

二重課題を伴った階段降下動作が高齢者の立位姿勢調節に及ぼす影響

原田 信子¹⁾, 大澤 傑¹⁾, 岡田 修一²⁾

¹⁾大阪行岡医療大学医療学部理学療法学科

²⁾神戸大学大学院人間発達環境学研究科

(平成 26 年 3 月 5 日受付)

要旨: [目的] 近年, 労働現場において「転落・墜落」「転倒」が事故の大半を占めており, その一因として中高年の労働力人口の急速な増加が挙げられる. 高齢者の労働現場では注意の分配が必要とされる環境の多様性が考えられるため, 高齢者の転倒予防を目的に身体機能の評価や治療を考える上で, 二重課題下における高齢者の立位姿勢調節のメカニズムを明らかにすることが必要である. 本研究では, 階段降下動作において別課題を同時に行う時の高齢者の立位姿勢調節を明らかにするため, 若年者と比較検討した.

[方法] 健康な男女高齢者 9 名と健康な男女若年者 9 名を対象に, 階段降下動作と同時に想起課題を与えた二重課題動作時において, 筋電図, 加速度計, 床反力計などのバイオメカニクス的手法を用いて下腿筋の筋活動量と共同収縮率, 階段降下時間, center of pressure (COP) の軌跡長と最大動揺幅の分析を行った.

[結果] 高齢者は二重課題動作時において単一課題時や若年者に比べ階段降下の時間を延長し, さらに最終段の床面着地時には下腿筋の筋活動量を少なくし, 共同収縮率を低くした. また階段降下終了後の立位保持時には高齢者の COP の動揺は単一課題時および若年者に比べ大きくなった.

[結論] 二重課題を伴った階段降下動作で高齢者の立位姿勢調節が最も注意配分の影響を受けるのは, 連続動作から停止する時であることが示唆された. 本研究は今後の高年者に適した環境づくりや身体機能改善を目指したトレーニングの一助になると考えた.

(日職災医誌, 62: 348—355, 2014)

—キーワード—

高齢者, 姿勢調節, 階段降下動作, 二重課題

1 はじめに

高齢者の「階段やステップからの転落事故」は「水平面での転倒事故」に次いで多く発生している¹⁾. 特に 65 歳以上の高齢者は, 同一平面上の転倒では下肢骨折が多いのに比べ, 階段の転落ではほとんどが頭部を打撲し, 頭部骨折, 頭蓋内損傷など, 重篤な結果を生み出している²⁾. 東京消防庁の不慮の救急事故報告では, 家庭内の転びによる救急事故搬送人員数は 70 歳以上の高齢者が圧倒的に多く, 転びの発生場所の原因として多く挙げられているのが「階段・段差」である³⁾. また, 労働現場においても近年では「転落・墜落」「転倒」が事故の大半を占めており²⁾, その一因として中高年の労働力人口が急速に増加していることが挙げられる. 高齢者が年金受給開始するまで働き続ける環境整備を目的に「高年齢者雇用安

定法」の一部が改正され, 2013 年 4 月に施行⁴⁾されたことから, 今後さらに 65 歳以上の労働者雇用が推進され, その結果, 「転倒」「転落・墜落」の事故数も上昇することが予測される.

高齢者の転倒要因について, 2001 年のアメリカ老年医学学会が発表した 11 のリスク因子には, 筋力低下やバランスの低下などの身体機能面だけでなく, 認知機能の障害も含まれている⁵⁾. また, 認知症や軽度認知機能障害 (mild cognitive impairment: MCI) など明らかな認知機能障害を呈さない高齢者であっても, 身体機能と認知機能 (注意・記憶・視空間・言語・思考など) の間には強い相関関係があることが報告されている⁶⁾. 加齢に伴い中枢神経細胞の減少や死滅が進むことで注意の制御装置とされている中央実行系に大きなダメージが加わり, その結果, 注意の使用容量が制限されたり, 注意の配分を行

表1 対象者の特徴 (mean ± SD)

		N[人]	身長 [cm]	体重 [kg]	BMI	STS10 [秒]	TUG [秒]
高齢者	男性	5	162.5 ± 6.8 *	58.7 ± 8.5	22.3 ± 3.3	21.9 ± 7.8	6.8 ± 1.3
	女性	4	149.9 ± 4.8	50.2 ± 5.2	22.5 ± 3.6	21.5 ± 3.2	6.7 ± 0.6
若年者	男性	3	166.5 ± 6.6 *	65.9 ± 6.3 **	23.8 ± 2.1 **	9.6 ± 2.7	4.6 ± 0.7
	女性	6	155 ± 3.9	48.5 ± 3.2	20.2 ± 0.7	10.3 ± 1.6	4.7 ± 0.6

男性 vs. 女性 * : p < 0.05 ** : p < 0.01

うワーキングメモリの機能を低下させる⁷⁾⁸⁾。このことは、高齢者は若年者に比べ“脳の中核情報処理能力”が少なくなり、意識的に注意を向けられる容量が若年者よりも少なくなることを意味している。またヒトの高次認知活動では、処理の中間結果を一時的に保持しながら、次の処理を同時に行うという、並列ないし二重の活動が大事である⁷⁾。日常生活や労働現場では、物を運搬したり会話をしながら歩く動作などがその例である。先行研究では、高齢者に立位や歩行動作をさせながら別の課題を同時に行う二重課題動作を行わせると、主課題である立位姿勢や歩行動作への注意の配分が少なくなる。その結果、立位姿勢調節を低下させることが報告されている^{9)~13)}が、そのほとんどが通常平地歩行時に二重課題動作を行う場合の立位姿勢調節に関する検証にとどまっている。

