重心移動課題における足関節筋の同時収縮に及ぼす加齢の影響

相馬 優 樹¹⁾ 衣 笠 隆¹⁾
漆 畑 俊 哉^{1,2)} 三 好 寛 和¹⁾

AGING EFFECTS ON CO-CONTRACTION OF ANKLE MUSCLES DURING VOLUNTARY SWAY TASK

YUKI SOMA, TAKASHI KINUGASA,
TOSHIYA URUSHIHATA and HIROKAZU MIYOSHI

Abstract

The aim of this study was to compare co-contraction of ankle muscles between older and young adults performing a voluntary sway task, and identify any relationships between co-contraction, balance ability and muscular strength. The task involved displacement of the center of mass backwards and forwards continually during upright stance under three amplitude conditions, large, small and preferred, with sway speeds of slow, medium and fast. The participants comprised 17 older (64.1 ± 2.9 years) and 14 young (21.3 ± 3.3 years) women. Electromyographic recordings were obtained from the tibialis anterior and the medial gastrocnemius muscles during task performance to calculate the co-contraction index (CCI) and evaluate the relative level of co-contraction of antagonist muscle. Additional measurements were obtained from balance tests including body sway tests, functional reach, gait tests, and the EquiTest (Neurocom) and also muscular strength of plantar flexion and dorsiflexion. The CCI was highest under large sway amplitude, but did not differ among sway speeds. The CCI was higher in the older group (23%) than in the young group (15%). Multiple regression analysis revealed that the CCI correlated with body sway in the EquiTest and functional reach, and dorsiflexion strength. Therefore, this study suggested that co-contraction of ankle muscles increased with aging and related to not only static and dynamic balance abilities, but also ankle dorsiflexor strength.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2010, 59: 143~156)

key word : older adults, falls, co-contraction index, balance ability, muscle strength

I . 緒 言

加齢によるバランス能力の低下は転倒・骨折を生じ、要介護になるリスクを高める^{1,2)}。このために、バランス能力の低下した高齢者を早期に識別することは要介護や寝たきりを予防する上で重要である。

バランス能力は様々な課題を用いて評価されるが、立位姿勢を保持するために足関節筋である腓腹筋やヒラメ筋、前脛骨筋の筋活動が不可欠である³⁾。特に、立位姿勢のバランス課題において高齢者や転倒恐怖を持つ者は、足底屈筋である腓腹筋（あるいはヒラメ筋）と足背屈筋である前脛骨筋を同時に活

動させる同時収縮を起こしやすいことが明らかとなっている⁴⁻⁶⁾。

Manchester et al. は可動式の起立台上で立位姿勢を維持している対象者に台の前後移動による外乱を加える課題を3回試行した時の大腿四頭筋、ハムストリングス、前脛骨筋、腓腹筋の筋活動を観察した。その結果、全試行で同時収縮を起こした若年者は18%だったが、高齢者では44%であった⁴⁾。また、Laughton et al. は安静立位姿勢保持課題を10試行行った時の上腿と下腿の筋活動を観察したところ、高齢者は若年者に比べて同時収縮を起こす試行数が1.5~5倍になることを報告した⁵⁾。Benjuya et al.

¹⁾ 筑波大学大学院人間総合科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1

²⁾ 筑波技術大学保健科学部
〒305-8521 茨城県つくば市春日4-12-7

Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba.

Faculty of Health Sciences, Tsukuba University of Technology.

によると, 安静立位姿勢における足関節筋の筋活動を観察したところ, 高齢者で前脛骨筋の筋活動量が高まり, 足関節筋の同時収縮が強まることを明らかにした⁶⁾。

このように, 同時収縮に関する先行研究で用いられた課題は台移動などの外乱や安静立位である。高齢者の転倒はつまずきや滑りのような外乱を含む動的な立位姿勢保持の崩れによって生じ, 安静立位では少ない⁷⁾。また, 従来の外乱による研究では, 同時収縮が足圧中心の移動距離や速度に依存する可能性があるが, これらの関連を考慮していない。一方, 高齢者の転倒はバランス能力や筋力の低下と関連する報告があるので^{8,9)}, 加齢に伴う同時収縮の増加はバランス能力あるいは筋力の低下と関連する可能性がある。しかしながら, 現在のところ, 同時収縮がバランス能力や下肢筋力と関連することを明らかにした研究は見当たらない。

