼時で 3.2 倍大きくなった。つまり、加齢により拡散係数 D_{rs} の傾きが大きくなり、開ループの確率論的活動度が青年・中年群に比べて大きいことがわかった。

Fig.8 より、CTI は前期高齢者群で開眼と閉眼の差が大きいことと、開眼時に比べて閉眼時の方が CTI が小さい傾向にあることが読み取れるが、それ以外は加齢による CTI への影響は確認されなかった。

Fig.9 より、MSCD は 64 歳以下の青年、中年群では開眼時で 3.6 mm^2 以下、閉眼時で 2.8 mm^2 以下であるのに対し、高齢者群では、青年群に比べて、前期高齢者群で開眼時に 3.2 倍、閉眼時に 2.7 倍、後期高齢者群で開眼時に 3.7 倍、閉眼時で 3.4 倍大きいことがわかった。

Fig.10 より、若年者群と高齢者群の面積を比較すると、若年者群に比べて高齢者群の面積は、開眼で 1.8 倍、閉眼で 2.1 倍大きいことがわかった。 D_{rs} と面積の関係は、若年者群の相関係数は開眼、閉眼ともに 0.93、高齢者群の開眼は 0.92、閉眼は 0.79 といずれも高い相関が認められた。

Fig.11 より、左右方向の COP の最大移動距離を比較すると、

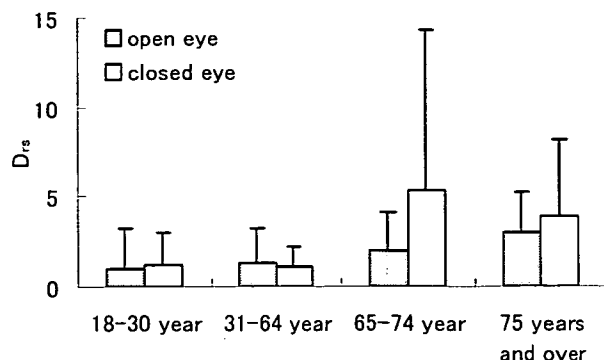


Fig.7 Aging change of D_{rs} with or without visual input

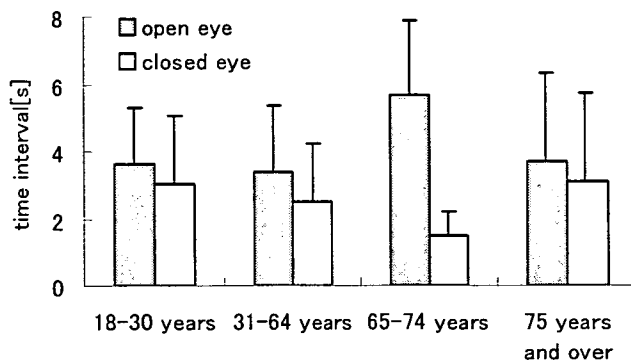


Fig.8 Aging change of CTI with or without visual input

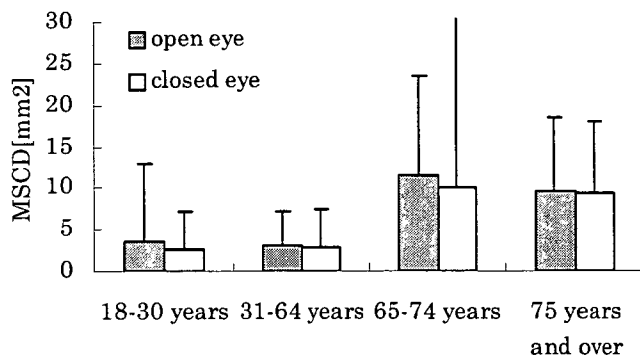


Fig.9 Aging change of MSCD with or without visual input

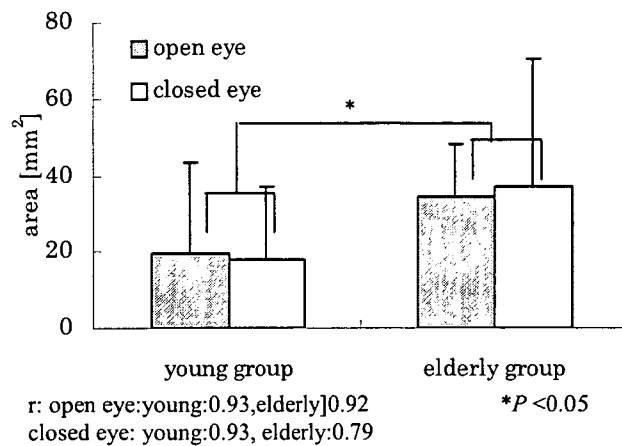


Fig.10 Aging change of area with or without visual input

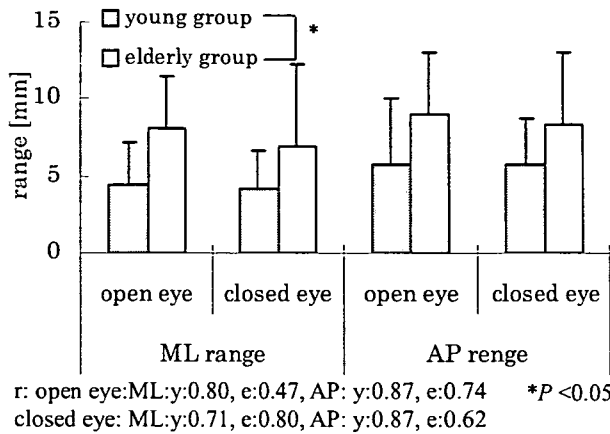


Fig.11 Aging change of displacement range with or without visual input