一方で高齢者が階段で転落事故を起こすことは少なくなく、重篤な結果を招いているにもかかわらず、階段のような複雑で困難な条件下で二重課題動作を行う時の立位姿勢調節に関する報告はほとんどみられない。近年、健康で活動的な高齢者が増え、その活動レベルの範囲は広がっていることから、安全にアクティブに社会生活を送るための身体機能と認知機能を複合した機能を考えるには、屋内平地歩行など簡単な動作からより複雑な動作における立位姿勢調節にも注意を向けなければならないと考える。

本研究では、高齢者が二重課題を伴って階段降下動作をする時の立位姿勢調節を明らかにするため、下腿筋の筋活動量と、階段ステップ時間、床面着地後の center of pressure (COP；足圧中心)を測定し、若年者との比較検討を行った。

II 対象および方法

1) 対象者 (表1)

対象者は、日常的にスポーツを実施したり運動教室に通うなどの習慣のない、健康な男女高齢者9名(年齢 72.2 ± 4.5 歳, 身長 156.9 ± 8.2cm, 体重 54.9 ± 7.7kg)、および健康な男女若年者9名(年齢 21.6 ± 0.7 歳, 身長 158.8 ± 7.3cm, 体重 54.3 ± 9.6kg)であった。体格指数を表す BMI の値は、高齢者 22.4 ± 3.0, 若年者 21.4 ± 2.2 であった。また、下肢最大筋力と関連性のある 10 times Sit-to-Stand test¹⁴⁾(STS10)は、高齢者 21.7 ± 5.5 秒, 若年者 10.1 ± 1.9 秒、動的バランス能力の指標となる Timed Up and Go

(TUG) Test¹⁵⁾は、高齢者 6.7 ± 0.9 秒, 若年者 4.7 ± 0.6 秒であった。なお、これら対象者の特徴は高齢者、若年者それぞれ男女別に平均値を求め、表1に示した。

対象者にはあらかじめインタビューを行い、明白な整形外科疾患および中枢神経疾患のないことを確認した。また対象者には実験の目的、方法、起こりうる危険性、可能な限りの安全措置の用意を説明し、文章による同意を得た。なお、神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理規程の承認(承認番号：36, 承認日：平成21年10月19日)を得たうえで本研究を行った。

2) プロトコール

1. 実験設定

本研究では、蹴上げ18cm, 踏面30.5cm, 蹴込み0cm, 幅80cm(建築基準法施行令第23条に準ずる)の4段の階段を使用し、両側には安全性を考慮して高さ85cmの手すりを取り付けた。Hortobágyi¹⁶⁾の実験方法と同様に、対象者の両側腓腹筋外側頭および前脛骨筋の筋活動量を測定するために、テレメータ式の表面筋電図(日本光電社製, ZB-581G)を使用し、データ信号は1,000HzでAD変換して収録した。また、階段各段および床面への着地時間を明らかにするため、加速度計(日本電気三栄社製, 1429)を両足背の第2, 3中足骨基部に貼付した。床面にはフォースプレート(T.K.K. 1273a)(90cm × 90cm)を1台設置し、対象者が床面に着地した後のCOP(前後・左右・垂直)を測定し、データ信号は200HzでAD変換して収録した。

2. 実験課題と方法

対象者は裸足で階段最上段に立ち、「階段を下りてください。」という指示に従って、普段の速さで一足一段により右足から階段を降下し、床面まで降りたら10秒間立位を保持した。

階段を降下し、立位保持することを単一課題動作、また、主課題である階段降下動作と同時に副課題の動物想起、果物想起、もしくは野菜想起(与えられたカテゴリー、動物、野菜、果物の名前を思い出せるだけ口に出す)を行うことを二重課題動作とした。想起課題を用いた二重課題動作は先行研究でも用いられており^{17)~19)}、高齢者は想起課題が負荷された場合、バランス能力やステップ動作の低下がみられることが報告されている¹⁹⁾。

