

高齢者の運動機能に関する横断的研究

山本大誠 PT, PhD 備酒伸彦 PT, PhD

神戸学院大学 総合リハビリテーション学部

川越雅弘

国立社会保障・人口問題研究所

[要約] 介護予防は、介護度が軽度な高齢者をそれ以上重度化させないことに加え、要介護認定における非該当であり、地域に生活する将来的に生活機能の低下が予想される高齢者（特定高齢者）を含めた取り組みという広い概念のもとに行われる。生活機能は、日常生活活動を主要要素とした総体的概念である。日常生活活動のなかでも、運動機能の低下は、軽度要介護者の重度化に直結することが知られている。

介護が必要になった主な原因の第3位は転倒であり、この背景には種々の運動機能を総合的に反映するバランス能力の低下が関連していると考えられる。また、転倒は歩行や移乗の場面で多発していることから、特に動的バランス能力が重要となる。したがって、効果的な介護予防の取り組みには、動的バランス能力を主とした運動機能を把握することが重要な課題となる。

そこで、今回、兵庫県但馬地区で生活する要介護非認定の高齢者145名を対象に、バランス能力を主とした運動機能（静的および動的重心動揺検査、timed up and go test、functional reach test、片足での立位保持テスト、10m歩行（時間・距離・歩幅・ピッチ））の横断的調査を行い、年齢階級（65-69歳、70-74歳、75-79歳、80-84歳、85歳以上）および性別について分析を行った。

この結果、①年齢階級の分析において、バランス能力は加齢に伴う著しい低下を示した。10m歩行では、ピッチにおいて加齢に伴う低下が認められたが、時間、距離、歩幅は加齢に伴う低下は認められなかった。これらの指標について65-69歳を100とした指数で年齢階級別に比較したところ、歩行の各指標に比べバランス能力の各指標に著しい低下が見られた。②性別の分析において、バランス能力は男性と比較して女性が高い成績であった。10m歩行では、男性は女性と比較して歩行指標の各項目において高い成績であった。

これらのことから、加齢に伴う運動機能は、体格や筋力により説明される歩行よりもバランス能力において著しい低下を来すことが明らかとなった。また、性別による運動機能の相違から、転倒予防の対策にはそれらの特性に配慮した介入が必要であることが示唆された。バランス能力を主とした運動機能と転倒危険性を含めた日常生活活動との関係を調査し、介護予防を基軸とした、より効果的な運動介入および介護サービスのあり方について検討することが今後の課題である。

キーワード：高齢者、運動機能、バランス、転倒

I はじめに

高齢者の運動機能は、加齢とともに低下するが、なかでも姿勢制御に関する運動機能の低下は著しい [1]。この背景には、姿勢制御が種々の運動機能を反映した総合的な能力であることが関連している。これまで姿勢制御に関わる三大要素として、視覚系・体性感覚系・前庭系があげられている。それらは重要な要素であるが、その他に中枢神経系 (脊髄から皮質)、痛み (部位や程度)、身体配列 (変形や異常筋緊張など)、身体部の欠損、筋機能など種々の要素も姿勢制御に関与する要素として重要である [2]。高齢者は、加齢による身体諸機能の低下に加え、構築学的な姿勢の変化や身体各部位の痛みなどを伴い、適切な姿勢制御を阻害する要因が多岐にわたる。これらのことは、高齢者の外乱に対する応答性が低下する [3] ことに関連している。

外乱は、秩序ある動作状態や平衡状態を乱す外的作用と定義することができる。ヒトに代表される二足歩行は、支持基底面が狭いため、外乱によって平衡状態が崩れやすい。しかし、中枢神経系を中心として発達した身体諸機能の応答 (反射・反応) によって姿勢制御が保たれる仕組みになっている。高齢者は、内外の環境からの影響を受けやすく、適切な姿勢制御を行うためには、外乱の応答性が重要な要因になると考えられる。姿勢制御能力の評価は、静的重心動揺検査、TUG (timed up and go test)、FRT (functional reach test)、片足での立位保持などの指標が用いられているが、外乱に対する応答性の指標は、これまでほとんど検討されていない。

姿勢制御能力の低下は、日常生活活動 (Activities of Daily living、以下ADL) を低下させる原因になることが知られている [4]。ADLの低下は、要介護度の重度化に直結し、要介護認定の該当者のうち要支援が要介護1に重度化する原因は

