

## 論 文

## 中高齢者の歩行ゆらぎと体力の関連

<sup>1</sup> 續 田 尚 美      <sup>2</sup> 渡 邊 裕 也      <sup>3</sup> 横 山 慶 一  
<sup>4</sup> 吉 中 康 子      <sup>5</sup> 木 村 み さ か      <sup>6</sup> 岡 山 寧 子

<sup>1</sup> 同志社女子大学・看護学部・看護学科・実習助手（有期）

<sup>2</sup> 同志社大学・スポーツ健康科学部・スポーツ健康科学科・助教（有期）

<sup>3</sup> NPO 法人元気アップ AGE プロジェクト・理事

<sup>4</sup> 京都学園大学・経済経営学部・経営学科・教授

<sup>5</sup> 京都学園大学・健康医療学部・健康スポーツ学科・教授

<sup>6</sup> 同志社女子大学・看護学部・看護学科・教授

## Relation between walking fluctuation and physical fitness in the middle-aged and elderly

<sup>1</sup>Naomi Tsugita      <sup>2</sup>Yuya Watanabe      <sup>3</sup>Keiichi Yokoyama  
<sup>4</sup>Yasuko Yoshinaka      <sup>5</sup>Misaka Kimura      <sup>6</sup>Yasuko Okayama

<sup>1</sup>Department of Nursing, Faculty of Nursing, Doshisha Women's College of Liberal Arts, Assistant (contract)

<sup>2</sup>Department of Health and Sports Science, Faculty of Health and Sports Science, Doshisha University, Assistant Professor (contract)

<sup>3</sup>Specified nonprofit corporation GENKI UP AGE PROJECT, Chairman

<sup>4</sup>Department of Business Administration, Faculty of Economics and Business Administration, Kyoto Gakuen University, Professor

<sup>5</sup>Department of Health and Sports Sciences, Faculty of Health and Medical Sciences, Kyoto Gakuen University, Professor

<sup>6</sup>Department of Nursing, Faculty of Nursing, Doshisha Women's College of Liberal Arts, Professor

### Abstract

This study examined the relationship between walking fluctuation and physical fitness in 21 middle-aged and elderly healthy women ( $65.95 \pm 6.6$  years). Walking data was gained during a typical six-minute walk by using sensors in the participants' shoes. Stride time (ST), the coefficient of variation of stride time (STCV), and the fractal-scaling index ( $\alpha$ ) were calculated. Also measured were the ten-meter usual walking time, functional reach, one-leg standing time with eyes open, vertical jump height, and grip strength, and a fitness age score (FAS) was then calculated by using these results. In addition, twenty-second stepping frequency, thirty-second chair standing frequency, and isometric knee extension strength were measured. There was a significant negative correlation between age and FAS ( $r=-0.590$ ,  $p=0.005$ ). When participants were divided into two groups by a median of ST, STCV and  $\alpha$ , significantly superior physical fitness were observed in higher ST and higher STCV groups, whereas significantly longer step length were observed in higher  $\alpha$  groups. This study therefore suggests that STCV is more affected by musculoskeletal function than  $\alpha$ .

## 1. 緒言

ヒトの歩行能力は加齢に伴い変化する。具体的な変化としては、歩行速度の低下、歩幅の減少、つま先接地、すり足、両脚支持期の増大、歩行姿勢の前傾、方向転換能力の低下、姿勢反射の減弱などが挙げられる。また、歩行時の肩関節屈曲角度および肘関節伸展角度の減少、股関節屈曲角度の減少、後方脚足関節の底屈角度の減少なども見られる<sup>1,2)</sup>。これらの変化には、筋力、筋パワー、敏捷性、平衡性、柔軟性といった運動器の機能低下が影響することが指摘されている<sup>3-5)</sup>。特に、下肢筋力の低下は歩行速度に大きく影響し<sup>6-8)</sup>、高齢者の虚弱性（フレイル）の中心コンポーネントとして注目されるサルコペニア（加齢に伴う骨格筋量および筋力の低下）では、歩行速度がその診断基準になっている<sup>9,10)</sup>。

上記の運動機能指標のうち、特に敏捷性や平衡性といった機能は末梢の要素だけでなく中枢による影響を受けるが、これらを含めた一般的な運動器の機能低下に加えて、歩行に関わる中枢神経系の機能低下が加齢に伴う特徴的な歩行機能の減弱に寄与しているかもしれない<sup>11)</sup>。このような中枢神経系の機能として中枢パターン発生器（Central Pattern Generator: CPG）がある。CPGは脊髄に存在し、介在ニューロン群のネットワークにより構成され、上位中枢からの入力により歩行動作を支配していると考えられている<sup>12,13)</sup>。歩行動作では、CPGの働きにより膝関節伸展筋群と膝関節屈曲筋群が相互に協調して活動する<sup>14)</sup>。安定した歩行においては、膝伸展筋群と膝屈曲筋群が互いを妨害することなく逆位相に活動する。しかし、加齢などの影響でCPGの機能低下が生じると、両者の協調性が低下し、共収縮が生じるため、立位が不安定になることが報告されている<sup>15)</sup>。つまり、高齢者は若齢者と比べて、大腿部に運動した下腿部の自動的な活動が困難となる。その結果、小刻み歩行や外乱に対する適応が不十分となり、歩行の安定性を欠くと考えられてい