本実験の前に階段降下の練習を各対象者に2回行わせ、最下段の床面に着地後は前後左右に両足を広げた立

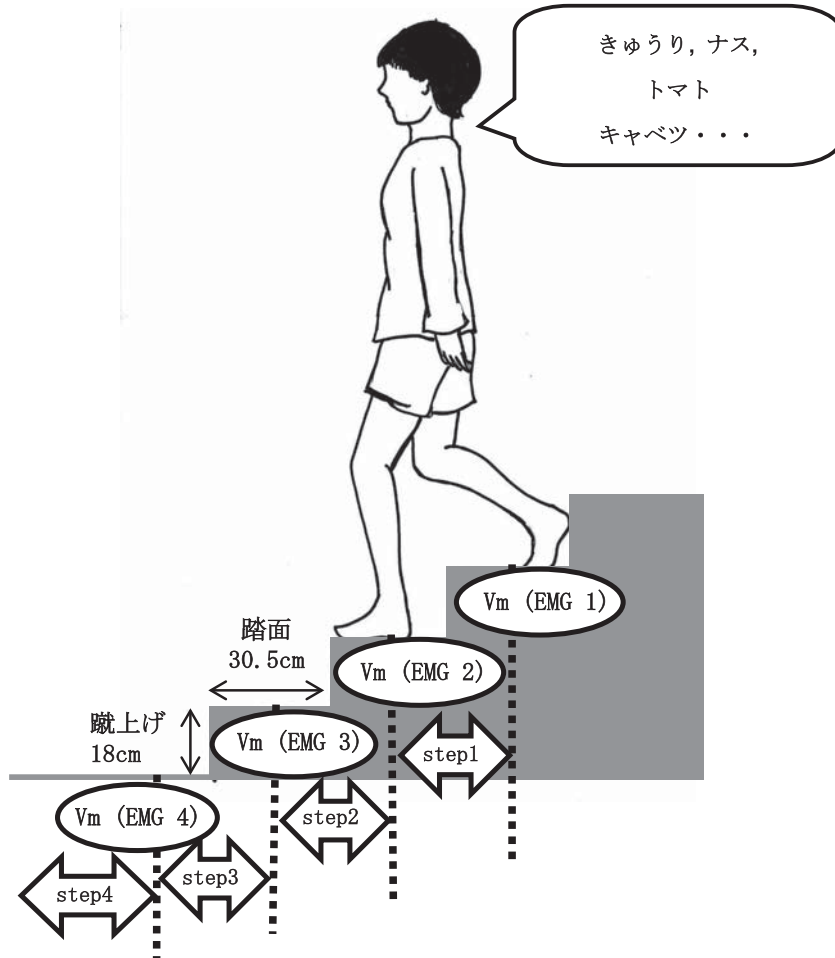


図1 階段降下時の下腿筋の筋活動量および各段の Step 時間

1 段目の筋活動量は V_m (EMG 1), 2 段目を V_m (EMG 2), 3 段目を V_m (EMG 3), 床面を V_m (EMG 4) で表す. 1 段目着地時刻から 2 段目着地時刻までのステップ時間を step1, 同様に 2 段目着地時刻から 3 段目着地時刻までを step2, 3 段目着地時刻から床面着地時刻を step3, 床面片足着地時刻から床面両足着地時刻までを Step4 とした.

位姿勢をとらないことを指示した. 本実験では, 3つのカテゴリー (動物, 野菜, 果物) から検者がランダムにカテゴリーを選択し, 「~の名前をできるだけ挙げてください。」と対象者に指示を与えた. 対象者が最初の単語を発した直後に, 「そのまま名前を挙げながら, 階段を下りてください。」と階段降下の合図を与えた. 検者は対象者が名称を口に出していることを確認し, 明らかに名称を口に出していなかった場合は実験を停止し, 再度試行することとした. 各対象者は単一課題, 二重課題動作をそれぞれ 2 回ずつ, 計 4 回行ったが, 測定順序はランダムに行った.

III 分析方法

1) ステップ時間 (図1)

1 段目着地時刻から 2 段目着地時刻までのステップ時間を step1 とした. 同様に 2 段目着地時刻から 3 段目着地時刻までを step2, 3 段目着地時刻から床面着地時刻を step3, 床面片足着地時刻から床面両足着地時刻までを

Step4 とした. なお, 各段の着地のタイミングでは, 足部の動作速度が急激に変化するため加速度計の垂直成分にピークが生じる. このピーク値を基に着地時刻を決定した.

2) 筋活動量 (図1)

1 段目に着地した側の腓腹筋外側頭 (V_{G_m}) と前脛骨筋 (V_{A_m}) の筋活動量をそれぞれ V_{G_m} (EMG 1), V_{A_m} (EMG 1) とした. 同様に 2 段目を V_{G_m} (EMG 2), V_{A_m} (EMG 2), 3 段目を V_{G_m} (EMG 3), V_{A_m} (EMG 3), 床面を V_{G_m} (EMG 4), V_{A_m} (EMG 4) とした. 各段の着地から 100 ms 間の実測データを以下の式 (1) を用いて, 筋活動量 root-mean-square (RMS) に変換した.

$$\text{筋活動量 RMS} : V_m(\text{EMG}_i) = \sum_{i=t_1}^{t_1+99} \frac{\sqrt{V_m^2(i)}}{100} \quad \dots \text{式(1)}$$

本研究では, 左側片足立脚期の腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動がそれぞれ 2 回計測されるので, その 2 回の RMS の平均値を 100% として, 左右両側の筋活動 RMS