「立ち上がり」、「起き上がり」、「片足での立位保持」といった姿勢制御を主とした運動機能の低下であることが報告されている [5]。また、要介護認定における非該当の高齢者も例外でなく、姿勢制御能力の低下は、転倒の危険性を増大させ、高齢者の生活機能 [6] の低下および介護が必要となる危険因子になる。転倒の多くは、内外の環境変化による外乱に対する応答性の低下が原因であり、転倒時の状況の分析では歩行中と移乗時が約50%を占めている [7]。また、転倒は、介護が必要となった主な原因の第3位 [8] であり、転倒の予防を含めた運動機能の向上は、介護予防事業の重要な柱となっている。

介護予防は、介護度が軽度な高齢者をそれ以上重度化させないことに加え、要介護認定における非該当であり、地域に生活する将来的に生活機能の低下が予測される高齢者 (特定高齢者) を含めた取り組みという広い概念のもとに行われる。生活機能は、ADLを主な要素とした総体的概念であり、さらにADLは、姿勢制御能力を主とした運動機能と関連している。これらのことから、高齢者の生活機能およびADLを把握するには、姿勢制御を主とした運動機能が重要な位置づけとなり、高齢者の姿勢制御能力を種々の側面から調査することが課題となる。

このような背景から、本調査は、地域に生活する要介護認定における非該当の高齢者を対象として、外乱に対する応答性の指標を含む姿勢制御を主とした運動機能の横断的調査を行い、その現状を明らかにすることを目的とした。

II 対象と方法

A 対象

対象は、2006年8月～9月に兵庫県但馬地区で生活し、老人クラブに参加した要介護認定における非該当の高齢者であった。調査は、兵庫県但馬

県民局但馬長寿の郷で行った。調査実施は、但馬県民局長より研究実施承諾を得て行った。本調査実施にあたり、対象者には研究の内容を口頭および文書で説明し、得られた情報は個人情報保護法に基づき厳重に管理すること、個人が特定されない取り扱いを行うこと、目的以外の使用を行わないことを約束した上で、同意が得られた155名が対象者であった。このうち解析可能であった145名を最終的な対象とした。対象の属性は、平均年齢は 76.0 ± 5.0 歳、男性46名(31.7%)、女性99名(68.3%)であった。本研究の実施にあたり、対象者への不利益が最小限になるように十分な配慮のもとに調査を実施した。なお、本研究は2006年8月に開催された「神戸学院大学ヒトを対象とする研究等倫理委員会」において審査を受け承認されている。

B 方法

姿勢制御を主とした身体機能の評価は、静的重心動揺検査、外乱に対する応答性の指標として動的重心動揺検査、TUG、FRT、片足での立位保検査を採用した。また、歩行機能として10m歩行の計測を行った。

1 静的重心動揺検査

静的重心動揺検査は、平衡機能計(システムグラフィコーダ G-5500 アニマ社製)を用いた。重心動揺検査は、プレート上の力の作用点である足圧中心(COP; center of pressure)について座標を計測する。検査は、開眼でRomberg検査の肢位(両足の内側を接着した立位で両上肢は体側に軽く接している姿勢)をとらせ、眼前2m、高さ1.4mにあるマーク(一辺5cmの正方形の印)を注視させて行った。サンプリングレートは20Hz(50msec)とし、30秒間の計測を行った。検査は、姿勢制御の一般的指標である総軌跡長(LNG)および矩形面積(REC)の計測値を採用した。静的