る<sup>16)</sup>。

近年、歩行に含まれる“ゆらぎ”が注目されている。ゆらぎとは、規則的な性質と不規則的な性質を含む、空間および時間的なリズムの変動を指し、平均値近傍の変動を含む時系列データのことである。ヒトの歩行では、一步一步に要するストライド時間は一定ではなく微妙に変化している。この微妙な変化にゆらぎの性質が含まれている。なお、歩行に加え、呼吸や心拍といった生体リズムにもゆらぎの性質が含まれている。歩行におけるゆらぎの性質は加齢に伴い変化し、ゆらぎの変化によって外乱への柔軟な適応が困難となり、転倒リスクが高まることが報告されている<sup>17)</sup>。先行研究の結果を総合的に勘案すると、歩行におけるゆらぎの性質はCPGの機能を反映していると考えられる。高齢者における歩行ゆらぎの性質は、敏捷性の指標である20秒ステッピング回数や平衡性の指標である開眼片脚立ち時間と有意な相関関係を有することが示されており<sup>18)</sup>、歩行ゆらぎと中枢機能との関係を支持する結果が得られている。また、高齢者の歩行ゆらぎの性質は下肢関節の可動域（股関節筋伸展、膝関節伸展、足関節の内旋および外旋）とも有意な相関関係が観察されている<sup>19)</sup>。しかしながら、歩行ゆらぎと各種身体機能の関連性を検討した報告はまだ少ない。そこでわれわれは、高齢者の歩行について新たな知見を得ることを目的として、歩行ゆらぎと体力の関連性を検討した。

## 2. 方法

### 1) 調査対象者

対象者は、京都学園大学が主催している体操教室（週に1回、1時間程度リズム体操を中心に実施）の参加者から募集した。適格条件は、運動器に障害や痛みがなく、歩行課題や身体機能測定を無理なく行えることとした。歩行課題の実施ならびに身体機能測定に参加した女性21名（65.95 ± 6.6歳、身長：153.9 ± 6.1cm、体重：54.4 ± 6.3kg、BMI：23.2 ± 2.1kg/m<sup>2</sup>）を対象者とした。本研究は、京都府立医科大学

医学倫理審査委員会の審査を受け、承認を得て実施した（承認番号：ERB-E-77）。

## 2) 歩行リズム

体育館に作成可能な最大距離である全長31.8mの楕円形歩行路を用いて、歩行データを取得した。歩行課題は、通常速度を6分間とした。通常速度とは普段の歩行速度であり、対象者には、いつも通りの速度で無理なく歩行するように指示した。スタート地点にはラインを引き、楕円形歩行路の線上にはカラーコーンを設置した。歩行はスタートラインにつま先が当たる位置から始め、カラーコーンの外周を歩行することとした。

### (1) 時系列データの取得

歩行中の踵の接地、すなわちオフ（遊脚位）からオン（立脚位）に変化するタイミングをオン・オフのデジタルデータとして、靴のインソールに設置したフットスイッチ（OT-NO-2、大阪自動電気社、米国製）から取得した。取得したオン・オフの歩行データは、腰部に装着した小型データロガー（FA-DL-2000、フォーアシスト社、日本製）にサンプリング周波数1,000Hzで記録した。

### (2) データ処理

フットスイッチから得られた時系列データから、ストライド時間、ストライド時間変動係数、フラクタル指数をそれぞれ算出した。

#### ①ストライド時間

フットスイッチから得られた1ストライドに要する時間の時系列データから、平均ストライド時間（以下、ST）を算出した。歩行開始時の加速局面と歩行終了時の減速局面の影響を排除するため、最初と最後の10サイクルを除いて計算を行った<sup>20)</sup>。

#### ②ストライド時間変動係数

STのばらつきを評価するため、STの変動

係数（以下、STCV）を求めた。高齢者を対象とした先行研究では、若齢者に比べて高齢者でSTCVが有意に高い値を示し<sup>21)</sup>、STCVが大きい者は小さい者に比べ、転倒リスクが有意に高いと報告されている<sup>20)</sup>。したがって、本研究ではSTCVを歩行安定性の一指標として用いた。なお、歩行課題実施中のSTには上昇傾向や下降傾向といった長期的な傾向変動が存在する可能性があるため、歩行課題全体でSTCVを算出すると長期的な傾向変動の影響を受け、STごとの変動を正確に評価することができない。したがって、本研究では100サイクルから110サイクルで算出し、長期的な傾向変動の影響を排除した。

#### ③フラクタル指数

前述の通り、歩行にはゆらぎの性質が含まれるため、毎回の1ストライド時間は完全に一致せず、微妙に変化している。この微妙な変化は過去のストライド時間の増減変化の影響を受けて決定される。しかし、新たな1ストライド時間は完全に過去の歩行で決定されているわけではなく“ある程度”の影響を受けているにすぎない。すなわち、過去の歩行におけるストライド時間の増減傾向が新たな一歩に“ある程度”反映される歩行が安定した歩行リズムと考えられている。本研究では、歩行に含まれるゆらぎの性質を評価するため、Detrended Fluctuation Analysis（以下、DFA）によりフラクタル指数（以下、 $\alpha$ ）を求めた。DFAとはフラクタル次元を計算する解析方法で、過去のデータが、新たなデータとどれだけの強さの相関を有しているかを示す手法である。DFAの手順はすでに報告されている方法に準拠した<sup>22-24)</sup>。

$\alpha$ は正の値をとり、元のデータのゆらぎの性質をあらわす値である。 $\alpha = 0.5$ のときゆらぎは完全にランダムノイズであり、過去の歩行が次の新たな一歩とまったく相関関係を持たないことを示す。 $\alpha > 0.5$ のとき、過去の歩行リズムが新たな一歩と正の相関関係を持つ。すなわ