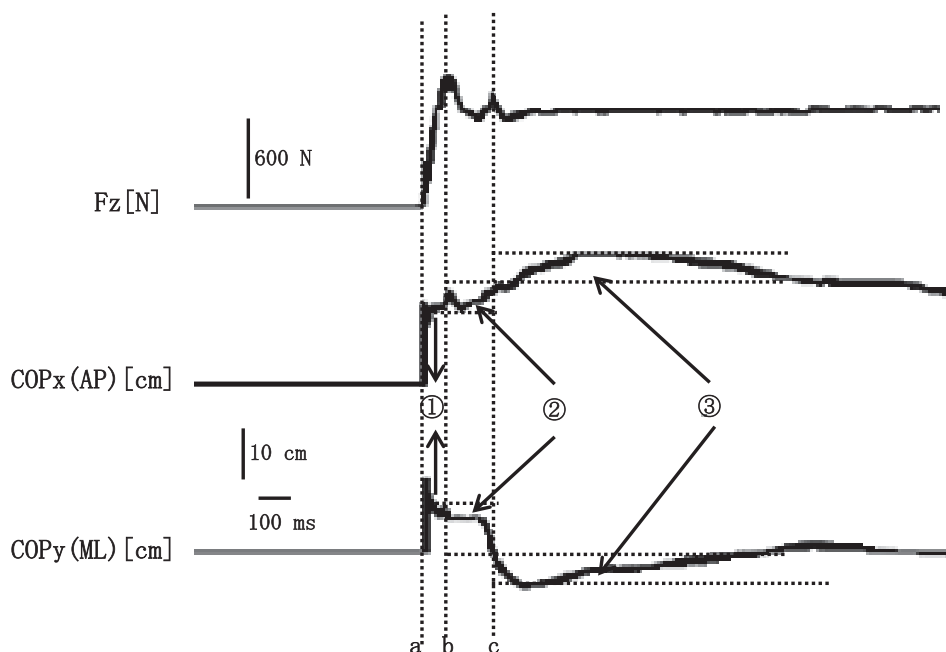


図2 床面着地から立位保持間のCOP動揺

AP：前後，ML：左右

a：片足着地時，b：反対足の段離床時，c：両足着地時

①床面片足着地時から反対足の離床時までのCOP軌跡長

②反対足離床から両足が着地するまでのCOP最大動揺幅

③両足着地後，10秒間のCOP最大動揺幅

(例：67歳男性 二重課題時のFz, COPx (AP), COPy (ML))

の正規化を行い，1段目の腓腹筋外側頭 (VG_m) と前脛骨筋 (VA_m) の筋活動量は VG_mRMS1 , VA_mRMS1 , 2段目を VG_mRMS2 , VA_mRMS2 , 3段目を VG_mRMS3 , VA_mRMS3 , 床面を VG_mRMS4 , VA_mRMS4 とした。

また，高齢者の下腿筋の共同収縮率を若年者と比較するため，Hortobágyi¹⁶⁾の分析方法と同様に， VG_mRMS を基準として VA_mRMS の割合（下腿筋の共同収縮率 = VA_mRMS/VG_mRMS ）を求めた。

先行研究では，対象者の段着地から床反力垂直方向ピーク間の平均値100msの筋活動量と共同収縮率を研究結果の検証対象としていた¹⁶⁾。段着地から床反力垂直方向ピークの間は下肢が床面からの衝撃を吸収して姿勢の安定性を保持する重要な期間である。本研究対象者の段着地から床反力垂直方向ピーク間の平均時間は先行研究と近似値の96msであったことから，筋活動量および共同収縮率の検証対象も先行研究と同様の階段着地から100msとした。

3) COP動揺 (図2)

1. 床面片足着地時から反対足の離床時までのCOP軌跡長 (図2の①)

測定の始点はFzの波形出現時，終点をFz最大時とし，この範囲のCOP前後：COPx (AP)，COP左右：COPy (ML)のデータを測定し，床面着地時のCOPx (AP)・COPy (ML)の軌跡長，および総軌跡長を以下の式(2)，(3)，(4)を用いて算出した。

$$COPx (AP) \text{ 軌跡長 [cm]} = \sum_{i=1}^{Np} \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2} \quad \dots \text{式(2)}$$

$$COPy (ML) \text{ 軌跡長 [cm]} = \sum_{i=1}^{Np} \sqrt{(y_i - y_{i-1})^2} \quad \dots \text{式(3)}$$

$$COP \text{ 軌跡長 [cm]} = \sum_{i=1}^{Np} \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2} \quad \dots \text{式(4)}$$

2. 反対足離床から両足が着地するまでのCOP最大動揺幅 (図2の②)

測定範囲の始点はFzの最大値，終点はFzの2回目のピーク値とし，この間のCOPx (AP)・COPy (ML)の最大動揺幅を測定した。

3. 両足着地後，10秒間のCOP最大動揺幅 (図2の③)

両足が着地した後，10秒間のCOPx (AP)・COPy (ML)の最大動揺幅を測定した。

IV 統計処理

本研究の対象者は高齢者，若年者共に男女が混在していた。沢井ら²⁰⁾は座位や立位などの姿勢保持動作に比べ一定の高さの階段を降下する動作において，最大筋力が男性より低い女性は高い水準の下肢の筋活動が必要であると報告している。下肢の筋活動水準の性差を生む要因の一つとして，沢井らは四肢の長さの性差が同じ動作を行う際の筋収縮速度や筋の発揮トルクに違いをもたらしていると述べている。また，白井ら²¹⁾は重心移動の変化と下肢長には正の相関があることを報告している。本研究

表2 Step時間, 腓腹筋 VG_mRMS, 前脛骨筋 VA_mRMS, 下腿筋の共同収縮率, COP軌跡長, COP最大動揺幅

(mean ± SD)