そこで, 本研究では地域在住の中高齢者と若年者を対象に, 動的な立位姿勢保持課題を用いて足関節筋にみられる同時収縮に及ぼす加齢の影響を明らかにする。このために, 足関節を軸に体を前後に傾ける前後重心移動課題を用い, 課題中の足圧中心の移動距離と速度を変化させて同時収縮に及ぼす影響を検証する。さらに, 足関節筋の同時収縮とバランス能力, ならびに筋力との関連を明らかにする。本研究の仮説は, 中高齢者において前後重心移動課題時に足関節の同時収縮が強まり, 同時収縮の強さは足圧中心の移動距離と速度に依存する。さらに同時収縮の強さはバランス能力や筋力に関連することである。

Ⅱ．方 法

A．対象者

対象者は, 募集の呼びかけに応じた, 地域在住の60歳以上の中高齢者17名と若年者14名である。前者を中高齢群, 後者を若年群とした。対象者はいずれも女性であり, 神経筋系, 聴覚, 視覚の障害はみられなかった。なお, 本研究は筑波大学研究倫理委員会の承認(2008年度623番)の下で行われ, 対象者全員から同意書を得た。

B．実験装置

後述する前後重心移動課題を行う際, 利き脚の前

脛骨筋(TA), 腓腹筋内側(GM)から表面筋電図を導出した。安静立位においてはヒラメ筋への依存が大きいとされるが³⁾, 前後重心移動課題においてヒラメ筋よりも腓腹筋に活発な筋活動がみられたため, 本研究では足底屈筋としてGMを選択した。電極には直径5mmの双極銀電極を用い, 筋腹付近に電極間距離20mmで装着した。電極間の電気抵抗は10k Ω 以下に処理した。筋電図の信号は生体電気用アンプ(三栄社製1253A)によって増幅し, フィルターを5.3Hz~1000Hzに設定した。その後AD変換(NATIONAL INSTRUMENT社, LabVIEW 7, サンプリング周波数2000Hz)し, パーソナルコンピュータに記録した。

前後重心移動課題を実施するために, 4点式重心動揺計測システム(共和電業製, K06-6407, 測定周波数100Hz)を用い, 足圧中心移動軌跡(COP)を測定した。このシステムは, センサインタフェース(共和電業製, PCD-300A)と重心計(共和電業製, PLH-K150-KYW)で構成されている。測定されたCOPはパーソナルコンピュータに記録した。

C．実験手順

すべての対象者は形態測定, 前後重心移動課題, バランステスト, 筋力テストを行った。

1．形態測定

形態は身長, 体重, 体脂肪率, つま先から踵までの足長を測定した。

2．前後重心移動課題

対象者は重心計の上で立位姿勢を保持し, 両足を接するロンベルグ肢位をとり, 股関節を屈曲せず, 足底を重心計に接し, 足関節を軸に体を前後に傾ける前後重心移動課題を行った。課題は体を前後に傾ける速度を3段階, 前後方向の足圧中心移動距離(以下, 振幅)を3段階, 合計9条件を実施した。速度は電子メトロノームを用い, ①遅い(Slow; 0.25Hz), ②中間(Middle; 0.375Hz), ③速い(Fast; 0.5Hz)とした。振幅は, ①できるだけ大きく(Large), ②小さく(Small; Largeの半分程度の振幅), ③任意(Preferred)とした。課題の順序は速度が遅い, 中間, 速いであった。それぞれの速度において振幅は, できるだけ大きく, 小さく, 任意の順に1試行ずつ行った。対象者は, 指示された振幅と速度ができるまで練習を行った。対象者が前後重心移動課題を開始

し、往復運動を2, 3回行った後、足圧中心を最後方に移動させた時点で測定を開始した。1試行の測定時間は30秒であった。1つの速度(3試行)の測定終了後に、対象者は椅子に座って休憩をとった。

3. バランステスト

バランステストとして、重心動揺テスト¹⁰⁾、ファンクショナルリーチ¹¹⁾、開眼・閉眼片足立ち(最大60秒)、11m歩行(全力歩行時の速度、歩幅、歩行率)¹²⁾、EquiTest(NeuroCom社製)を用いた感覚統合機能テスト(Sensory Organization Test: 以下SOT)および運動調節機能テスト(Motor Control Test: 以下MCT)¹³⁾を行った。なお、重心動揺テストでは開・閉眼時の重心動揺軌跡長(LNG)と面積(AREA)、11m歩行では全力歩行時の速度(Speed)、歩幅(Step length)、歩行率(Cadence)を測定した。