若年者群に比べて、高齢者群の左右方向の最大移動距離は、開眼で1.8倍、閉眼で1.6倍大きいことがわかった。Drsと左右方向の最大移動距離の関係は、若年者群の開眼で0.80、閉眼で0.71、高齢者群の開眼で0.47、閉眼で0.80であった。開眼時よりも閉眼時の方がDrsと左右方向のCOPの最大移動距離に高い相関が認められた。前後方向のCOPの最大移動距離を比較すると、若年者群に比べて、高齢者群の前後方向の最大移動距離は、開眼で1.6倍、閉眼で1.5倍大きいことがわかった。Drsと前後方向の最大移動距離の関係は、若年者群の開眼で0.87、閉眼で0.87、高齢者群の開眼で0.74、閉眼で0.62であった。開眼および閉眼ともにDrsと前後方向のCOPの最大移動距離に高い相関が認められた。

3.4 考察

本章では、COPから得られる結果について、姿勢制御の確率論的解析を基にしたSDA法を用いることで高齢者と若年者の姿勢制御能の制御システムの違いを解析し、転倒リスクに採用できると考えられるパラメータの検討を行った。

結果より、開ループ制御の確率論的活動度を意味するDrsは若年者群よりも高齢者群の方が大きいことがわかり、特に高齢者群の場合、閉眼によりDrsは大きく表れることがわかった。また、MSCDについても若年者群よりも高齢者群の方が大きく表れDrsと同様の結果が認められた。つまり、開ループ制御の確率論的活動度が大きいことは、境界点までの距離を延長させ、支持基底面が大きく使われることが推測された。

一方、境界点までの時間のパラメータであるCTIに加齢変化は認められなかった。つまり、姿勢制御のメカニズムの中で、鍵となる評価項目は、時間による制御ではなく、COPの位置情報を参照しながら、姿勢制御が行われていることが推察された。

COPの位置情報を取得するために使われる生体情報は、視覚、感覚器官で運動感覚をつかさどる三半規管や耳石器、足裏の固有感覚情報や機械受容器などが該当する。Fig.7のDrsは、視覚を遮断する閉眼時において、65歳以上の高齢者群は開眼

時の1.3倍大きくなった。視覚は生体情報の8割を占めるといわれ、視覚情報を遮断することは、閉ループシステムによって起こるCOPの安定中心点から遠方への移動の情報を視覚情報によって補正することが不十分となり、フィードバックによる制御の遅れを生じると考える。以上の理由から、姿勢制御の開ループ部分の確率論的活動度が大きくなることが推察された。