	高齢者		若年者	
	単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
Step時間				
Step1	0.49 ± 0.05	1.02 ± 0.35 ^{a**b**}	0.42 ± 0.05	0.62 ± 0.16
Step2	0.44 ± 0.02	0.82 ± 0.22 ^{a**b**}	0.4 ± 0.05	0.59 ± 0.09 ^{a*}
Step3	0.47 ± 0.04	1.11 ± 0.4 ^{a**b**}	0.42 ± 0.04	0.67 ± 0.18
Step4	0.32 ± 0.03	0.55 ± 0.2 ^{a**}	0.32 ± 0.03	0.45 ± 0.13
腓腹筋 VG _m RMS				
VG _m RMS1	0.83 ± 0.48	0.76 ± 0.31	0.62 ± 0.18	0.59 ± 0.19
VG _m RMS2	1.29 ± 0.78	0.89 ± 0.45	0.98 ± 0.32	0.97 ± 0.36
VG _m RMS3	0.71 ± 0.34	0.87 ± 0.34	0.9 ± 0.26	0.87 ± 0.4
VG _m RMS4	0.81 ± 0.29	0.75 ± 0.34 ^{b*}	0.94 ± 0.17	1.12 ± 0.42
前脛骨筋 VA _m RMS				
VA _m RMS1	0.83 ± 0.27	0.66 ± 0.3	0.91 ± 0.27	0.9 ± 0.34
VA _m RMS2	0.88 ± 0.19	0.81 ± 0.18	1.02 ± 0.32	0.85 ± 0.38
VA _m RMS3	0.76 ± 0.21	0.71 ± 0.2	0.86 ± 0.29	0.72 ± 0.3
VA _m RMS4	1.01 ± 0.27	0.77 ± 0.45	0.84 ± 0.34	0.74 ± 0.28
下腿共同収縮率				
V _m RMS1	1.18 ± 0.56	1.02 ± 0.4	1.42 ± 0.28	1.51 ± 0.65
V _m RMS2	0.96 ± 0.39	1.17 ± 0.51	1.18 ± 0.63	0.88 ± 0.27
V _m RMS3	1.24 ± 0.64	0.96 ± 0.52	1.1 ± 0.73	0.98 ± 0.62
V _m RMS4	1.3 ± 0.56 ^{b*}	0.92 ± 0.24 ^{a*}	0.84 ± 0.27	0.72 ± 0.19
COP軌跡長①				
COP _x (AP)	21.2 ± 13.2	14.7 ± 6.5	18.5 ± 8.7	19.7 ± 10.2
COP _y (ML)	16 ± 5.4	12.1 ± 3.4	16.3 ± 9.5	15.7 ± 5.6
総軌跡長	29.3 ± 13.8	21.1 ± 6.5	27.1 ± 12.7	27.5 ± 10.9
COP最大動揺幅②				
COP _x (AP)	2.71 ± 0.75 ^{b*}	2.57 ± 0.71 ^{b*}	1.78 ± 0.57	1.66 ± 0.31
COP _y (ML)	6.42 ± 0.96	6.52 ± 0.56	5.26 ± 1.9	5.8 ± 1.21
COP最大動揺幅③				
COP _x (AP)	1.3 ± 0.56	2.21 ± 0.9 ^{a**b**}	0.77 ± 0.25	0.89 ± 0.27
COP _y (ML)	1.6 ± 0.62	2.99 ± 1.27 ^{a**b**}	0.93 ± 0.28	1.22 ± 0.43

下腿共同収縮率は腓腹筋 VG_mRMSを基準として前脛骨筋 VA_mRMSの割合 (VA_mRMS/VG_mRMS) を表している。

a: 単一課題 vs. 二重課題 (ANOVA + Tukey test) b: 高齢者 vs. 若年者 (ANOVA + Tukey test)

*: p < 0.05 **: p < 0.01

の対象者は、高齢者、若年者の男女間において明らかな身長差が見られたことから、男女の差を取り除くために、ステップ時間、筋活動量、COP動揺の結果を各個人の身長(m)の値を用いて標準化し比較検討を行った。単一および二重課題条件下で行われた各ステップ時間(Step1, Step2, Step3, Step4)、階段1段目から床面の着地側の腓腹筋外側頭、前脛骨筋のそれぞれの筋活動量RMS、下腿筋の共同収縮率、COP_x(AP)・COP_y(ML)の軌跡長・最大動揺幅、COP総軌跡長の結果は、年齢間および課題間において比較検討するために、二元配置分散分析法(ANOVA)を用いて検定し、有意となった場合には多重比較(Tukey test)を行うものとした。また、対象者の特徴である身長、体重、BMI、STS10、TUGを高齢者と若年者それぞれの男女間において比較検討するため、unpaired t-testを行った。

分析にはExcel統計2010を用い、いずれの検定におい

ても有意水準は5%未満とした。

V 結果

1) 体格および体力の性差 (表1)

身長は高齢者、若年者ともに男女間で有意な差がみられた(高齢者: t = 3.11, p = 0.017, df = 7, 若年者: t = 3.34, p = 0.0124, df = 7)。体重およびBMIは若年者の男女間で有意な差が見られた(体重: t = 5.68, p = 0.0007, df = 7, BMI: t = 4.03, p = 0.005, df = 7)。しかし、下肢最大筋力と関連性のあるSTS10と動的バランス能力の指標であるTUGは高齢者、若年者ともに男女間で有意な差はみられなかった。

2) ステップ時間 (表2)

高齢者の二重課題時における全てのステップ時間は、単一課題時に比べ有意に延長した(Step1: F = 5.65, p = 0.001, Step2: F = 6.19, p = 0.001, Step3: F = 5.85, p =

0.001, Step4; $F=3.77$, $p=0.0041$, $df=3$). また, 高齢者の二重課題時における Step1, 2, 3 の時間は, 若年者に比べ有意に延長した (phase1; $F=4.23$, $p=0.0012$, phase2; $F=3.65$, $p=0.0057$, phase3; $F=4.04$, $p=0.002$, $df=3$).