SOTは、起立台が安定した開眼(C1)と閉眼(C2)、前景が動く(C3)、起立台が不安定で開眼(C4)と閉眼(C5)、前景が動く(C6)、計6条件で行った。対象者は、いずれの条件においても20秒間可動式の台上で静止立位を維持した。試行中の姿勢動揺に基づいた得点を算出し、動揺が小さいほど高得点を与えた。SOTの6条件それぞれの得点の他に、総合得点(SOT)も算出した。MCTでは、水平移動する台の外乱が開始してから対象者の姿勢反応が起こるまでの潜時を測定した。

4. 筋力テスト

足背屈力および足底屈力は、等速性筋力測定装置

(Cybex6000)を用いて、60°/secおよび180°/secの角速度における体重あたりのピークトルク(Nm/kg)を測定した。

5. データ解析

1) Co-contraction index (CCI) の算出

前後重心移動課題中における足関節筋の同時収縮を評価するために、Falconer & Winterの方法を用いて以下のようにCo-contraction index (CCI) を算出した¹⁴⁾。はじめに、コンピュータに保存された筋電図の波形をLabVIEW 7を用いて全波整流し、ローパスフィルター(カットオフ周波数2Hz、3次元のパタワース)によって包絡線化した。以上の処理を行った波形から、安静時のベースラインの平均振幅の値を減じ、最大随意収縮時の最大振幅によって標準化した¹⁵⁾。さらに、これらの処理を経た波形を画像として保存した後に、TAとGMの合成した筋電図画像をFigure 1に示したように作成した。この時、灰色、白、黒の面積はそれぞれTA, GM, 同時収縮を表しており、式1を用いてCCI(%)を算出した。

$$CCI(\%) = \frac{2 * \text{黒の面積}}{\text{灰色の面積} + \text{白の面積} + 2 * \text{黒の面積}} \cdots \text{式 1}$$

なお、最大随意収縮時の筋電図を得るために、対象者は、膝関節屈曲90°、足関節底屈0°の座位姿勢をとり、徒手抵抗に対する等尺性収縮による足関節の背屈、底屈を1回ずつ、3秒間最大努力で行った。

Figure 1. Gray, white, and black areas show filtered and rectified EMG of the tibialis anterior, gastrocnemius, and co-contraction, respectively. Therefore, CCI was calculated as follows; $CCI = (2\text{black}) / (\text{gray} + \text{white} + 2\text{black})$

Table 1. Physical characteristics of the old and young groups

	unit	Old (n=17)		Young (n=14)		P-value
		mean	S.D.	mean	S.D.	
Age	year	64.1	2.9	21.3	3.3	<0.001
Height	cm	152.5	4.9	157.1	6.1	<0.05
Weight	kg	53.3	6.3	51.7	7.1	n.s.
% Body Fat	%	28.2	5.6	25.2	3.7	n.s.
Foot Length	cm	22.4	1.0	22.9	1.0	n.s.

2) %AP-max の算出

対象者は踵から足指まで重心計に接し、できるだけ体を前後に傾けた。この時の足圧中移動距離を測定し、最大前後足圧中心移動距離とした。前後重心移動課題時における足圧中心移動距離より、最大前後足圧中心移動距離に対する割合を算出し、%AP-max とした。

6. 形態による補正

ファンクショナルリーチ、最大前後足圧中心移動距離、歩行速度、歩幅、歩行率は形態に依存するため、以下の式を用いて補正した。

ファンクショナルリーチ＝実測したファンクショナルリーチ／補正身長

足長%(Foot length%)＝最大前後足圧中心移動距離／足長

但し、補正身長＝身長／全対象者の身長の平均値とした。

歩行速度、歩幅、歩行率は衣笠たち¹⁶⁾の方法によって補正した。

7. 統計処理

前後重心移動課題の速度 (Slow, Middle, Fast), 振幅 (Large, Preferred, Small), さらに年齢群間 (中高年齢群, 若年群) の相違を明らかにするために, %AP-max, CCI を用いて分散分析を行った。また, 筋活動が筋群 (TA, GM) だけではなく, 前後重心移動課題の速度, 振幅, 年齢群間の相違を明らかにするために分散分析を行った。いずれも事後検定として Bonferroni 法を用いた。形態測定, バランステスト, 筋力テストの成績が中高年齢群と若年群間で相違することを明らかにするために対応のない t 検定を用いた。CCI とバランステスト, 筋力テスト, 年齢の関連を明らかにするためにピアソンの相関分析と逐次重回帰分析を行った。有意水準はすべて 5