一方でMSCDは開眼よりも閉眼の方が同等か、むしろ小さくなる傾向がうかがえる。これは、姿勢制御を行える支持基底面の大きさに関係していると考えられる。安定にCOPを制御できる支持基底面の実効値は、下肢筋力や体の骨格の関係からほぼ決まっていると推測できる。したがって、開眼、閉眼にかかわらず、COPを制御できる最大値はそれほど変化しないことを意味すると考えられる。その結果、Fig.10の開閉眼時の面積、Fig.11の左右方向の最大移動距離、前後方向の最大移動距離の結果からも、開眼、閉眼時で同等か、むしろ小さくなる傾向にあると考える。

COPの加齢変化について考察すると、Fig.10より面積は若年者よりも高齢者群の方が約2倍大きくなり、合わせて、前後左右のCOPの最大移動距離が若年者群に比べて1.5~1.8倍拡大している結果が得られた。

SDA法のパラメータから加齢によりDrsとMSCDが拡大する傾向にあることがわかった。この結果は、足底部におけるCOPの支持基底面の実効値が拡大するとともに、制御の確率論的要素が大きくなることが反映されており、本結果で表された面積および前後左右の最大移動範囲の拡大は妥当であると考えられる。

一方、姿勢制御の方法について解剖学的に考えると、前後方向の動きは前頸骨筋と足底腱膜、足関節周辺の筋や前足部の機能が関与^[21]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^[21]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^[22]。

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ると予測される。測定の結果から、左右方向の最大移動距離の平均値と標準偏差は、若年者群の開眼で4.4±0.5mm、閉眼で4.2±0.6mm、高齢者群の開眼で8.1±1.8mm、閉眼で6.8±1.6mmであった。前後方向の最大移動距離の平均値は、若年者群の開眼で5.7±0.6mm、閉眼で5.7±0.7mm、高齢者群の開眼で9.0±1.6mm、閉眼で8.3±1.5mmであった。すなわち、若年者群、高齢者群ともに開閉眼状態において前後方向の最大移動距離の方が左右方向よりも大きいことがわかった。Drsも左右方向よりも前後方向で高い相関が認められていることから、姿勢の制御には左右方向よりも前後方向に積極的に行われていると推測できる。

この理由として、上述したように動揺を制御するための解剖学的見地から、前足部である足指が前後方向の姿勢制御のためのトルクを発生させて自発的に発生する動揺を制御しているため、

左右方向よりも前後方向の方が制御しやすいことが考えられる。

すなわち、本研究から得られた拡散係数 D_{θ} の結果は、足関節のトルクを発揮する筋、例えば、前頭骨筋、足底腱膜、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。

以上のように、加齢に伴う姿勢制御能のストラテジの変化が解析された。

4. 結論

本研究では、高齢者の転倒予防のために歩行機能とバランス機能に着目し、日常的な環境下で計測が可能なよう簡易型重心動揺計測装置を開発した。さらに、簡易型重心動揺計測装置から得られる結果から、簡便に転倒リスクを評価するための指標を検討するために、SDA法を用いて高齢者と若年者の姿勢制御の

参考文献:

- [1] 厚生労働省: 国民生活基礎調査, 2001
- [2] 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)
- [3] 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)
- [4] 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)
- [5] 山下 和彦, 斎藤 正男: 高齢者転倒防止能力の足指間圧力計測による推定, 計測自動制御学会, Vol.38, No.11, pp.952-957, 2002
- [6] 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, 電気学会論文誌 C, vol.124-C, no.10, pp.2057-2063, 2004
- [7] 山下和彦, 高野千尋, 杉本 千佳, 江副 亮介, 長井 宏和, 太田 裕治, 佐々木 健, 保坂 寛, 川澄 正史, 井野 秀一, 伊福部 達: 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, 2006
- [8] Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ: "visual input: its importance in the control of postural sway", Arch Phys Med Rehabil, 59, pp.586-591(1978)
- [9] Lord SR, Clark RD, Webster IW: "Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons", J Gerontol, 46, M69-76(1991)
- [10] 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)
- [11] Black FO, Wall C, Rockette HE, Kitch R, Normal subject postural sway during the Romberg test. AM J Otolaryngol 1982; 3: pp.309-318
- [12] Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE, Phase plane