ち、過去の変動が次の新たな一歩に影響を与えていると考えられている。この相関関係が強いほど $\alpha$ も大きくなる。 $\alpha = 1.0$ のとき、自然界や生体のゆらぎにしばしば見られる  $1/f$  ゆらぎとなる<sup>17)</sup>。

一般的に、安定した歩行における $\alpha$ は0.8～1.0であり、パーキンソン病やハンチントン舞踏病等に伴う歩行障害を有する者や、転倒歴を有する者の歩行における $\alpha$ は0.5に近いと報告されている<sup>17, 25, 26)</sup>。しかし、安定した歩行に関する $\alpha$ の基準は明確にされていないのが現状である。なお、STと同様に、最初と最後の10サイクルは除いて計算を行った。

### 3) 身体機能測定

#### (1) 体格

デジタル身長・体重計 (DST-210S、ムラテック KDS 株式会社、日本製) を用いて身長および体重を測定し、BMI を算出した。

#### (2) 身体機能評価項目

測定項目は開眼片脚立ち時間、握力、垂直跳び高、20秒ステップ回数、30秒チェアスタンド回数、ファンクショナルリーチ、等尺性膝伸展筋力、10m歩行時間(通常速度)とした。各種測定方法は、すでに報告されている方法に準拠した<sup>27)</sup>。測定方法の概要は以下のとおりである。

##### ①開眼片脚立ち時間

開眼片脚立ち時間は静的平衡性の指標とした。目を開けた状態で両手を腰にあて、どちらか片方の足を挙げた姿勢をどれだけ保持できるかをストップウォッチにて計測した。軸足が開始位置から移動したり、挙げた足が床や軸足に触れたり、腰に当てた手が外れた場合には、計測を中断することを伝えた。測定時間は120秒を上限とした。測定は短い休息を挟んで2回実施し、高値を測定値として採用した。

##### ②握力

握力は上肢筋力の指標とした。デジタル握力計 (T.K.K.5401、竹井機器工業株式会社、日本製) を用いて測定した。両足を肩幅に開いた直立姿勢で握力計が大腿部に触れないように指示して計測を行った。計測は短い休息を挟んで左右交互に2回ずつ実施し、左右の高値の平均を測定値として採用した。

##### ③垂直跳び高

垂直跳び高は下肢筋パワーの指標とした。デジタル垂直とび測定器 (T.K.K.5406、竹井機器工業株式会社、日本製) を用いて測定した。測定器のベルトを腰に巻き、対象者のタイミングで真上に可能な限り高く跳躍した際の腰の移動距離を計測した。測定は短い休息を挟んで2回実施し、高値を測定値として採用した。

##### ④20秒ステップ回数

20秒ステップ回数は敏捷性の指標とした。椅子に浅めに腰かけ、足元に30cmの間隔で引かれた2本の線の内側に両足を揃えた状態を開始とし、線を踏まないように両足を可能な限り素早く開閉し、20秒間に反復できた回数を計測した。対象者には動作中、両手で座面をつかみ身体を固定すること、足の開閉がばらばらになった場合やすり足になった場合は回数をカウントしないことを伝えた。

##### ⑤30秒チェアスタンド回数

30秒チェアスタンド回数は筋持久力の指標とした。43cmの高さの椅子に腰かけた状態から、腕を胸の前で交差して反動を使わずに立って座る動作を30秒間に何度反復できるかを測定した。対象者には、臀部が椅子に触れない場合や膝が十分に進展していない場合は回数をカウントしないことを伝えた。

##### ⑥ファンクショナルリーチ

ファンクショナルリーチは動的平衡性の指標とした。デジタル手のばし装置 (T.K.K.5802、

竹井機器工業株式会社、日本製)を用いて測定した。肩幅に足を開いた立位状態で右手に装置の取手を持ち、その腕を肩関節90°位置で保持した。その位置から右腕をできる限り前方へ伸ばし、バランスを崩すことなく到達できた距離を計測した。測定時には、左手は体側に添えた姿勢を保つことや、両足を床から離さないこと、平行移動で元の姿勢に戻れることを条件とした。測定は短い休憩を挟んで2回実施し、高値を測定値として採用した。

### ⑦等尺性膝伸展筋力

等尺性膝伸展筋力は下肢筋力の指標とした。片脚用筋力測定台(T.K.K.5715、竹井機器工業株式会社、日本製)を用いて、座位で膝関節90°位置での等尺性膝伸展筋力を測定した。計測は短い休憩を挟んで左右交互に2回ずつ実施し、左右の高値の平均を測定値として採用した。

### ⑧10m歩行時間(通常速度)およびステップ長

10m歩行時間は歩行能力の指標とした。対象者は、測定者のスタートの掛け声とともに歩行を開始し、測定者はスタートの掛け声から対象者の体幹が10mラインを超えるまでの時間を測定した。対象者には「いつも通りに歩いてください。」と教示した。試行は2回行い、その平均を測定値として採用した。

10mのうち2mと8mの地点にラインをひき、10m歩行中に2mから8mまでのラインを腰が通過する時間、および2mラインを通過した脚が8mラインを通過するまでの時間を測定し、6m歩行間におけるステップ長を算出した。

### (3) Fitness Age Score

身体機能を総合的に評価する指標としてFitness Age Score(体力年齢指標:以下、FAS)を使用した<sup>28)</sup>。FASは、Aging Biomarkerに基づく生物学的年齢を体力要素で評価するものであり<sup>29)</sup>、Nakamuraらの提案する方法に従って選出された<sup>27)</sup>。FAS推定式には、身