重心動揺検査の実施方法を図1に示した。

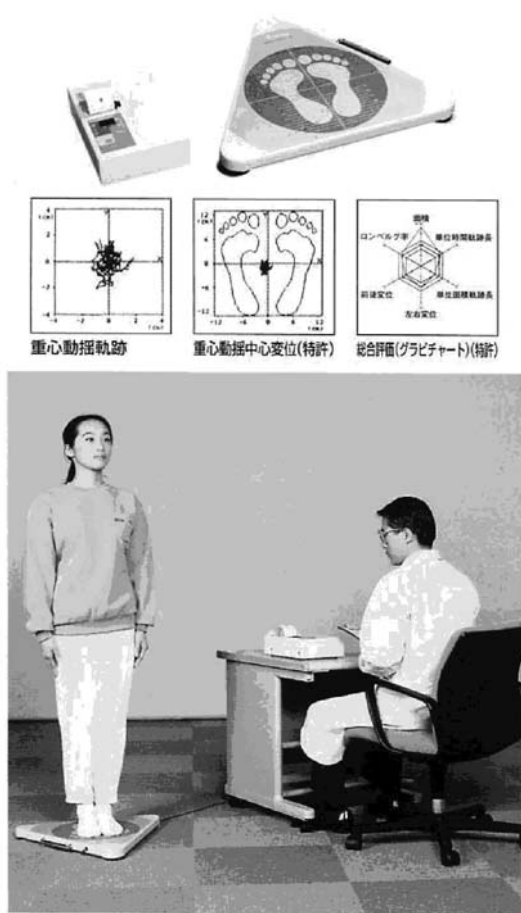


図1 静的重心動揺検査の実施方法

2 動的重心動揺検査

動的重心動揺検査は、スマイル・バランス(株式会社ミクニ社製)を用いた。スマイル・バランスは、外乱による動的重心動揺を定量的に計測することが可能であり、またバランストレーニングとして活用されている機器である。スマイル・バランスは、直径60cmの円形ボード上にバランスがとりやすい任意の足幅で立位をとり、ボードが制御された動作を行うときの重心動揺を検査する。動作は、傾斜角 10° 、傾斜速度 $10^\circ/\text{秒}$ 、傾斜方向が後・前・右・左の順で制御した動作1と、傾斜角 10° 、傾斜速度 $10^\circ/\text{秒}$ 、傾斜方向が左回転 360° で制御した動作2を設定した。各動作は、サンプリングレートは20Hz(50msec)とし、30秒間の計測を行った。検査は、ボードの中心点に重

心位置を維持させるように説明したときのLNGおよびRECの計測値を採用した。スマイル・バランスの仕様を図2に示した。

3 TUG

TUGは、高齢者の転倒危険性を予測するために開発された動的バランスの検査法である。検査は、Mathias [9] らの方法に準じて椅子座位を開始肢位とし、計測ははじめの合図で椅子から立ち上がり、椅子から3mの距離に設置したコーンまで移動してから方向転換し、椅子まで戻って座るまでの時間を測定した。計測値は2回の施行における最短時間を採用した。

4 FRT

FRTは立位姿勢からできるだけ上肢を前方に突きだし、その距離を測定する動的バランスの検査方法である。検査は、Duncan [10] らの方法に準じて、両足底を床面に接地した状態でを行った。計測値は、最大到達距離の保持時間は3秒とし、2回の施行における最大到達距離を採用した。

5 片足での立位保持検査

片足での立位保持検査は、バランス能力を簡便に計測できることから種々の研究で報告がなされ、姿勢変化に対応する安定化を図る調節能力の

指標として有用である [11]。本研究の検査は、両手を腸骨稜に置き、視線を前方にとらせ、使用脚は任意に片足での立位保持を行いやすいことを条件に行った。計測値は、2回の施行における片脚立位保持時間の最大値を採用した。

6 10m歩行

10m歩行は、ビデオカメラによる記録を行い、通常歩行と最大歩行について、歩行時間 (sec/10m)、距離 (m/min)、ピッチ (歩数/min) の値を採用した。

C データ分析

データ分析は、対象者を5歳の階級とした5つの群(65-69歳、70-74歳、75-79歳、80-85歳、85歳以上)に分け、得られたデータを各群で分析

表1 年齢階級別の人数

年齢階級	男性		女性		合計	
	人数	割合	人数	割合	人数	割合
65-69歳	7	(15.2)	5	(5.1)	12	(8.3)
70-74歳	19	(41.3)	38	(38.4)	57	(39.3)
75-79歳	13	(28.3)	28	(28.3)	41	(28.3)
80-84歳	6	(13.0)	24	(24.2)	30	(24.2)
85歳以上	1	(22.0)	4	(4.0)	5	(4.0)
合計	46	(100)	99	(100)	145	(100)

数値は人数(人)を示す
()は男性および女性の割合(%)を示す



図2 スマイル・バランスの仕様

した。年齢階級および性別の属性を表1に示した。年齢階級は、各群を要因とした一元配置分散分析を用いて比較した。また、性別による比較は、対応のないt-検定を用いて検討した。