ストラテジの違いから、転倒リスク評価指標の可能性について検討した。

これらの結果を用いることで、歩行能とバランス機能の観点から見た定量的な転倒リスクの推定が可能となり、特に対策が求められる特定高齢者や要介護高齢者のスクリーニングとオーダメイドな介入方法の開発につながると考えられる。

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 19 年明治安田厚生事業団 健康医科学研究助成, 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。

analysis of stability in quiet standing. J Rehabil Res Dev. 1995; 32: pp.227-235

[13] Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ, The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). Gait and Posture 2005; 21: pp.48-58

[14] Collins JJ, DeLuca CJ, Burrows A, Lipsitz LA, Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. Exp Brain Res. 1995; 104: pp.480-492

[15] 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 2003; 18: pp.101-108

[16] Hasselkus BR, Shambes GM, Aging and postural sway in women. J. Gerontol. 1975; 30: pp.661-667

[17] Murry MP, Seireg AA, Sepic BB, Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. J.Bone Joint Surg. 1975; 57:pp.510-516

[18] Collins JJ, DeLuca CJ, Open-loop and close-loop control of posture: A random-walk analysis of center of pressure trajectories. Exp Brain Res. 1992; 95: pp.308-318

[19] Collins JJ, DeLuca CJ, Random walking during quiet standing. Phys Rev Lett. 1994; 73: pp.764-767

[20] Duarte M., Zatsiorsky M, On the fractal properties of natural human standing: Neurosci. 2000; 283: pp.173-176

[21] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Giolo-porcjak k, Stiffness control of balance in quiet standing. J Neuro-physiol. 1998; 80: pp.1211-1221

[22] Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE, Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait posture 1999; 10: pp.161-170

高齢者の下肢筋力・姿勢制御能計測による転倒リスク評価

○ 山下和彦, 岩上優美, 今泉一哉・東京医療保健大学 医療保健学部 医療情報学科
小山裕徳, 川澄正史・東京電機大学 未来科学部 情報メディア学科
井野秀一, 伊福部達・東京大学 先端科学技術研究センター

Estimation of falling risk by measurement of lower limb muscular power and postural stability

○Kazuhiko YAMASHITA, Yumi IWAKAMI, Kazuya IMAIZUMI: Tokyo Healthcare University
Hironori KOYAMA, Masashi KAWASUMI: Tokyo Denki University
Shuichi INO, Toru IFUKUBE: University of Tokyo

Abstract: The aim of this study is to develop a simple stabilograph device and a lower limb muscular power measurement device for healthy and physically weak elderly. These devices which are used simply and quantitatively measurement are examined to prove useful of fall risk evaluation.

1. はじめに

高齢者の転倒が社会的問題である。高齢者の転倒は要介護要因の第3位に位置づけられ、高齢者医療費、介護費用の高騰、対象者自身の骨折によるADLの低下を予防するために、早急な対策が望まれている。2006年4月には、介護保険法の見直しにより介護予防が推進され、対象者それぞれにあった身体機能向上の手法やケアを適切に処方することが求められるようになった。

これらが特に求められる対象者として、要介護認定者の50%以上を占める要支援1, 2, 要介護1の軽度要介護高齢者と高齢者全体の5%であると推定されている身体機能が低下し、まもなく要介護認定を受けると考えられる特定高齢者が挙げられる。しかし、厚生労働省の介護予防継続的評価分析等検討会では、2006年11月の時点で、特定高齢者の割合は0.44%しか見出せなかったと報告した。

この問題点として、評価方法が主観的で、身体機能や活動度を評価するという目的を十分に果たしていない点にあると考える。そこで、定量的かつ簡便な身体機能の評価方法を明らかにし、転倒リスクを定量的に推定することが急務であるといえる。

2. 下肢筋力計測装置の開発

Fig.1に下肢筋力を定量的かつ簡便に計測・評価するための足指力計測器(左)と膝間力計測器(右)の概観を示す。足指力計測器は、膝から下の筋力を総合的に表すとともに、前足部の巧緻性が反映され、この2つの観点の掛け算が出力されることになる。