体機能測定13項目中、体力変数の加齢変化が男女ともによく反映されていた10m歩行時間(通常速度)、ファンクショナルリーチ、開眼片脚立ち時間、垂直跳び高、握力の5項目から構成されている<sup>27)</sup>。身体機能測定5項目の測定値を以下のFAS推定式に投入し、算出された値を客観的体力の指標とした。

$$\text{男性: FAS} = -0.203X_1 + 0.034X_2 + 0.0064X_3 + 0.044X_4 + 0.046X_5 - 3.05$$

$$\text{女性: FAS} = -0.263X_1 + 0.033X_2 + 0.0074X_3 + 0.048X_4 + 0.079X_5 - 2.52$$

$X_1$ =10m歩行時間(通常速度)(秒)、 $X_2$ =ファンクショナルリーチ(cm)、 $X_3$ =開眼片脚立ち時間(秒)、 $X_4$ =垂直跳び高(cm)、 $X_5$ =握力(kg)

### 3. 統計処理

各測定から得られたデータの代表値は平均±標準偏差で示した。各項目間の相関関係は、ピアソンの積率相関係数を用いて評価した。歩行指標を中央値で低値群と高値群にわけ、対応のないt検定を用いて群間の平均値の比較を行った。統計処理はSPSS(IBM SPSS Statics ver.23.0、日本IBM、日本製)を用いて行い、すべての検定において $p < 0.05$ を有意とした。

### 4. 結果

得られたデータを表1にまとめた。

年齢、歩行指標、FAS、各種体力要素について、それぞれ二変数間の相関係数を示した(表2)。また、ST、STCV、 $\alpha$ をそれぞれ中央値で二群に分け、各種体力値を群間比較した結果を示した(図1~図3)。

年齢は、FAS、開眼片脚立ち時間、握力、ファンクショナルリーチとの間で、それぞれ有意な負の相関関係(FAS: $r = -0.590$ ,  $p = 0.005$ ; 開眼片脚立ち: $r = -0.516$ ,  $p = 0.017$ ; 握力: $r = -0.443$ ,  $p = 0.044$ ; ファンクショナルリーチ: $r = -0.552$ ,  $p = 0.009$ )が認められた。



FASはチェアスタンド ( $r=0.692, p=0.001$ )、等尺性膝伸展筋力 ( $r=0.514, p=0.017$ ) と有意な正の相関関係を認めた (FAS算出のための5種目の構成要素を除く)。なお、FASを構成する5つの体力要素間の関係を見たところ、開眼片脚立ち時間において握力、垂直跳び高、ファンクショナルリーチとの間でそれぞれ有意な正の相関関係がみられた (握力:  $r=0.595, p=0.004$ ; 垂直跳び高:  $r=0.600, p=0.004$ ; ファンクショナルリーチ:  $r=0.467, p=0.033$ )。

表1 歩行指標、FAS、各種体力要素の平均値および標準偏差

	n=21	
	平均±SD	レンジ
ST (ms)	936.3 ± 42.5	839.5 - 996.4
STCV (%)	1.0 ± 0.3	0.5 - 1.4
$\alpha$	0.83 ± 0.22	0.34 - 1.28
FAS	1.19 ± 0.84	-0.80 - 2.10
開眼片脚立ち (sec)	96.7 ± 35.3	33.4 - 120
握力 (kg)	25.6 ± 3.5	20.5 - 3.5
垂直跳び高 (cm)	23.6 ± 6.3	10.0 - 41.0
ステッピング (time / 20sec)	73.5 ± 4.1	29.0 - 45.0
チェアスタンド (time / 30sec)	30.1 ± 6.5	13.0 - 42.0
ファンクショナルリーチ (cm)	44.3 ± 6.5	30.0 - 55.5
等尺性膝伸展筋力 (kg)	29.5 ± 5.1	17.3 - 38.2
10m歩行通常速度 (sec / 10m)	6.2 ± 0.6	5.3 - 7.6
ステップ長 (cm)	75.9 ± 11.7	54.2 - 103.1

SD: Standard deviation

FASは10m歩行時間(通常速度)、ファンクショナルリーチ、開眼片脚立ち時間、垂直跳び高、握力の5項目を木村らの式<sup>27)</sup>に代入して得た。

STはファンクショナルリーチとの間に有意な正の相関関係 ( $r=0.497, p=0.022$ ) を認めた。STを中央値 (943.697 msec) で低値群と高値群に分けて比較したところ、ファンクショナルリーチにおいて、ST高値群が低値群に比べて有意に高値を示した (図1-A:  $p=0.042$ )。FASおよびその他の体力要素では、統計的に有意な差は検出されなかった (図1-B)。