%未満とした。なお, 統計処理には SPSS 16.0 を用いた。

Ⅲ. 結 果

A. 対象者の特徴

中高年齢群と若年群の年齢と形態的特徴を Table 1 に示した。形態に関する測定項目において, 身長が中高年齢群で有意に低かった。

B. 前後重心移動課題における足圧中心移動軌跡

前後重心移動課題における振幅, 速度それぞれの %AP-max の平均値と標準偏差を Table 2 に示した。振幅は Large (中高年齢群: 88.5%, 若年群: 92.8%) で最も大きく, Preferred (中高年齢群: 79.0%, 若年群: 79.4%), Small (中高年齢群: 51.4%, 若年群: 49.9%) の順であった ($p < 0.001$)。しかしながら, 速度に関して Slow, Middle, Fast の間で %AP-max の相違はみられなかった。

課題中の %AP-max は, 中高年齢群と若年群で相違がみられなかった。すなわち, いずれの課題でも中高年齢群の足圧中心移動距離は, 若年群と同様であった。

以上のように, 前後重心移動課題において, 中高年齢群, 若年群ともに %AP-max は指示したとおりに Large, Preferred, Small に分けて行い, 速度の速い場合でも %AP-max の減少はみられなかった。中高年齢群の %AP-max は若年群と同等であった。

C. 前後重心移動課題における筋活動

中高年齢群と若年群における TA と GM の筋活動を振幅で評価し, その平均値と標準偏差をそれぞれ Figure 2, Figure 3 に示した。前後重心移動課題時の振幅が大きくなると, TA, GM の筋活動はとも

Table 2. %AP-max during the voluntary sway task in the old and young groups

Speed	Amplitude	Unit	Old (n=17)		Young (n=14)	
			mean	S.D.	mean	S.D.
Slow (0.25Hz)	Large	%	88.4	5.7	92.3	5.4
	Preferred	%	77.5	10.4	78.2	5.8
	Small	%	51.6	7.6	49.0	6.6
Middle (0.375Hz)	Large	%	88.4	5.7	92.8	3.9
	Preferred	%	78.8	11.2	80.6	4.3
	Small	%	51.0	7.6	48.4	6.2
Fast (0.5Hz)	Large	%	88.7	4.4	93.2	3.9
	Preferred	%	80.8	10.4	79.5	5.1
	Small	%	51.6	7.4	52.3	7.4

に増大し ($p<0.01$), 特に, TA の筋活動の増大は GM よりも大きかった ($p<0.01$). 前後重心移動課題時の速度が増大すると, TA, GM の筋活動はともに増大したが ($p<0.05$), TA の筋活動の増大は GM と同等であった.

D. 前後重心移動課題における CCI

Figure 4 は各課題の中高齢群と若年群の筋活動の一例である. すべての課題における平均 CCI は中高齢群で 23%, 若年群で 15% であり, 中高齢群で高かった ($p<0.05$). Figure 4 に示したように, 中高齢群は若年群と比較して, 黒の面積でみられるように強い同時収縮を起こしていた. 若年群と中高齢群の TA の筋活動は足圧中心が前方から後方に移動する時にみられたが, さらに中高齢群の TA の筋活動は足圧中心が後方から前方に移動する時にもみられた.

中高齢群と若年群における CCI の平均値と標準偏差を Table 3 に示した. CCI は振幅の Large (25%) で最も高く, Preferred (17%) と Small (15%) と比

べて有意であった ($p<0.001$). Preferred (17%) と Small (15%) の間に有意差はみられなかった. Figure 5 は, 中高齢群の Large, Preferred, Small における筋電図の一例である.

一方, 遅い, 中間, 速いと速度を変化させても, CCI に変化がみられなかった.

E. バランステストと筋力テストの結果

バランステスト (Table 4-1) と筋力テスト (Table 4-2) において, 23 項目中 12 項目で年齢群間に有意差が認められた. すなわち, バランス能力, 筋力ともに中高齢群で低下した. ただし, 足背屈力に有意差はみられなかった.