なお、全ての解析において統計学的に有意な確率は、両側検定で5%未満とした。

III 結果

姿勢制御を主とした各運動機能検査の結果は、年齢階級および全年齢別を表2に示し、性別を表3に示した。

表2 年齢階級別による各運動機能検査の結果

変数	年齢階級												
	65-69 (n=12)		70-74 (n=57)		75-79 (n=41)		80-84 (n=30)		85以上 (n=5)		総合 (n=145)		
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
静的重心動揺													
総軌跡長(cm)	42.45	12.39	55.18	16.75	57.48	15.92	63.08	19.67	81.38	16.92	57.31	18.01	
矩形面積(cm)	5.92	2.89	7.76	3.08	8.16	4.24	10.10	5.92	8.64	2.42	8.24	4.22	
動的重心動揺(動作1)													
総軌跡長(cm)	290.79	46.68	335.06	76.80	346.46	91.08	388.73	78.23	474.85	112.32	350.57	87.06	
矩形面積(cm)	220.46	66.32	253.89	77.51	276.10	95.33	322.92	96.35	407.66	85.26	276.99	93.68	
動的重心動揺(動作2)													
総軌跡長(cm)	305.89	76.78	384.72	98.35	396.43	101.96	434.44	98.30	517.25	157.05	396.10	106.22	
矩形面積(cm)	161.73	43.67	202.74	70.21	223.03	79.95	255.80	81.08	326.36	69.47	220.06	79.68	
TUG	(sec)	7.84	1.03	8.01	1.35	8.42	1.41	8.84	2.17	12.16	4.83	8.43	1.89
FRT	(cm)	37.42	6.24	36.07	5.44	32.88	5.61	32.23	5.53	28.60	5.41	34.23	5.90
片足での立位保持(sec)		42.29	24.85	32.36	21.77	26.26	20.44	15.70	15.61	6.24	4.47	27.11	21.67
10m歩行(通常)													
時間(sec)	8.20	1.33	7.84	1.06	7.93	1.05	8.41	1.35	9.84	2.91	8.08	1.28	
距離(m/min)	75.08	12.98	77.75	9.56	76.95	10.06	73.03	10.55	64.20	15.11	75.86	10.65	
ピッチ(step/min)	119.62	3.87	121.57	8.86	125.01	9.16	121.79	11.11	121.66	7.95	122.43	9.20	
歩幅(m)	0.63	0.10	0.64	0.06	0.62	0.07	0.60	0.07	0.53	0.13	0.62	0.08	
10m歩行(最大)													
時間(sec)	6.20	0.84	6.13	1.05	6.32	0.91	6.39	0.74	7.59	2.27	6.29	1.02	
距離(m/min)	98.50	13.04	100.28	14.93	96.90	13.52	95.10	10.82	83.40	19.54	97.52	14.00	
ピッチ(step/min)	136.88	9.95	138.66	10.26	138.44	10.96	139.77	10.92	135.27	7.10	138.58	10.42	
歩幅(m)	0.72	0.09	0.72	0.10	0.70	0.10	0.68	0.08	0.59	0.17	0.71	0.10	

表3 性別による各運動機能検査の結果

変数	性別				P値	
	男性 (n=46)		女性 (n=99)			
	平均	標準偏差	平均	標準偏差		
静的重心動揺						
総軌跡長(cm)	63.79	20.62	54.30	15.90	<0.05	
矩形面積(cm)	9.25	5.37	7.77	3.50	<0.05	
動的重心動揺(動作1)						
総軌跡長(cm)	356.56	103.64	347.85	78.83	0.57	
矩形面積(cm)	276.88	102.21	277.04	90.08	0.99	
動的重心動揺(動作2)						
総軌跡長(cm)	405.78	115.85	391.79	101.97	0.47	
矩形面積(cm)	221.64	72.64	219.35	82.96	0.86	
TUG	(sec)	8.60	2.42	8.35	1.59	0.45
FRT	(cm)	36.52	6.11	33.16	5.52	<0.05
片足での立位保持(sec)		29.59	22.63	25.96	21.24	0.35
10m歩行(通常)						
時間(sec)	8.03	1.59	8.10	1.12	0.79	
距離(m/min)	76.83	11.69	75.41	10.17	0.48	
ピッチ(step/min)	117.85	8.34	124.56	8.82	<0.05	
歩幅(m)	0.65	0.09	0.60	0.07	<0.05	
10m歩行(最大)						
時間(sec)	5.89	1.16	6.48	0.89	<0.05	
距離(m/min)	104.72	16.28	94.18	11.43	<0.05	
ピッチ(step/min)	134.42	10.58	140.48	9.82	<0.05	
歩幅(m)	0.78	0.11	0.67	0.07	<0.05	

A 静的重心動揺検査

静的重心動揺検査では、年齢階級を要因とした一元配置分散分析の結果、LNG (F=5.97; 自由度 4, 140; p<0.05) およびREC (F=2.68; 自由度 4, 140; p<0.05) に有意差が認められた。RECは、85歳以上の群において80-84歳の群と比較して高値を示したが、多重比較検定の結果から、85歳以上の群とその他の群との間に有意差は認められなかった。年齢を階級とした静的重心動揺量の加齢変化は、65-69歳を100とした指数（逆数で表示）として図3に示した。性別による比較では、男性は女性と比較してLNGおよびRECが有意に高い値を示した (p<0.05)。