STCVは、垂直跳び高と等尺性膝伸展筋力と

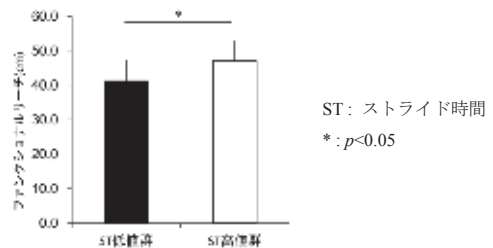


図1-A ST低値群・高値群におけるファンクショナルリーチの比較

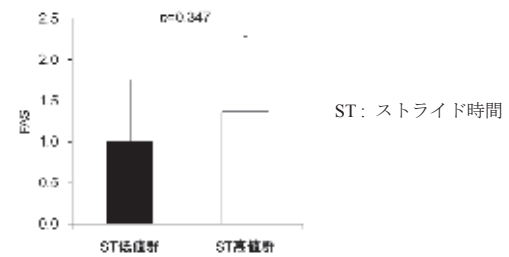


図1-B ST低値群・高値群におけるFASの比較

表2 年齢、歩行指標、FAS、各種体力要素の関連性

	年齢	ST	STCV	$\alpha$	FAS	開眼片脚立ち時間	握力	垂直跳び高	20秒ステッピング回数	30秒チェアスタンド回数	ファンクショナルリーチ	等尺性膝伸展筋力	10m歩行通常速度	ステップ長
年齢	r 1													
ST	r -0.425	1												
STCV	r -0.16	0.038	1											
$\alpha$	r -0.352	-0.082	0.052	1										
FAS	r -0.59 **	0.167	0.317	0.024	1									
開眼片脚立ち時間	r -0.516 *	0.111	0.156	-0.002	0.912 **	1								
握力	r -0.443 *	0.339	0.192	0.061	0.713 **	0.595 **	1							
垂直跳び高	r -0.368	-0.103	0.542 *	-0.038	0.726 **	0.6 **	0.287	1						
20秒ステッピング回数	r -0.107	-0.223	0.413	0.081	0.358	0.264	0.196	0.556 **	1					
30秒チェアスタンド回数	r -0.234	-0.276	0.259	-0.181	0.692 **	0.654 **	0.328	0.584 **	0.403	1				
ファンクショナルリーチ	r -0.552 **	0.497 *	0.152	0.08	0.546 *	0.467 *	0.294	0.134	-0.14	0.239	1			
等尺性膝伸展筋力	r -0.395	0.095	0.547 *	-0.166	0.514 *	0.443 *	0.37	0.537 *	0.449 *	0.5 *	0.208	1		
10m歩行通常速度	r 0.072	0.373	0.144	0.012	-0.468 *	-0.407	-0.142	-0.303	-0.271	-0.591 **	-0.011	-0.057	1	
ステップ長	r -0.036	-0.152	0.187	0.495 *	0.102	-0.076	0.024	0.124	-0.013	-0.154	0.071	-0.361	-0.300	1

r: 相関係数

\*\* :  $p < 0.01$

\* :  $p < 0.05$

FASは10m歩行時間(通常速度)、ファンクショナルリーチ、開眼片脚立ち時間、垂直跳び高、握力の5項目を木村らの式<sup>27)</sup>に代入して得た。

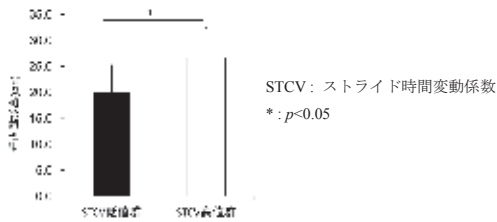


図 2-A STCV 低値群・高値群における垂直跳び高の比較

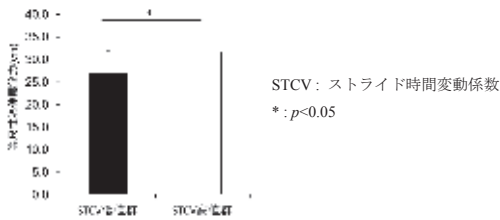


図 2-B STCV 低値群・高値群における等尺性膝伸展筋力の比較

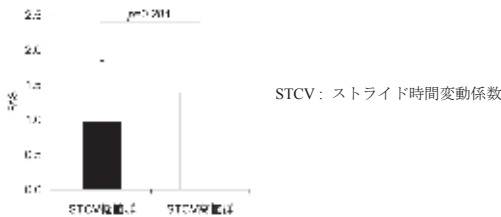


図 2-C STCV 低値群・高値群における FAS の比較

の間に有意な正の相関関係（垂直跳び高： $r=0.542$ ,  $p=0.011$ ；等尺性膝伸展筋力： $r=0.547$ ,  $p=0.010$ ）が認められた。STCV を中央値（0.00926）で低値群と高値群に分けて比較したところ、垂直跳び高ならびに等尺性膝伸展筋力において、STCV 高値群が低値群に比べて有意に高値を示した（図 2-A： $p=0.012$ ；図 2-B： $p=0.035$ ）。一方、FAS およびその他の体力要素では、統計学的に有意な差は観察されなかった（図 2-C）。

$\alpha$  はステップ長との間で有意な正の相関関係（ $r=0.495$ ,  $p=0.026$ ）を認めた。 $\alpha$  を中央値（0.86）で低値群と高値群に分けた際の比較では、ステップ長において  $\alpha$  高値群が低値群に比べて有意に高値を示した（図 3-A： $p=0.030$ ）。FAS およびその他の体力要素では、統計学的