3) 筋活動量 RMS (表 2)

1. 階段降下動作時の腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動量 RMS

高齢者の二重課題時における $V_{Gm}RMS4$ は, 若年者に比べ有意に少なかった ($F=2.34$, $p=0.027$, $df=3$). また $V_{Am}RMS$ は全ての段において, 課題間, 年齢間に有意な差がみられなかった.

2. 下腿筋の共同収縮率

高齢者の二重課題時における V_mRMS4 の共同収縮率は, 単一課題時に比べ有意に低いことが認められた ($F=2.13$, $p=0.043$, $df=3$). また, 高齢者の単一課題時における V_mRMS4 の共同収縮率は, 若年者と比べ有意に高いことが認められた ($F=2.54$, $p=0.018$, $df=3$).

4) COP 動揺 (表 2)

1. 床面片足着地時から反対足の離床時までの COP 軌跡長①

COP_x (AP)・ COP_y (ML) の軌跡長, および COP 総軌跡長は, 課題間および年齢間に有意な差がみられなかった.

2. 反対足離床から両足が着地するまでの COP_x (AP)・ COP_y (ML) 最大動揺幅②

高齢者の COP_x (AP) 最大動揺幅は, 単一課題, 二重課題時ともに若年者と比べ有意に大きいことが認められた (単一課題; $F=3.25$, $P=0.014$, 二重課題; $F=3.17$, $P=0.017$, $df=3$). COP_y (ML) 最大動揺幅は, 課題間および年齢間に有意な差がみられなかった.

3. 両足着地後, 10 秒間の COP_x (AP)・ COP_y (ML) 最大動揺幅③

高齢者の二重課題時における COP_x (AP) と COP_y (ML) 最大動揺幅は, 単一課題時と比べ有意に大きいことが認められた (COP_x (AP): $F=3.45$, $P=0.008$, COP_y (ML): $F=3.94$, $P=0.002$, $df=3$). また, 高齢者の二重課題時における COP_x (AP) と COP_y (ML) 最大動揺幅は, 若年者と比べ有意に大きいことが認められた (COP_x (AP): $F=4.98$, $P=0.001$, COP_y (ML): $F=5.01$, $P=0.001$, $df=3$).

VI 考 察

1) 加齢が単一課題時の階段降下動作における立位姿勢調節に及ぼす影響

階段降下動作時には, 主働筋である大腿四頭筋と足底屈筋群が伸張性収縮することにより, エネルギーの吸収と柔軟な接地の調節が行われ, 一方で拮抗筋である大腿二頭筋と前脛骨筋によって膝や足関節の固定が行われ

る¹⁶⁾²²⁾. しかし, 加齢に伴い伸張性筋収縮時に伸張反射を抑制する能力が低下するため, 高齢者の伸張性収縮を滑らかに行う能力が若年者に比べ低くなる²³⁾ことが, 階段降下動作を不安定にする一因と考えられる. 本研究では, 最終段である床面着地時において, 高齢者の腓腹筋の筋活動量が若年者に比べ少ない傾向であった. このことから, 階段の最終段は高齢者にとって立位姿勢調節が困難な局面であり, これは動的から静的に動作を移行させる複雑な立位姿勢調節が関連していると考えられる²⁴⁾.

高齢者は段降下動作で主働筋の筋活動量の減少を代償するために, 下肢の主働筋と拮抗筋を共同収縮させ下肢の固さ (stiffness) を増し, 姿勢の安定性を図ることが報告されている¹⁶⁾. 本研究においても, Hortobágyi¹⁶⁾と同様の方法で下腿筋の共同収縮率を分析したところ, 高齢者が最終段の床面に着地した時, 若年者に比べ明らかに共同収縮率が高かったことから, 高齢者の足部 stiffness の増加が示唆された. 高齢者が下腿筋の共同収縮を伴い姿勢の安定性を図る理由として, 加齢に伴い生じる筋力の低下, 筋緊張発揮速度の低下, 速筋線維の減少など神経筋の生理学的変化の代償が考えられるが¹⁶⁾, その他に心理的要因が挙げられる. 先行研究によれば, 転倒に対する不安や恐怖心を持つ高齢者は, 外乱を与えた時や段降下動作時に下腿筋を共同収縮させる傾向が強いことが報告されている²²⁾²⁵⁾. 本研究に参加した高齢者は実験開始前に転落に対する不安感を訴えていなかったが, 階段降下動作は平地歩行と比べ複雑な立位姿勢調節を必要とすることから, 階段降下動作中の不安や恐怖などの心理的要因が下腿の共同収縮を導いたことも推測された.