B 動的重心動揺検査

動的重心動揺検査では、年齢階級を要因とした一元配置分散分析の結果、動作1のLNG (F=6.84; 自由度 4, 139; p<0.05) およびREC (F=7.28; 自由度 4, 139; p<0.05)、動作2のLNG (F=5.52; 自由度 4, 138; p<0.05) およびREC (F=6.99; 自由度 4, 138; p<0.05) に有意差が認められた。年齢を階級とした動的重心動揺量の加齢変化は、65-69歳を100とした指数（逆数で表示）として図4に示した。

性別による比較では、男性と女性の間には有意差は認められなかった。

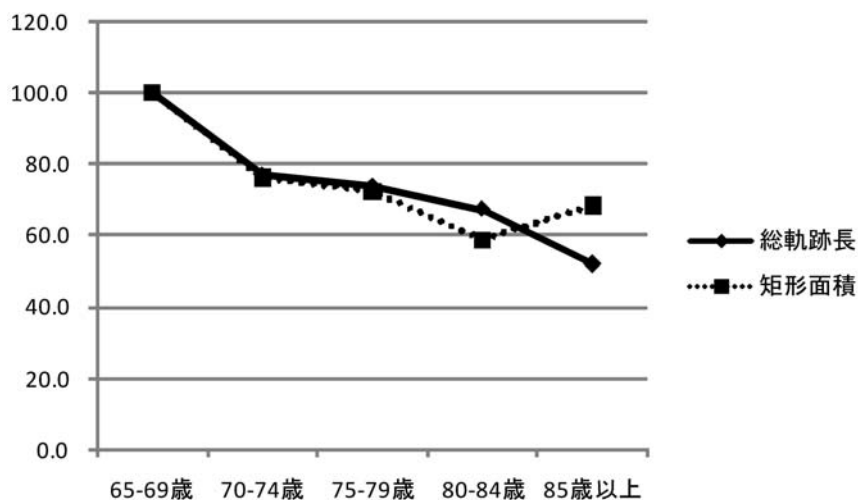


図3 静的重心動揺量の加齢変化

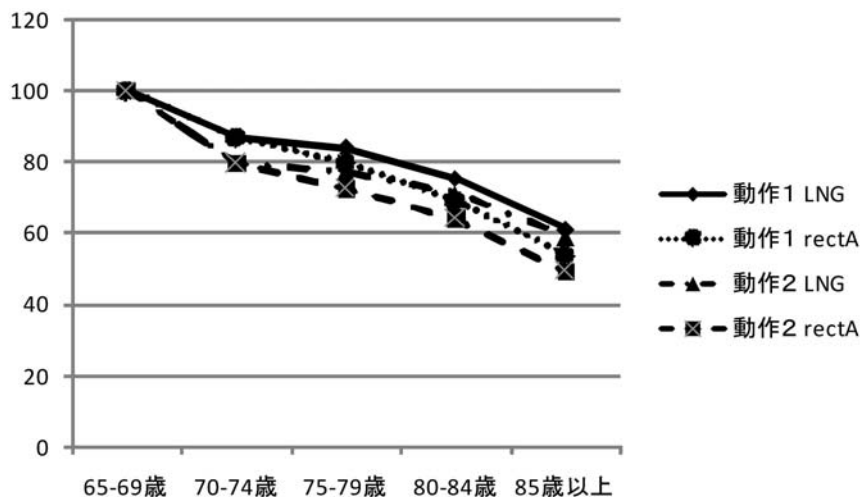


図4 動的重心動揺量の加齢変化

C TUG、FRTおよび片足での立位保持検査

年齢階級を要因とした一元配置分散分析の結果、TUG (F=7.35；自由度 4, 140； $p<0.05$)、FRT (F=5.38；自由度 4, 140； $p<0.05$)、片脚立位検査 (F=6.39；自由度 4, 140； $p<0.05$) にそれぞれ有意差が認められた。年齢を階級としたTUG、FRTおよび片足での立位保持検査の加齢変化は、65-69歳を100とした指数 (TUGは逆数で表示) として図5に示した。

性別による比較では、FRTにおいて男性は女性と比較して有意に高い値を示した ($p<0.05$)。

D 10m歩行

10m通常歩行では、年齢階級を要因とした一元配置分散分析の結果、通常歩行時間 (F=3.78；自由度 4, 140； $p<0.05$)、最大歩行時間 (F=2.59；自由度 4, 140； $p<0.05$) に有意差が認められた。年齢を階級とした10m歩行の加齢変化は、65-69歳を100とした指数として通常歩行については図6、最大歩行については図7に示した。

性別による比較では、通常歩行において男性は女性と比較して、ピッチが有意に少なく ($p<0.05$)、歩幅が有意に長かった ($p<0.05$)。また、最大歩行において男性は女性と比較して、時間が