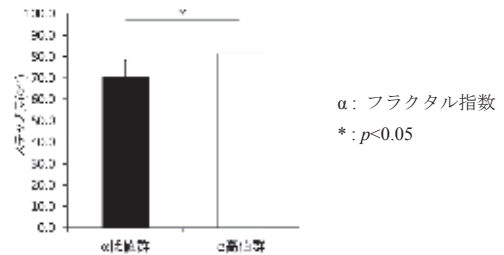


図 3-A  $\alpha$  低値群・高値群におけるステップ長の比較

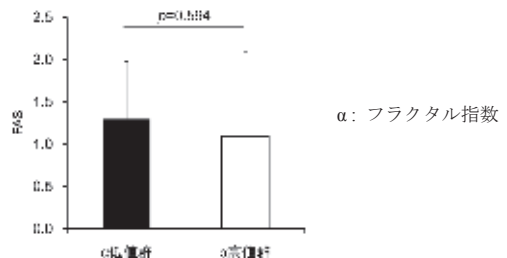


図 3-B  $\alpha$  低値群・高値群における FAS の比較

に有意な差は検出されなかった（図 3-B）。

## 5. 考察

年齢と ST、STCV、 $\alpha$  および、FAS の関係を検討した結果、FAS は年齢との間に有意な負の相関関係が認められた。運動習慣がある中高齢者においても、加齢とともに体力年齢が低下していることが明らかとなった。しかしその一方で、歩行指標である ST、STCV、 $\alpha$  は、年齢と無関係であった。5つの体力要素で算出される FAS と比較して、中枢神経機能を反映していると考えられる ST、STCV、 $\alpha$  は加齢の影響を強くは受けないのかもしれない。また、各種体力要素を見てみると、年齢は開眼片脚立ち時間、握力、ファンクショナルリーチとの間で有意な負の相関関係を認めた。これらの指標は FAS の構成要素であり、加齢に伴う筋力や静的および動的バランス能力の機能低下が総合的な体力年齢に影響していることが予想される。

FAS の構成要素以外の体力要素を含めて、それぞれの関連性を見てみると、FAS はチェアスタンドおよび等尺性膝伸展筋力とそれぞれの間で中程度の有意な正の相関関係を認めている（チェアスタンド： $r=0.692$ ,  $p=0.001$ ；等

尺性膝伸展筋力： $r=0.514$ ,  $p=0.017$ )。チェアスタンドと等尺性膝伸展筋力は主に下肢の筋機能を示しており、これらの体力要素は総合的な体力年齢の評価となり得るかもしれない。また、等尺性膝伸展筋力はFASの他に、ステッピングとの間でも中程度の有意な正の相関関係を認めた ( $r=0.449$ ,  $p=0.041$ )。素早い動作は強い筋力発揮能力に裏打ちされていると推測される。一般的には、各種体力要素は歩行速度と関連することが知られている<sup>6-8)</sup>。本研究の対象者は、週に1回の体操教室に参加するアクティブな中高齢者であり、一般の女性高齢者よりも体力レベルが高い。実際に代表的な体力要素である歩行速度を同年代の平均値と比較してみると本研究の対象者の体力は明らかに優れている(歩行速度：本研究対象者の平均値 100.2 m/min；同年代の平均値 81.4 m/min)<sup>30)</sup>。本研究では、対象者の体力レベルが高いことで、一般的な高齢者で観察されるような筋力に代表される各種体力要素と歩行速度に有意な関連が認められなかったと考えられる。

STはファンクショナルリーチとの間で有意な正の相関関係を認めた。また、STを中央値で二群に分類して比較した結果、ファンクショナルリーチはST高値群で低値群に比べて有意に優れていた。本研究ではストライド長を測定していないので、明確に結論付けることはできないが、おそらくSTが長い者はストライド長が大きい。ファンクショナルリーチは動的平衡性の能力を示すことから、ストライド長が大きい者は、より動的バランス能力が高いことが推察できる。反対に、STが短い、おそらくストライド長が小さい者は、歩行中揺らぐ体幹の重心を支持基底面積内に収める能力が低いと解釈できる。

STCVは垂直跳び高および等尺性膝伸展筋力との間で有意な正の相関関係を認めた。STCVを中央値で二群に分類して比較した結果では、垂直跳び高と等尺性膝伸展筋力のふたつの体力要素において、STCV高値群は低値群に比べて有意に高値を示した。つまり、下肢の筋パワー

および筋力が高いほど、STのばらつきが大きくなる結果が示された。この結果は、下肢の筋パワーや筋力が高ければ歩行が不安定になることを意味しているのであろうか。Hausdorffらは、歩行能力の一評価指標である転倒歴とSTのばらつきを表すSTCVの関係について、STCVは値が大きいほど歩行が不安定になるとの見解を示しており、転倒歴がある者はない者に比べてSTCVが高いと報告している<sup>20)</sup>。また、STCVと筋力の関係については、握力、ファンクショナルリーチ、閉眼片脚立ち時間、チェアスタンドなどの各種体力要素や、日常生活動作、生活習慣および認知機能と転倒歴を検討した先行研究において、転倒につながる相対リスクが最も高い項目は筋力低下であると報告しており<sup>31)</sup>、筋力の増強が転倒リスクを軽減させる対策のひとつと解釈されている。これらの先行研究をまとめると、STCVと等尺性膝伸展筋力との間に負の相関関係があることが予想されるが、本研究では逆の結果が得られた。

本研究の結果、等尺性膝伸展筋力はFASのみならず敏捷性を反映する20秒ステッピング回数や筋持久力の指標である30秒チェアスタンド回数とも有意な正の相関関係(20秒ステッピング回数： $r=0.449$ ,  $p=0.041$ ；30秒チェアスタンド回数： $r=0.506$ ,  $p=0.023$ )を認めている。つまり筋力が高い者は、総じて身体機能レベルが高く、歩行中の外乱に対してすばやく適切に対応する能力が高いと予測される。本研究では、歩行中の外乱への対応能の大きさが、STCVの大きさとして観察されたのかもしれない。Shinらは、健常な高齢者では、等尺性膝伸展筋力とステップ幅のばらつきに有意な正の相関関係を認めており ( $r=0.29$ )、本研究と類似した結果を報告している。さらに彼らは、Muscle Quality (以下、MQ) という筋力指標も用いている。MQとは、骨格筋量で骨格筋力を標準化した指標であり、筋量の指標と筋活動における中枢神経系機能の働きを合わせたものである<sup>32)</sup>。MQと歩行指標のばらつきとの関係は、単純な筋力との関係とは逆の結果が観察