F. CCI とバランステスト, 筋力テストの関係

CCI の代表値として, 振幅の中間である Preferred を用い, CCI は速度に依存しないことから, 3 段階の速度の平均値を算出し, aveCCI とした. aveCCI とバランステスト, 筋力テストの関係を明らかにするために, ピアソンの相関係数を算出した. この時,

Figure 2. EMG activity of the tibialis anterior for the old and young groups in the voluntary sway tasks.

Figure 3. EMG activity of the gastrocnemius for the old and young groups in the voluntary sway tasks.

分析には中高年齢群と若年群すべての測定値を用いた。aveCCIと有意な相関のみられたバランステストは、SOTのC2 ($r=0.451$, $p<0.05$)とファンクショナルリーチ ($r=-0.459$, $p<0.01$)であった。また、aveCCIと有意な相関のみられた筋力テストは足背屈ピークトルク $60^\circ/\text{sec}$ ($r=-0.474$, $p<0.01$), ならびに $180^\circ/\text{sec}$ ($r=-0.498$, $p<0.01$)であった。

逐次重回帰分析ではaveCCIを従属変数とし、モデルⅠにおいてはバランステストのみ、モデルⅡで

はバランステストと筋力テスト、モデルⅢではバランステスト、筋力テスト、年齢を説明変数に投入した。その結果、モデルⅠではC2 ($\beta=0.432$, $p<0.01$), ファンクショナルリーチ ($\beta=-0.441$, $p<0.01$)の2つのバランステストを抽出した。モデルⅡでは、 $180^\circ/\text{sec}$ の足背屈ピークトルク ($\beta=-0.398$, $p<0.01$), C2 ($\beta=0.406$, $p<0.01$), ファンクショナルリーチ ($\beta=-0.365$, $p<0.05$)を抽出した。モデルⅠからモデルⅡにかけて決定係数は0.14増加し

Figure 4. Examples of EMG and COP trajectory for an old (A) and a young (B) participants during the upright stance as rest and the voluntary sway task with the amplitude of Large at the middle speed of 0.375Hz. Gray, white, and black areas show EMG of the tibialis anterior, gastrocnemius, and co-contraction, respectively.

Table 3. CCI for the old and young groups in the voluntary sway task

Speed	Amplitude	unit	Old (n=17)		Young (n=14)	
			mean	S.D.	mean	S.D.
Slow (0.25Hz)	Large	%	33.2	15.6	22.9	11.2
	Preferred	%	23.9	15.5	13.7	9.5
	Small	%	21.1	16.4	8.6	5.3
Middle (0.375Hz)	Large	%	26.6	12.6	23.3	9.5
	Preferred	%	19.0	10.8	13.7	9.1
	Small	%	20.2	10.0	10.0	7.2
Fast (0.5Hz)	Large	%	24.0	10.1	20.0	8.4
	Preferred	%	19.5	11.2	12.5	6.7
	Small	%	23.1	14.4	9.5	7.1

た．モデルⅢでは年齢を説明変数に投入したが，モデルⅡで抽出された変数の有意性は変わらなかった (Table 5)．

Ⅳ．考 察

A．同時収縮と前後重心移動課題中の振幅・速度の関連

本研究において，足関節を軸に体を前後に傾ける前後重心移動課題の振幅を増大させたところ，中高齢者と若年者はともに前脛骨筋と腓腹筋の筋活動を高め，同時収縮は強くなった．この結果は，台移動時の同時収縮を観察したHorak et al.¹⁷⁾とMaki & Ostrovski¹⁸⁾の報告と一致した．特に，課題中の振幅が大きくなるとともに前脛骨筋の筋活動が高まったことにより，同時収縮が強まった可能性がある．

一方，本研究の前後重心移動課題で速度を増すと，中高齢者と若年者はともに前脛骨筋と腓腹筋の筋活動量は増大させたが，同時収縮は変わらなかった．また，課題中に速度を速めても，前脛骨筋と腓腹筋の筋活動の相違はみられなかった．

以上のように，中高齢者と若年者にみられた同時収縮は前後重心移動課題の振幅に依存するが，速度に依存しなかった．一方，中高齢者は若年者に比べて，特定の条件で同時収縮が増大するとは言えなかった．