有意に速く ($p<0.05$)、距離が有意に長く ($p<0.05$)、ピッチが少なく ($p<0.05$)、歩幅が有意に長かった。

E 運動機能の加齢変化

運動機能検査の結果から、10m最大歩行時間、TUG、静的重心動揺LNG、片足での立位保持を指標とした加齢変化を図8に示した。

各運動機能のなかでも、姿勢制御能力の重要な指標となる片足での立位保持検査が加齢に伴う著明な低下を示していた。

IV 考察

姿勢制御能力は、静的姿勢制御と動的姿勢制御から構成され、双方が協働することで姿勢保持や動作状態の維持が可能となる。静的姿勢制御能力は、身体運動を補償する安定性として働き、動的姿勢制御を支える機能がある。動的姿勢制御能力は、身体重心の移動に伴う動的安定性を得るための重要な機能であり、種々の運動機能の基本となる。特に内外の環境変化に伴う外乱に対する応答性は、高齢者における種々の基礎的運動能力を集約しており、転倒をはじめ介護を必要とする要因

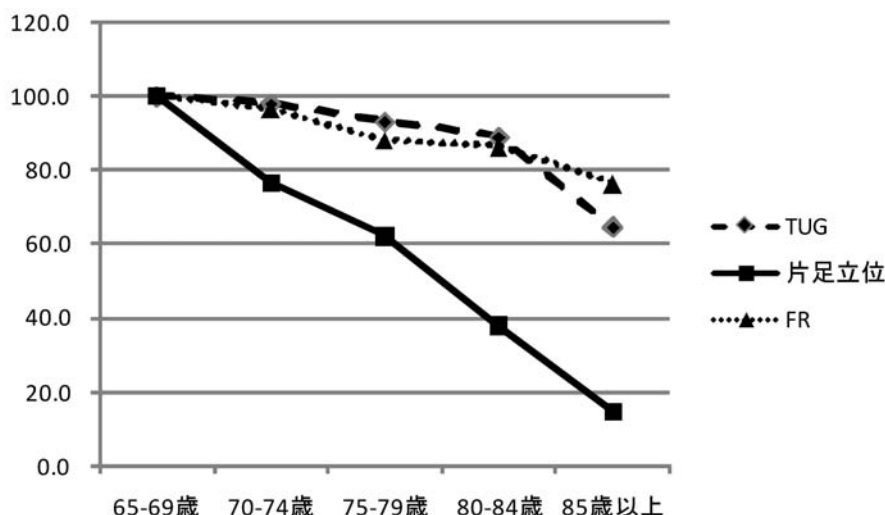


図5 TUG、FRTおよび片足での立位保持検査の加齢変化

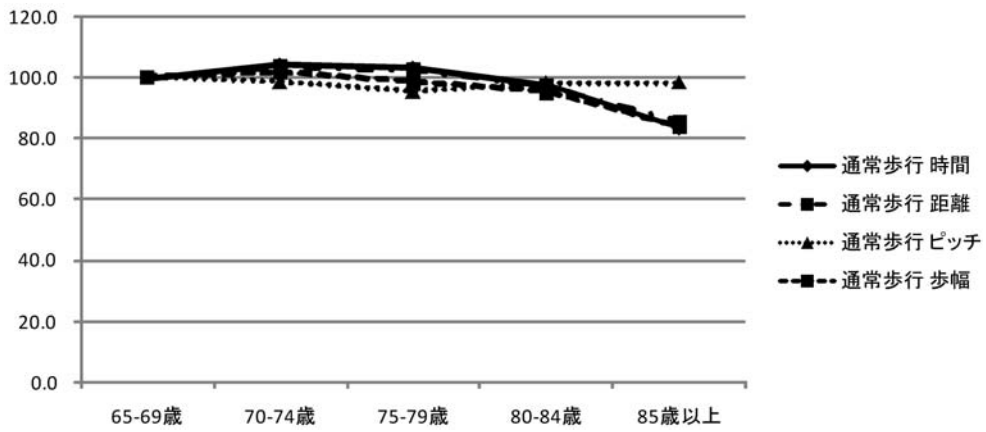


図6 10m通常歩行の加齢変化

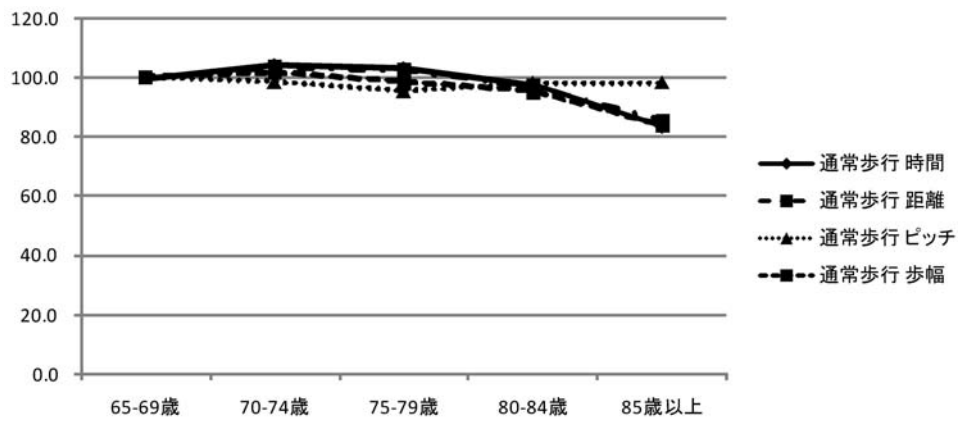


図7 10m最大歩行の加齢変化

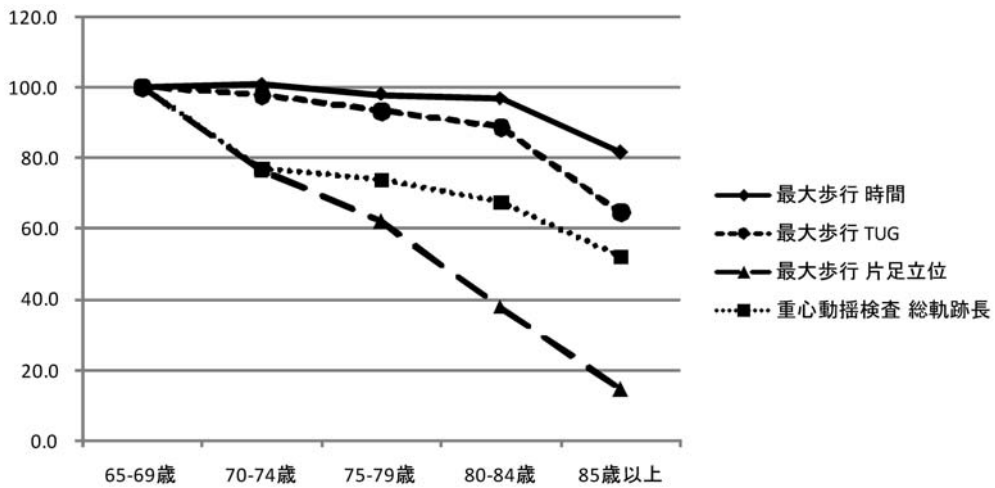


図8 各運動機能の加齢変化

に重要な影響を及ぼす。

A 年齢階級別の運動機能について