されており、MQはストライド長、ステップ長、ステップ幅それぞれのばらつきおよび立脚時間と負の相関関係( $r=-0.49\sim-0.26$ )を認めたと報告している。Shinらの報告は、歩行指標のばらつきに対する中枢神経系機能評価の重要性を示唆している。

$\alpha$ はステップ長と有意な正の相関関係を有する結果が得られた。また、 $\alpha$ を中央値で二群に分けて群間比較を行ったところ、ステップ長において $\alpha$ 高値群が低値群に比べて有意に高値を示す結果が得られた。本結果から、 $\alpha$ が高い者は片方の足の着地からもう一方の足の着地までの距離が長く、安定した歩行リズムであることが示された。 $\alpha$ が高い者は、正常な歩行リズムを生成するCPGの機能、すなわち中枢神経系機能が保持されており、結果としてステップ長が長く、安定した歩行リズムとなるのかもしれない。また、 $\alpha$ が高値であるとステップ長が長いという結果は、CPG機能を反映する能力が高いという解釈も可能である。つまり、ステップ長が長いと脚を巧みに動かすための時間的な余裕が十分にあるため、CPGが生成するリズムに従い、下肢筋群が協調的に活動できる。反対に、 $\alpha$ が低いと下肢筋群が協調的に働く余裕がなく、CPGが正常なリズムを出力していたとしてもそれが実際の歩行動作に反映されないのかもしれない。

片方の足の着地から再び同側の足の着地までの、歩行サイクルを計測した値であるSTは、CPGの影響を受けていると考えられる。したがって、STから算出したSTCVおよび $\alpha$ は、CPGの影響を受けるという解釈は妥当であろう。STCVおよび $\alpha$ のうち、体力指標との間に有意な相関関係や二群に分けた際の群間差が観察されたのはSTCVであった。一方、 $\alpha$ はステップ長との間に有意な関連性が認められ、複数の体力要素との関連が認められたSTCVとは異なる結果となった。これらの結果は、STCVおよび $\alpha$ は歩行におけるそれぞれ別の要素を反映する指標であることを強く示唆している。本研究結果から解釈すると、STCVおよ

び $\alpha$ のうち、より末梢の機能の影響を受けやすいのはSTCVなのかもしれない。

複数の先行研究では転倒歴を中枢神経系機能あるいは末梢の運動器機能の一方向から評価している。一方、運動器機能と中枢神経系機能の関係性を検討した先行研究では、加齢に伴う歩行能力の低下には、筋力のみならず他要因の影響が示唆されている<sup>18, 19, 32)</sup>。また、神崎らはCPGに着目し、歩行動作における下肢の筋活動を評価しており、高齢者では歩行中の下肢筋群における神経活動の協調性が低下していることを報告している<sup>16)</sup>。歩行動作時に各筋が協調して活動できない場合、各筋が発揮可能な最大筋力が高くても、安定したしなやかな歩行とはならない。このような状況において、STCVの上昇や $\alpha$ の低下が生じる可能性が考えられる。STCVおよび $\alpha$ はおそらく歩行安定性に関連する指標であると考えられるが、それぞれ歩行のどの要素を反映するのかを結論付けることは、現時点では非常に難しい。安定した歩行には、片方の脚における下肢筋群の協調性のみならず、両側の互いの協調性も寄与している可能性が十分にあり得るので、両側の検討も必要かもしれない。

本研究の結果を解釈する際、本研究の対象者はアクティブな中高齢者であることに留意しなければならない。すなわち、体力レベルが高い集団での検討により、各種体力要素と歩行指標の真の関係性がマスクされている可能性が排除できない。したがって、今後、幅広い体力レベルの者を対象に中枢神経機能および末梢の運動機能の両指標を転倒リスクの説明変数とする検討を行い、ST、STCV、 $\alpha$ の関連性を評価する必要がある。

## 6. 結論

本研究結果から、週に一度の体操教室に参加している中高齢者においても、加齢に伴って体力年齢は低下することが明らかとなった。その一方で歩行指標には年齢との相関関係は観察されなかった。

歩行指標と各種体力要素の関係性について検討した結果、高い下肢筋力がSTCVを大きくする方向に作用している可能性、ならびに歩行リズムの安定性にはステップ長が関与している可能性が示唆された。STやSTCVでは体力要素との関連を認めなかった。これらの結果から、STCVおよび $\alpha$ のうち、抹消の筋機能の影響を受けやすい指標はSTCVであることが推測される。

これまでに中枢神経系機能に着目した歩行指標と体力要素との関連について述べた研究は少なく、本研究結果は新たな知見となった。

## 7. 謝辞

本研究を実施するにあたり、快く歩行測定に参加いただいた対象者の皆様、ならびにNPO法人元気アップAGEプロジェクトサポーターの皆様にご心より深く感謝申し上げます。