B．同時収縮の加齢変化

本研究の前後重心移動課題中における前脛骨筋と腓腹筋の筋活動を観察したところ，中高齢者は若年者に比べて強い同時収縮を示した．特に，中高齢群の前脛骨筋の筋活動が顕著であったために同時収縮を強めたと推察される．この結果は，高齢者の安静立位姿勢において前脛骨筋の筋活動の高まりが，足関節筋の同時収縮を強めたことを報告した Benjuya et al.⁶⁾を支持した．

中高齢者において前後重心移動課題中の同時収縮が強まった要因の第1に，筋力の低下が挙げられる．一般に中高齢者において筋力の低下がみられ，本研究においても中高齢者は若年者に比べて足底屈筋力が低下した (Table 4-2)．足関節まわりの筋力は，

Figure 5. Examples of EMG and COP trajectory for an old participant during the upright stance as rest (A) and the voluntary sway task with the amplitude of Large (B), Preferred (C), and Small (D) at the middle speed of 0.375Hz. Gray, white, and black areas show EMG of the tibialis anterior, gastrocnemius, and co-contraction, respectively.

Table 4-1. Balance tests of the old and young groups

	unit	Old (n=17)		Young (n=14)		P-value
		mean	S.D.	mean	S.D.	
LNG ¹⁾ -EO ³⁾	cm	45.3	12.3	33.4	8.9	<0.01
AREA ²⁾ -EO	cm ²	2.8	1.2	1.8	0.9	<0.05
LNG-EC ⁴⁾	cm	66.1	14.1	48.3	18.3	<0.01
AREA-EC	cm ²	3.8	1.9	2.3	0.9	<0.01
Functional reach	cm	42.1	3.9	44.4	4.8	n.s.
OLS ⁵⁾ -EO	sec	56.9	12.6	60.0	0.0	n.s.
OLS-EC	sec	21.7	21.5	54.6	10.9	<0.001
Speed of walking	m/sec	2.4	0.2	2.8	0.4	<0.001
Step length of walking	cm	83.3	5.4	86.5	6.9	n.s.
Cadence of walking	step/min	170.0	15.1	193.3	20.8	<0.01
SOT ⁶⁾	points	73.0	7.4	78.0	5.4	<0.05
C1 score	points	93.4	1.5	94.1	1.6	n.s.
C2 score	points	92.4	2.7	92.7	2.0	n.s.
C3 score	points	84.3	7.2	88.3	3.1	n.s.
C4 score	points	77.9	7.7	80.9	8.1	n.s.
C5 score	points	56.4	19.6	61.4	12.5	n.s.
C6 score	points	53.4	13.5	66.1	12.4	<0.05
MCT ⁷⁾	ms	128.9	7.6	124.2	6.1	n.s.
Foot length % ⁸⁾	%	69.3	4.4	73.8	4.4	<0.01

¹⁾ LNG: Excursion length of body sway²⁾ AREA: Area ellipse of body sway³⁾ EO: Eyes open, ⁴⁾ EC: Eyes closed⁵⁾ OLS: One leg standing⁶⁾ SOT: Total score in Sensory Organization Test⁷⁾ MCT: Latency in Motor Control Test⁸⁾ Foot length % = $\frac{\text{Maximum displacement of center of foot pressure}}{\text{Foot length}}$

Table 4-2. Isokinetic peak torques for the old and young groups

	Old (n=17)		Young (n=14)		P-value
	mean	S.D.	mean	S.D.	
Planter flexion 60°/sec	0.65	0.18	0.87	0.20	<0.01
Planter flexion 180°/sec	0.37	0.08	0.46	0.14	<0.05
Dorsiflexion 60°/sec	0.27	0.09	0.31	0.13	n.s.
Dorsiflexion 180°/sec	0.18	0.04	0.21	0.08	n.s.

unit : Nm/kg

Table 5. Multiple regression analysis for CCI

	Model I	Model II	Model III	r
	β	β	β	
C2 score	0.43**	0.41**	0.42**	0.45*
Functional reach	-0.44**	-0.37*	-0.31*	-0.46**
Dorsiflexion 180°/sec		-0.40**	-0.35*	-0.50**
Age			0.22	0.38*
R	0.63**	0.74**	0.77**	
R ²	0.39	0.55	0.59	
Adjusted R ²	0.35	0.49	0.53	
ΔR^2		0.14	0.04	