膝間力計測器は、股関節内転筋群(大・長内転筋、半腱様筋等)が機能して力を発揮するため、日常生活の階段の上り下りや歩行中の骨盤の保持など日常生

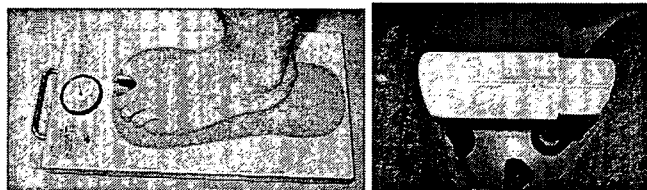


Fig.1 The device of toe-gap force measurement and the device of knee-gap force measurement

活中の活動を支える重要な筋力を計測・評価していると考えられる。

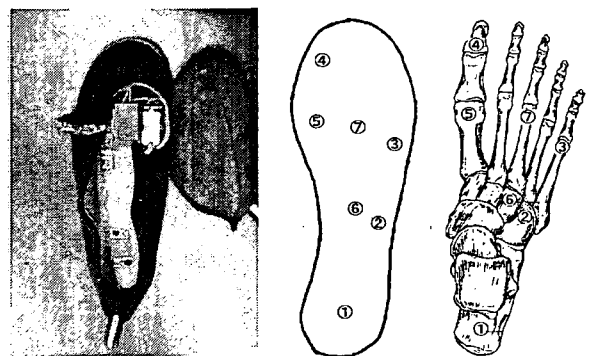
どちらも持ち運びが可能で、椅座位により計測を行えるだけでなく、計測結果がわかりやすく短時間で計測が可能であるため、幅広い高齢者の計測に適していると考えられる。すなわち、転倒予防が求められる軽度要介護高齢者と特定高齢者のスクリーニングや介入の効果判定(アウトカム評価)に利用可能だと考えられる。

3. 簡易型重心動揺計測器の開発

Fig.2に姿勢制御能を計測・評価するためのインソール型重心動揺計とセンサの配置図を示す。センサは片足7点とし、Fig.2右側の図のように配置した。これは歩行力学、解剖学的側面と高齢者の足部の変形、静止立位中、歩行中の重心の軌跡や荷重値から転倒リスクを評価することを考えて配置した。

センサ位置の検証は本計測器と据え置き型の従来の重心動揺計による比較から正しく計測が行えていることを確認している。

本計測器の利点は、無線で計測が行え、センサ位置が少ないことからデータ処理が簡便であるため、利用者無拘束で日常生活の姿勢制御能を計測・評価でき、フィードバックしやすいことにある。



① calcaneal tuber, ② cuboid bone, ③ fifth metatarsal head, ④ a thumb ball, ⑤ first metatarsal head, ⑥ intermedeiate sphenoid bone, ⑦ transverse arch center

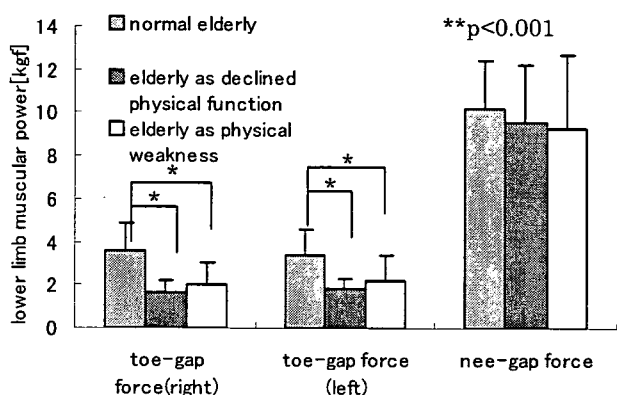
Fig.2 Device of stabilograph for unrestrained measurement and position of sensor in the device

4. 実験結果および考察

4-1 下肢筋力から見た高転倒リスク高齢者の抽出

Fig. 1, 2 に示した計測器より得られた結果の一部を Fig. 3 に示す。対象者は高齢女性 45 名で、健康高齢者 23 名 (平均年齢 75 歳), 特定高齢者 5 名 (平均年齢 83 歳), 要介護高齢者 17 名 (平均年齢 87.6 歳) である。対象者には、実験の主旨を事前に説明し、インフォームドコンセントを得た後に実施した。また計測前には、保健師や施設職員による体調などの問診を行い、事故の防止に努めた。