2) 加齢が二重課題時の階段降下動作における立位姿勢調節に及ぼす影響

二重課題方法論 (dual-task methodology) では 'posture first' という注意階層の原則があり, 二重課題動作時には立位姿勢調節の難易度が高くなるほど (例えば開脚立位よりも閉脚立位やタンデム立位であったり, 平地よりも氷の上のような滑りやすいところで立位姿勢をとる), 優先的に立位姿勢調節に注意が向けられる²⁶⁾. この原則に従えば, 本研究において床面に着地して動きを停止するという動的から静的立位姿勢調節の移行期間は難易度が高いために, 注意の配分は姿勢の安定性に向けられると予測された. 結果では, 若年者の二重課題時における床面着地時の腓腹筋の筋活動量は単一課題時よりも多い傾向にあったことから, 若年者は立位姿勢調節に注意の配分を多くすることが示唆された. しかし, 高齢者の二重課題時における腓腹筋の筋活動量は単一課題時に比べて変化が大きくみられず, また若年者と比較しても明らかに少なかった. さらに, 単一課題時にみられた高齢者特有の高い共同収縮率が二重課題時には低くなったことから, 高齢者は別課題が負荷されると, 注意の配分を姿勢の安定性に多くすることが困難であることが示唆され

た。一方で、本研究の高齢者は二重課題時において階段ステップ時間を単一課題時よりも延長したことから、注意が別課題にも配分された場合、速度を低下させることで姿勢の安定性を獲得したと考えられる。

本研究の高齢者が床面着地後に立位姿勢を保持した時、二重課題時では若年者に比べCOPの前後・左右動揺が明らかに大きくなった。また、単一課題時と比較してもCOPの前後・左右動揺は大きくなることが認められた。高齢者が静的立位姿勢で二重課題動作を行う場合、足底面の安定によってCOP動揺の増減が異なることが報告されている¹²⁾。この報告では、高齢者が両踵間を広げ安定した静的立位姿勢で二重課題を行った場合、両方の課題に注意の配分が行われるためCOP動揺を増加して姿勢の安定性を保つ傾向にあるが、両踵間を狭小した不安定な静的立位姿勢では下腿の主働筋と拮抗筋を共同収縮させて足部stiffnessを強くすることでCOP動揺を減少させると述べており、これは“posture first”の原則から、姿勢調節を優先させたためと考えられる。本研究の高齢者は、二重課題時において床面着地時に下腿筋を共同収縮することで姿勢の安定性を図ることはなかったが、床面着地後は動きが止まり静的に安定した立位姿勢であったため、両課題に注意の配分が可能となりCOP動揺が大きくなったことが示唆された。

3) 今後の課題

本研究では、筋電図、加速度計および床反力計によるバイオメカニクス的手法を用いて、高齢者の二重課題を伴って階段降下を行う時の立位姿勢調節について分析を行った。しかし、副課題であった名称想起の回答数や正答率などを測定していなかったため、二重課題動作時の各課題への注意の配分や特定課題への優先性については言及することができなかった。また、本研究では副課題に名称想起を用いたが、副課題には名称想起以外に計算や会話などの認知課題(cognitive task)と物の運搬などの運動課題(motor task)が考えられる。先行研究では副課題が運動課題であれば、主課題と副課題の間で注意の優先性が生じないとの報告も見られる¹⁷⁾。今後は主課題と副課題の組み合わせの違いによる高齢者の立位姿勢調節への影響や、課題間の注意配分の割合や優先性についても検討していきたい。

VII 結 論

本研究では、二重課題を伴って階段降下動作を行う時の高齢者の立位姿勢調節を若年者と比較検討した。その結果、高齢者は二重課題時には、階段降下の速度を低下させて安定性を獲得しようとしたが、最終段の床面着地時には、主働筋である腓腹筋の筋活動量が若年者よりも少なく、また単一課題時にみられた下腿筋の共同収縮率も低かった。このことから、高齢者が別課題に注意を配分しながら階段降下動作を行う場合、動的から静的に姿

勢調節を移行する状況では、立位姿勢調節が困難であることが明らかになった。一方、床面に着地して動きを停止すると単一課題時および若年者よりもCOP動揺が大きくなったことから、両課題に注意の配分が可能となったことが示唆された。

近年、超高齢化の進行に伴い、健康で活動的な高齢者が増えるなど、高齢者は一括りにできない多様性を持った集団となっている。また、高齢者の労働現場では注意の配分が必要とされる環境の多様性が考えられるため、今後、高年齢労働者の転倒事故の発生率も高くなることが予測される。本研究のように、二重課題下における高齢者の立位姿勢調節のメカニズムを明らかにしていくことは、今後、家庭内の高齢者だけでなく、高年齢労働者に適した環境づくりや身体機能改善を目指したトレーニングの一助になると考える。