本調査における各姿勢制御を主とした年齢階級別の高齢者の運動機能は、種々の調査による報告 [7, 12] と同様に、加齢による機能低下の傾向を示すことが明らかとなった。これまで外乱による動的姿勢制御能力は、定量的に計測が可能な機器が開発されておらず、十分な評価がなされていなかった。本調査は、スマイル・バランスを使用することによって、外乱に対する応答性の評価を試み、高齢者の姿勢制御に重要な要因である外乱による動的姿勢制御能力についても同様の結果が得られた。

姿勢制御能力は加齢と共に低下を示したが、10m歩行では加齢による時間および距離において85歳以上の群で低下を示し、ピッチは加齢による低下を示さなかった。歩行は、動的姿勢制御による動作の維持によって安定した歩行が可能となる。また、歩行動作における片足での立脚期は歩行の安定性に寄与し、片足での動的姿勢制御が重要な要因となる。しかし、高齢者の姿勢制御を主とした運動機能のなかでも、片足での立位保持は加齢と共に著しい低下を来すことが示された。姿勢制御能力の低下は認められるが、歩行ピッチは変化していないこと、および歩行時間と歩行距離の低下が85歳以上でも認められないことから、歩行における不安定性は増大していると考えられる。高齢者の加齢に伴う姿勢制御の低下は、外乱に対する応答性の低下の起因となり、さらに転倒危険性を高める原因になると考えられる。

B 性別の運動機能について

性別による運動機能の結果から、静的重心動揺検査では、女性は男性と比較してより安定している結果が得られた。女性は男性よりも種々の体力指標が低いとされている [12] が、静的重心動揺