その結果、健康高齢者に比べて、特定高齢者、軽度要介護高齢者は足指力が左右ともに約 55% 低下しており、膝間力は 5~10% 低下していることがわかった。Table 1 は、Fig. 3 の結果について足指力と膝間力で相関を調べたものであるが、足指力の左右と膝間力の相関係数は、0.44~0.70 と高い相関が認められ、危険率も 0.01 以下であり有意差が認められた。すなわち、足指力が小さければ、膝間力も小さいことが推測でき、股関節内転筋力と下肢筋力は一様に低下することが明らかになった。



N: normal elderly:23 people, elderly as decline physical function:5 people, elderly as physical weakness:17people

Fig.3 Results of toe-gap force and nee-gap force between normal elderly and physical weakness elderly

Table 1 correlation coefficient of lower limb muscular power

	toe-gap force (right)	toe-gap force (left)	nee-gap force
toe-gap force (right)	1	0.70	0.44
toe-gap force (left)	0.70	1	0.64
nee-gap force	0.44	0.64	1

Table 2 Classification of lower limb muscular power on fall risk

fall risk	toe-gap force (right)		toe-gap force (left)	
	2.5kgf and over	less than 2.5kgf	2.5kgf and over	less than 2.5kgf
high	19	4	18	5
low	5	17	4	18
fall risk	nee-gap force		nee-gap force	
	10kgf and over	less than 10kgf	10kgf and over	less than 10kgf
high	16	7		
low	8	14		

Table 3 Result of odd ratio for lower limb muscular power by fall risk

	coefficient of regression	p value	odd ratio	95% confidence interval
toe-gap force (right)	2.78	0.001	16.15	9.21-28.31
toe-gap force (left)	2.76	0.001	16.20	9.24-28.39
nee-gap force	1.39	0.029	4.00	2.68-5.98

Table 2 は転倒リスクの低い健康高齢者群と転倒リスクが高いと考えられる特定高齢者群、軽度要介護高齢者群で分け、足指力は 2.5kgf、膝間力は 10kgf を閾値として分類したものである。閾値の設定は、統計学的に有意差が最も高くなる点から決定した。その結果、転倒リスクの高い対象者は、足指力 2.5kgf、膝間力 10kgf を下回る割合が高いことがわかった。さらに、その結果でオッズ比を求めてみると、Table 3 より、危険率は 0.05 以下であり、オッズ比も膝間力の 4.0 から足指力の 16.2 と高い割合で分類できることがわかった。すなわち、足指力および膝間力を用いることで、転倒リスクの高い高齢者を下肢筋力の観点からスクリーニングできることがわかった。

4-2 姿勢制御能から見た高転倒リスク高齢者の推定

姿勢制御能による高転倒リスク高齢者の推定のために、Fig. 2 に示した簡易型重心動揺計により、健康高齢者、特定高齢者、要介護高齢者の計測を行った。

結果の一例として Fig. 4 に特定高齢者 2 名の歩行中の重心の軌跡を示す。ともに 5 歩分を重ねて表示している。その結果、左側の図は踵から COP が始まり、足拇指と足第 2 指の間で COP が終わっており、5 歩分の軌跡にずれが少なく安定していることがわかる。右側の図は中足部から COP が接地し、軌跡がふらつきながら足拇指へ向かっているのがわかり、5 歩分のばらつきも大きいことがわかった。

すなわち、歩行中の重心の軌跡を評価することで対象者の歩行機能が解析できることがわかった。ここには示さないが、センサの出力値がわかっているために歩行相で重要な蹴りだしの力や踵接地時の力なども解析することができるため、これらを合わせて解析することで歩行能や姿勢制御能から見た転倒リスクについて定量的に評価できることがわかった。

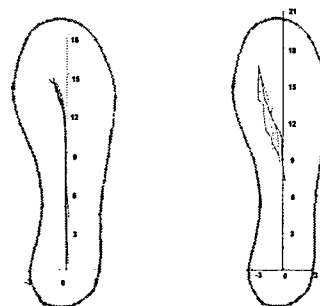


Fig.4 Results of COP trajectory on walking by elderly as declined physical function

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 18500441), 文部科学省科学研究費補助金 (B) (課題番号 18300191), 平成 19 年明治安田厚生事業団 健康医科学研究助成の研究助成にて行われた。