文 献

- 1) 内閣府：高齢社会白書。平成25年版。2013, pp 36—37.
- 2) 永田久雄：「転び」事故の予防科学。労働調査会, 2010, pp 15—24.
- 3) 東京消防庁：家庭内における不慮の事故。東京消防庁救急部救急管理課報告。2005.
- 4) 厚生労働省：高年齢者雇用安定法の改正～「継続雇用制度」の対象者を労働協定で限定できる仕組みの廃止～。2012.
- 5) American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention: Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc* 49 (5): 664—672, 2001.
- 6) 尹 智映, 大蔵倫博, 角田憲治, 他：高齢者における認知機能と身体機能の関連性の検討。体力科学 59 : 313—322, 2010.
- 7) 坂村 雄：高齢におけるワーキングメモリの障害。老年精神医学雑誌 15 : 719—724, 2004.
- 8) 岸阪直行：脳とワーキングメモリ。京都大学学術出版会, 2000, pp 93—113.
- 9) Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y: “Stops walking when talking” as a predictor of falls in elderly people. *Lancet* 349 (9052): 617, 1997.
- 10) Toulotte C, Thevenon A, Watelain E, Fabre C: Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clin Rehabil* 20 (3): 269—276, 2006.
- 11) Shumway-Cook A, Baldwin M, Pollisar NL, Gruber W: Predicting the probability of falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther* 77 (8): 812—819, 1997.
- 12) Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J: Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. *Gerontology* 47 (4): 189—194, 2001.
- 13) Harada N, Negoro S, Okada S: Age-related differences in stepping response when stepping onto a known soft surface under dual task conditions. *Curr Gerontol Geriatr Res* 1—6, Article ID 701897, 2010
- 14) 中谷敏昭, 灘本雅一, 三村寛一, 伊藤 稔：日本人高齢者の下肢筋力を簡便に評価する30秒間椅子立ち上がりテスト

- トの妥当性. 体育学研究 47: 451—461, 2002.
- 15) 赤居正美編：リハビリテーションにおける評価法ハンドブック. 医歯薬出版, 2009, pp 168—170.
- 16) Hortobágyi T, DeVita P: Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J ElectromyogrKinesiol* 10 (2): 117—126, 2000.
- 17) Bootsma-van der WA, Gussekloo J, de Craen AJ, et al: Walking and talking as predictors of falls in the general population: The Leiden 85-plus study. *J Amer GeriatrSoc* 51 (10): 1466—1471, 2003.
- 18) Camicioli R, Howieson D, Lehman S, Kaye J: Talking while walking: the effect of a dual task in aging and Alzheimer's disease. *Neurology* 48 (4): 955—958, 1997.
- 19) 西村美帆, 成瀬久美：高齢者の運動パフォーマンスに認知課題が及ぼす影響. 奈良女子大学スポーツ科学研究 14: 37—43, 2012.
- 20) 沢井史穂, 実松寛之, 金久博昭, 他：基本的日常生活動作中の体幹および下肢の筋活動水準の男女差. 体力科学 55: 247—258, 2006.
- 21) 白井喜代子, 合田典子, 岡崎愉加, 他：健康女性の重心移動変化に及ぼす諸因子. 岡大医短紀要 7: 81—86, 1996.
- 22) Tsang WW, Lee KY, Fu AS: Effects of concurrent cognitive task on pre-landing muscle response latency during stepping down activity in older adults with and without a history of falls. *DisabilRehabil* 30 (15): 1116—1122, 2008.
- 23) Laidlaw DH, Bilodeau M, Enoka RM: Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle Nerve* 23 (4): 600—612, 2000.
- 24) 朴 相俊, 朴 眩泰, 上岡洋晴, 他：最大一步幅によるダイナミックな移動からスタティックな直立状態に至るまでの姿勢制御に関する研究：高齢者と若年者の比較から. 体力科学 57: 423—432, 2008.
- 25) 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 activity. *Eur J ApplPhysiol* 85 (6): 501—506, 2001.
- 26) Shumway-Cook A, Woolcott M, 田中 繁, 高橋 明監訳：Motor Control, Theory and Practical Applications. Second edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, pp 186—188.

別刷請求先 〒567-0801 大阪府茨木市総持寺 1-1-41
大阪行岡医療大学
原田 信子

Reprint request:

Nobuko Harada
Osaka Yukioka College of Health Science, 1-1-41, Soujiji, Ibaraki city, Osaka, 567-0801, Japan

Age Affects Postural Control during Stair Descent in Dual Task Conditions

Nobuko Harada¹⁾, Suguru Osawa¹⁾ and Shuichi Okada²⁾

¹⁾Department of Physical Therapy, Osaka Yukioka College of Health Science

²⁾Graduate School of Human Development and Environment, Kobe University

The purpose of this study was to analyze the lower limb muscle activity, muscle coactivity, and COP of nine young and 9 older adults during stair descent under dual task conditions. They performed two tasks: descending stairs alone (a single task) and descending stairs whilst reciting the names (a dual task). The EMG activities of the gastrocnemius lateralis (GL) and tibialis anterior (TA) muscles were recorded in both feet. In addition, muscle coactivity was assessed using the ratio of EMG activity for the TA to that for the GL. Also, postural sway was measured when they were standing on the ground. The results demonstrated that compared with the single task conditions the older adults descended the stairs significantly more slowly and exhibited decreased EMG activity and little muscle coactivity at the last part of the stair descent task in the dual task conditions. They also swayed larger as they stayed with standing position in the dual task conditions. In conclusion, attentional demand increases with balance requirements, particularly during the dynamic to static phase experienced during the final stage of stair descent. We suggested that the disruption of muscle activity and the coactivity of the lower limb muscles might result in the older people falling down.

(JJOMT, 62: 348—355, 2014)