

中・高年者における筋力発揮調整能に関する研究： 要求値に対する最大下の握力発揮追従能力からの検討

著者	長澤 吉則
著者別名	Nagasawa, Yoshinori
雑誌名	博士学位論文要旨 論文内容の要旨および論文審査結果の要旨 / 金沢大学大学院自然科学研究科
巻	平成18年1月
ページ	66-72
発行年	2006-01-01
URL	http://hdl.handle.net/2297/16707

氏名	長澤 吉則
学位の種類	博士(学術)
学位記番号	博甲第 685 号
学位授与の日付	平成 16 年 9 月 30 日
学位授与の要件	課程博士(学位規則第 4 条第 1 項)
学位授与の題目	中・高年者における筋力発揮調整能に関する研究 — 要求値に対する最大下の握力発揮追従能力からの検討 —
論文審査委員(主査)	出村 慎一(教育学部・教授)
論文審査委員(副査)	藤原 勝夫(医学系研究科・教授), 外山 寛(医学系研究科・助教授), 寺沢 なお子(教育学部・助教授), 増田 和実(教育学部・助教授)

学 位 論 文 要 旨

Abstract

The purposes of this study were firstly to develop a rational and practical apparatus to estimate the coordinated exertion of force and to prepare test methods, and secondly to clarify the relationship between physical fitness and the characteristics of the coordinated exertion of force in healthy middle and old-aged people, which was derived from a comparison of their performance with those of healthy younger people as well as from the viewpoint of sex differences. Various measurements were taken from 298 healthy younger people aged 18 to 28 years, 29 light nervous function disorder people aged 16 to 20 years, and 152 healthy middle and old-aged people aged 38 to 78 years to inspect research assignments and hypothesis in this study. A highly multipurpose apparatus to estimate the coordinated exertion of force based on target pursuit using grip exertion was devised for the measurement and estimation methods. A coordinated exertion of force test to analyze quantitatively characteristics of coordinated exertion of force in healthy middle and old-aged people was developed. It was inferred that ability measured by the coordinated exertion of force test differs from that measured by general physical fitness tests based on the exertion of maximal ability.

I. 序論

日常生活においては最大筋力を発揮することは極めて少なく、むしろ最大下の力をいかに有効に持続的に発揮し得るかが重要である(Halaney and Carey, 1989)。また、ある目標に合致した動作を遂行するためには、随意筋を目標に対してうまく適合するように発揮・調整する必要がある(川初, 1974)。さらに、このような随意筋運動は脳、脊髓等の中枢神経系によって微妙に調節され、視覚等の情報も重要な要素となっている。つまり、ある目標にうまく適合しているか否か、あるいは小さな力を正確に出力したり、大きな持続性筋力を発揮しながら微細な調節を行ったりすること(大築, 1989)は神経および筋との協応関係(北本ほか, 1981)がうまく作用しているか否かによると考えられる。従って、最大筋力の発揮と同様に、動作が各課題に応じて合目的に発揮し得る筋力発揮調整能(Henatsch and Langer, 1985)を評価することも重要かつ必要と考えられる。

高齢化社会においては、高齢者の転倒や自動車事故等、調整能と密接な関係にある機能の低下による傷害の発生率が高い。中・高年期には、体力は加齢とともに低下し、個人差も拡大することが明らかにされている(Stanley and Taylor, 1993; Rikli and Edwards,

1991). 中・高年者の健康問題に関しては、日常生活に密着した運動機能や体力低下が重要な課題と認識され、中・高年者の自立に関連した筋力発揮調整能の研究はいくつか報告されている (Aniansson et al., 1980; Judge et al., 1993) が、このような運動機能の客観的な評価法については国内外を問わず統一された見解はない (八田ほか, 1993). また、中・高年者の筋力発揮調整能の特性および性差に関しても明らかにされていない。よって、筋力発揮調整能の測定・評価法を確立した上で、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を明らかにすることが重要であろう。

指標追従に基づく最大下の筋力発揮の調整は、視覚や固有感覚などの神経支配が強く、大脳皮質 (大脳基底核) や小脳の関与が大きいいため、その神経支配の配列がより大きな部位、すなわち下肢より上肢、特に把握動作が有効と考えられる (宮本・沖田, 1997). これまで、身体運動学分野では各種追従動作から上肢や下肢による運動の調節状態を検討した研究 (北本ほか, 1981; 北本, 1991), 人間工学, 心理学あるいはリハビリテーション分野ではトラッキング動作の研究 (Carey, et al, 1988; Halaney and Carey, 1989; Riviere and Thakor, 1996) 等がみられる。しかし、最大下の体力テストとして筋力発揮調整能の有効な測定法および評価法は未だ確立されていない (Dustman, et al., 1984). 実際のテスト作成にあたっては、測定器具の開発, テスト時間, 筋力発揮調整能を評価する変量および評価時間等々, 幾つかの検討すべき問題がある。また、これらの問題が解決されたとしても、測定値の信頼性, 客観性および妥当性等の問題が残されている。