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

本研究の課題を遂行するために決定的に重要である。なぜならば、本研究で用いた課題は直立姿勢を維持し、主に足関節まわりのトルクを用いて体重心を前後に動揺させるからである。中高齢者群では前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮を起こし、足関節のstiffnessを増加させ、足関節の安定性を増加させたと示唆される^{19,20)}。つまり、前後重心移動課題において若年者は主動筋を活動させて足関節の安定性を保持する一方、中高齢者は同時収縮を用いることで足関節の安定性を高めていたと言える。

中高齢者の同時収縮が強まった第2の要因に、加齢による相反抑制の低下が挙げられる。関節運動を生じさせる主動筋の筋活動が起こると、反対側にある拮抗筋の筋活動が抑制される相反抑制が生じる。相反抑制の加齢による低下はKido et al.²¹⁾とHortobágyi et al.²²⁾によって報告されている。Kido et al.²¹⁾によると、中高齢者は若齢者に比較して総腓骨神経刺激によるヒラメ筋H反射の抑制、脛骨神経刺激による前脛骨筋H反射の抑制を観察した。本研究における課題中、中高齢者は同時収縮にみられたような強い拮抗筋の筋活動を示した要因の一つとして相反抑制の低下が示唆される。しかしながら、Kido et al.²¹⁾が用いた立位姿勢や歩行ではなく、本研究のような課題を用いることによる、加齢によって低下する相反抑制を含めた神経機構の解明は将来の課題である。

この他に、同時収縮に影響する要因に課題に対する恐怖感が挙げられる。Llewellyn et al. は、トレッドミル歩行時に比べて平均台歩行時に同時収縮の増

加、H反射の減衰がみられたことを報告している²³⁾。さらに、Okada et al. は、高齢者において起立台の移動による加速度外乱時の足関節筋の筋活動を観察したところ、転倒恐怖を持つ者は足関節筋の同時収縮が強かったことを報告している²⁴⁾。このように、本研究の若年者に比べて中高齢者は転倒に対する恐怖心を持っていたために同時収縮が強まった可能性がある。

C. 同時収縮とバランス能力、筋力の関連

本研究における足関節筋の同時収縮は、バランス能力ならびに筋力と関連する可能性があるため、重回帰分析を用いて検証した。その結果、バランステストだけを投入したモデルIにおいて、EquiTestのC2とファンクショナルリーチが抽出された。モデルIIで筋力を加えると、さらに足背屈ピークトルクが抽出された。同時収縮の強い者は弱い足背屈力を示したことから、同時収縮はバランス能力だけでなく、筋力とも関連のあることが示唆された。C2は閉眼での静止立位時における前後方向への足圧中心の移動距離であるから静的バランス能力を示す。また、ファンクショナルリーチは随意的な重心の移動を伴うことから、動的バランス能力を示すと言える。さらに、同時収縮の強さとC2得点に正の相関がみられ、ファンクショナルリーチと足背屈力それぞれに負の相関がみられた。

以上のように、同時収縮が強まることは静的バランス能力の向上、動的バランス能力の低下、筋力の低下を反映していると言える。

V. 結 論

本研究は足関節を軸に体を前後方向に傾ける前後重心移動課題中にみられる同時収縮の加齢による影響, ならびに同時収縮とバランス能力, 筋力との関連を明らかにするために行った. 中高齢者17名(64.1 $\pm$ 2.9歳)と若年者14名(21.3 $\pm$ 3.3歳)を対象に, 前後重心移動課題中にみられる前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮を観察した. このために前後重心移動課題における足圧中心の移動距離(振幅)と速度を3段階ずつ組み合わせ, 合計9条件を用いた. 前後重心移動課題中, 中高齢者は若年者と比較して同時収縮が強かった. また, 両群で課題中の振幅が大きくなると同時収縮は強かった. しかしながら, 速度を増しても同時収縮の強さに変化はみられなかった. 重回帰分析の結果, 同時収縮はEquiTestのC2(閉眼立位時の動揺)と正に, ファンクショナルリーチと足背屈力と負に相関した.

以上より, 本研究は, 同時収縮が前後重心移動課題の速度ではなく振幅に依存し, 加齢で増大すること, また, 同時収縮が静的バランス能力と正に, 動的バランス能力や筋力と負に関連することを明らかにした.