検査は、立位保持が基本姿勢であることから種々の体力指標が十分に反映されていないことが考えられる。FRTでは男性が女性と比較して有意に高い値を示した。FRTは転倒を予測するための評価指標であるが、支持基底面の安定に関わる下肢の筋力に依存する。特に、支持基底面の前方向に重心を移動させるため、下腿三頭筋の働きが重要となる。転倒は歩行や移乗時に多く発生することから、動的な場面で外乱に応答する種々の筋活動の改善が転倒予防に効果的である。

10m通常歩行では、男性は女性と比較して、ピッチは少なく、歩幅は長かった。また、10m最大歩行では、男性は女性と比較して、時間は速く、距離は長く、ピッチは少なく、歩幅は長かった。通常歩行の結果から、時間の変化が認められなかったことから、女性は歩幅の短小をピッチで補っていると考えられ、歩行中の不安定性の増加を来たし、転倒の危険性が高まると考えられる。したがって、女性に対しては歩行の効率と安定性の両面を考慮した転倒予防などの介入が必要であろう。今後は、男性と女性の体格差を含めた分析が必要となる。

本調査により、高齢者の運動機能は、外乱に対する応答性を含めた姿勢制御能力の重要性および性別による運動機能の諸要因の相違による転倒危険性が示された。姿勢制御能力の低下は、転倒危険性やADLの低下を来たし、生活機能に負の影響を及ぼす原因となる可能性がある。したがって、今後は転倒リスクを含めたADLと姿勢制御能力との関係を調査し、介護予防を基軸とした、より効果的な運動介入および介護サービスのあり方について検討することが課題である。

本稿は、平成18年度厚生労働科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）「介護予防の効果評価とその実効性を高めるための地域包括ケアシステムの在り方に関する実証研究（主任研究者：川越雅

弘)」の一部として実施したものである。

【文献】

- [1] 大倉三洋、中屋久長 他. 理学療法における体力測定の意味. 理学療法 2005;22(1):7-13.
- [2] 奈良勲. 脳血管障害の障害構造と機能診断: 脳血管障害の理学療法, 医歯薬出版株式会社 2000;22-23.
- [3] 山本大誠、備酒伸彦 他. 施設利用高齢者に対するバランストレーニングの取り組み. 保健の科学 2006;48(6):463-469.
- [4] 山名圭哉、生熊久敬 他. 高齢者における重心動揺および片脚起立時間とADLに関する研究. 中部整災誌 2001;44:1079-1080.
- [5] 川越雅弘. 高齢者の機能低下の流れ: 介護サービスの有効性評価に関する調査研究~第1報: ケアマネジメントの現状と今後のあり方~, 日本医師会総合政策研究機構 2003;83-84.
- [6] 障害者社会福祉研究会編: ICF国際生活機能分類—国際障害者分類改訂版—, 中央法規出版 2003.
- [7] 厚生労働省老健局計画課監修: 介護予防テキスト、社会保険研究所 2000.
- [8] 厚生労働省: 統計調査結果/最近公表の統計資料/平成16年国民生活基礎調査の概況/要介護者などの状況. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa04/4-2.html>, 1/23, 2007.
- [9] Mathias S, Nayak US, Isaacs B: Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. Arch Phys Med Rehabil 1986;67(6):387-9.
- [10] Duncan PW, Weiner DK, Chandler J et al: Functional reach: a new clinical measure of balance. J Gerontol 1990;45(6):192-7.
- [11] 日野原重明、山田秀雄 他. 老化度の評価に関する研究 1. 閉眼片足起立動作の加齢による変化. 日本老年医学会雑誌 1966;3(4):289-294.
- [12] 辻哲也、里字明元. 老化と廃用 総論. 総合リハ 2006;34(7):623-628.

Impaired motor functions in the elderly

Taisei Yamamoto, PT, PhD Nobuhiko Bishu, PT, PhD

Kobegakuin University, Faculty of Rehabilitation

Department of Medical Rehabilitation

Masahiro Kawagoe

National Institute of Population and Social Security Research

Preventive cares for the elderly are practiced in a premise that they can prevent functional loss of elderly, including those with mild disabilities. The purpose of this study was to investigate motor functions, especially balance functions of elderly, for example responsiveness to perturbations. We tested 145 elderly people for various motor functions. We found that: 1) both static and dynamic balances were affected with aging and 2) functional measures, such as gait speed, a timed-up-and-go test (TUG), functional reach test (FRT), and, in particular, time of holding one-leg standing were progressively affected with aging. These results demonstrate that motor functions, especially balancing functions are substantially affected in elderly people. Effective approaches should be devised for elderly population to improve preventive interventions that reduce risks associated with loss of balance, such as falling.

Key Words : elderly people, motor function, balance, fall