### 引用文献

- 1) 大内尉義 (監). 日常診療に活かす 老年病ガイドブック 1 老年症候群の診かた. 株式会社メジカルビュー社, 146-206, 2005.
- 2) 鈴木隆雄. 高齢者の歩行障害と転倒防止. 医学のあゆみ, 222: 387, 2007.
- 3) トレーニング科学研究会. シリーズ [トレーニングの科学] 4 加齢とトレーニング. 株式会社朝倉書店, 1999.
- 4) 田井中幸司, 青木純一郎. 高齢女性の歩行速度の低下と体力. 体力科学, 51: 245-252, 2002.
- 5) Hausdorff JM, Nelson ME, Kaliton D, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, Singh MA. Etiology and modification of gait instability in older adults : a randomized controlled trial of exercise. *J Appl Physiol*, 90: 2117-2129, 2001.
- 6) Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor Function, Gait Patterns and Falls in Community-dwelling Women. *Age and Ageing*, 25: 292-299, 1996.
- 7) 柳川和優, 磨井祥夫. 歩行速度と最大一歩幅, ファンクショナルリーチの関連. 広島経済大学研究論集, 32: 31-42, 2009.
- 8) 大杉紘徳, 村田伸, 堀江淳, 宮崎純弥, 太田尾浩, 久保温子, 八谷瑞紀, 溝田勝彦, 岩瀬弘明. 地域在住高齢者の各種歩行パラメータに関連する要因分析. *Japanese J Health Promotion and Physical Therapy*, 4: 31-35, 2014.
- 9) Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Jean-Pierre M, Rolland Y, Schneider SM, Topinková E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis. *Age and Ageing*, 39: 412-423, 2010.
- 10) Chen LK, Liu LK, Woo J, Assantachai P, Auyeung TW, Bahyah KS, Chou MY, Chen LY, Hsu PS, Krairit O, Lee JS, Lee WJ, Lee Y, Liang CK, Limpawattana P, Lin CS, Peng LN, Satake S, Suzuki T, Won CW, Wu CH, Wu SN, Zhang T, Zeng P, Akishita M, Arai H. Sarcopenia in Asia: consensus report of the Asian Working Group for Sarcopenia. *J Am Geriatr Soc*, 15: 95-101, 2014.
- 11) 黒沢尚, 青木きよ子 (編). 新体系看護学全書 成人看護学 11 運動器. メヂカルフレンド社, 216, 2014.
- 12) Grillner S. Neurobiological Bases of Rhythmic Motor Acts in Vertebrates. *Science*, 228, 4696: 143-149, 1985.
- 13) Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y, Pinter MM. Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humans<sup>a</sup>. *Annals of the New York Academy of Sciences Neuronal Mechanisms for Generating Locomotor Activity*, 860: 360-376, 1998.
- 14) 多賀殿太郎. 脳と身体の動的デザイン. 金子書房, 2002.
- 15) Kouzaki M, Shinohara M. Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. *Muscle & Nerve*, 42: 78-87, 2010.
- 16) 神崎素樹, 木村哲也. セントラルパターンジェネレータに着目した高齢者の歩行リズムの解明～高齢者の転倒予防の確立に向けて～. 研究結果報告書集 交通安全等・高齢者福祉, 17: 95-98, 2011.
- 17) Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait instability and fractal dynamics of

- older adults with a "cautious" gait: why do certain older adults walk fearfully?. *Gait and Posture*, 21: 178-185, 2005.
- 18) 横山慶一, 木村みさか, 小田伸午. 歩行安定性指標としての歩調ゆらぎの有効性. *Japan Society of Fitness and Sport Medicine*, 57: 808, 2008.
  - 19) 横山慶一, 山田陽介, 木村みさか, 松村吉浩, 川口亜紀, 小田伸午. 高齢者の歩調ゆらぎと筋力・バランス能力・柔軟性の連関. *体力科学*, 55: 744, 2006.
  - 20) Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait Variability and Fall Risk in Community-Living Older Adults: A 1-year Prospective Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82: 1050-1056, 2001.
  - 21) Malatesta D, Simar D, Dauvilliers Y, Candau R, Borrani F, Préfaut C, Caillaud C. Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *J Appl Physiol*. 95: 2248-2256, 2003.
  - 22) 木村みさか, 横山慶一, 小田伸午, 永田晟. Detrended Fluctuation Analysis (DFA) を用いて高齢者の歩調のゆらぎを測る (「しなやかさ・力強さ」指標から高齢者の歩行機能低下防止策を探る). *デサント科学*, 29: 88-97, 2008.
  - 23) Peng CK, Buldyrev SV. Finite size effects on long-range correlations: implications for analyzing DNA sequences. *Physical Review*, E 47: 3730-3733, 1993.
  - 24) Hausdorff JM, Peng CK, Ladin Z, Wei JY, Goldberger AL. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *J Appl Physiol*, 78: 349-358, 1995.
  - 25) Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng CK, Cudkowicz ME, Wei JY, Goldberger AL. Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *J Appl Physiol*, 82: 262-269, 1997.
  - 26) Hausdorff JM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL. When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica, A* 302: 138-147, 2001.
  - 27) Nakamura E, Lane MA, Roth GS, Ingram DK. A strategy for identifying biomarkers of aging: further evaluation of hematology and blood chemistry data from a calorie restriction study in rhesus monkeys. *Experimental Gerontology*, 33: 421-443, 1998.
  - 28) Kimura M, Mizuta C, Yamada Y, Okayama Y, Nakamura E. Constructing an index of physical fitness age for Japanese elderly based on 7- year longitudinal data: sex differences in estimated physical fitness age. *J American Aging Association*, 34: 203-214, 2012.
  - 29) Ingram DK, Nakamura E, Smucny D, Roth GS, Lane MA. Strategy for identifying biomarkers of aging in long-lived species. *Experimental Gerontology*, 36: 1025-1034, 2001.
  - 30) 国立研究開発法人国立長寿医療研究センター 老年学・社会科学研究所 NILS-LSA 活用研究室. 国立長寿医療研究センター・老化に関する長期縦断疫学研究 モノグラフ第7次調査, <http://www.ncgg.go.jp/department/ep/monograph7thj/monograph7thj.htm>
  - 31) American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention: Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatric*, 49: 664-672, 2001.
  - 32) Shin S, Valentine RJ, Evans EM, Sosnoff JJ. Lower extremity muscle quality and gait variability in older adults. *Age and Ageing*, 41: 595-599, 2012.