謝 辞

本研究を遂行するにあたり, 有益な助言を頂いた大阪大学大学院医学系研究科の橋詰謙准教授に感謝の意を表します.

(受理日 平成21年11月11日)

参 考 文 献

- 1) 鈴木隆雄, 転倒の疫学, 日老医誌 (2003), 40, 85-94.
- 2) 川上 治, 加藤 雄一郎, 太田 壽成, 高齢者における転倒・骨折の疫学と予防, 日老医誌 (2006), 43, 7-18.
- 3) 中村 隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩. 基礎運動学, 第6版, 姿勢, 医歯薬出版, 東京, (2008), 347-355.
- 4) Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., Marin, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. J Gerontol., (1989) 44, M118-M127.
- 5) Laughton, C.A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J.F., Kerrigan, D.C., Phillips, E., Lipsitz, L.A., Collins, J.J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. Gait Posture, (2003) 18, 101-108.
- 6) Benjuya, N., Melzer, I., Kaplanski, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. J Gerontol., (2004) 59A, M166-M171.
- 7) Berg, W.P., Alessio, H.M., Mills, E.M., Tong, C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. Age Aging., (1997) 26, 261-268.
- 8) Load, S.R., Ward, J.A., Williams, P., Anstey, K. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. J Am Geriatr Soc., (1994) 42, 1110-1117.
- 9) Davis, J.W., Ross, P.D., Nevitt, M.C., Wasnich, R.D. Risk factors for falls and for serious injuries on falling among older Japanese women in Hawaii. J Am Geriatr Soc., (1999) 47, 792-798.
- 10) 時田 喬. 重心動揺検査 その実際と解釈, アニマ, 東京, (2002), 1-16.
- 11) Duncan, P.W., Weiner, D.K., Chandler, J., Studenski, S. Functional Reach: A new clinical measure of balance. J Gerontol., (1990) 45, M192-M197.
- 12) 古名 丈人, 長崎 浩, 伊藤 元, 橋詰 謙, 衣笠 隆, 丸山 仁司, 都市および農村地域における高齢者の運動能力, 体力科学, (1994), 44, 347-356.
- 13) Jacobson, G.P., Newman, C.W., Kartush, J.M. Handbook of balance function testing, 1st Ed., PART IV, Posturographic Testing, Singular, London, (1997) 261-307.
- 14) Falconer, K., Winter, D.A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. Electromyogr Clin Neurophysiol., (1985) 25, 135-149.
- 15) Kellis, E., Arabatzi, F., Papadopoulos, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. J Electromyogr Kinesiol., (2003) 13, 229-238.
- 16) 衣笠 隆, 長崎 浩, 伊藤 元, 橋詰 謙, 古名 丈人, 丸山 仁司, 男性(18~83歳)を対象にした運動能力の加齢変化の研究, 体力科学, (1994), 43, 343-351.
- 17) Horak, F.B., Diener, H.C., Nashner, L.M. Influence of central set on human postural responses. J Neurophysiol., (1989) 62, 841-853.
- 18) Maki, B.E., Ostrovski, G. Scaling of postural responses to transient and continuous perturbations. Gait Posture, (1993) 1, 93-104.
- 19) Nielsen, J., Sinkjaer, T., Kagamihara, Y. Segmental reflexes and ankle joint stiffness during co-contraction of antagonistic ankle muscles in man. Exp Brain Res., (1994) 102, 350-358.
- 20) Granata, K.P., Wilson, S.E., Massimini, A.K., Gabriel, R. Active stiffness of ankle in response to inertial and elastic loads. J Electromyogr Kinesiol., (2004) 14, 599-609.
- 21) Kido, A., Tanaka, N., Stein, R.B. Spinal excitation and inhibition decrease as humans age. Can J Physiol Pharmacol., (2004) 82, 238-248.
- 22) Hortobágyi, T., del Olmo, M.F., Rothwell, J.C. Age reduces cortical reciprocal inhibition in humans. Exp

- Brain Res., (2006) **171**, 322-329.
- 23) Llewellyn, M., Yang, J.F., Prochazka, A. Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. Exp Brain Res., (1990), **83**, 22-28.
- 24) Okada, S., Hirakawa, K., Takada, Y., Kinoshita, H. Relationship between fear of falling and balancing ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activities. Eur J Appl Physiol., (2001) **85**, 501-506.