本研究の第1の目的は、中・高年者にも適用可能な汎用性の高い、ヒトの筋力発揮調整能を捉える合理的・実用的な測定器具を開発し、それらの妥当性, 信頼性, および検者間信頼性を検討すること, 第2の目的は、若年者との比較の観点から、中・高年者の指標追従による筋力発揮調整能の特性 (測定値の変動, 性差, 練習効果等) および体力との関係を明らかにすることである。

II. 研究方法

1. 被験者

本研究の研究課題および仮説を検証するため、18~28歳の298名の若年者、16~20歳の29名の軽度神経機能障害者、38~78歳の152名の健常な中・高年者 (高齢者) を対象とした。

2. 測定器具

本研究では、被験者がコンピューターのディスプレイ上に表示された要求値との差を最小にしながら握力発揮を行った。これらの情報は、A/D変換後、RS-232C出力ケーブルからコンピューター (富士通社製, FMR-50LX, 東京, 日本) にサンプリング周波数10Hzで取り込んだ。握力および筋力発揮調整能の測定は、0~979.7N (99.9kg)の測定が可能で、±2%の測定精度をもつスメドレー型のデジタル握力計 (ヤガミ社製, ED-D100R, 東京, 日本) で測定された (図1)。

予備実験に基づき、棒グラフおよび波形の2種類のディスプレイ表示法を採用した (図2および図3)。実際の握力発揮の感覚とディスプレイ上に表示される要求値との感覚がズレないようにするため、要求値と実際の握力値を同時にディスプレイに出力した。棒グラフの場合、要求値は同じ位置で一定の周期 (握力最大値の5~25%範囲) で上下に変動する。正弦波形の場合も、要求値を同じ範囲で変動させたが、要求値は正弦波形の軌跡を示しながら、視覚的・空間的に時間とともに左から右へ移動する。実際の発揮値は、棒グラフの場合は上下に変動し、波形の場合は要求値と同様に左から右へ移動するよう表示され

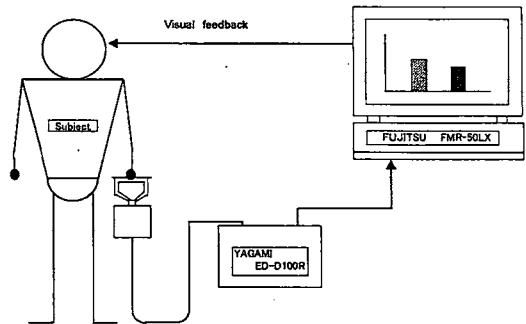


Fig. 1. A schematic drawing of the system to measure the coordinated exertion of force.

The subject was instructed to exert their maximal grip strength two times before the coordinated exertion of force test, and the greatest value was determined. The exerted value of grip strength was transmitted to a personal computer (FUJITSU FMR-50LX) through an RS-232C output cable connected to a hand-grip dynamometer with a strain-gauge (YAGAMI ED-D100R). The coordinated exertion of force test was performed three times at one-minute intervals. Instructions were given to stand so that they could see the demand value on the monitor.

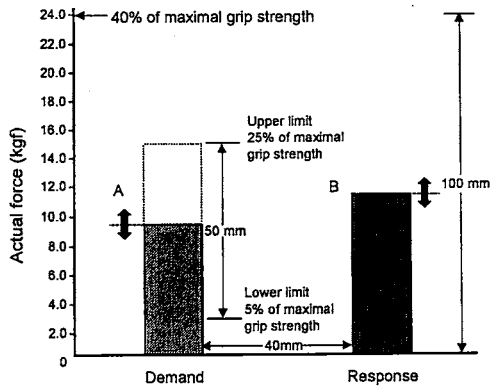


Fig. 2. Bar chart display (100 mm x 140 mm) of demand value. The left bar (A) shows the demand value and the right bar (B) is the exertion value of grip strength. The test was to fit line B (exertion value of grip strength) to line A (demand value), which varied in the range of 5-25% of maximal grip strength value. The length on the display is 50 mm top to bottom. Frequency of change in demand value is 0.3 Hz. The test time was 40 sec. for each trial. The ability to coordinate exertion of force was calculated using the data from 25 sec. of trial following the initial 15 sec. of this period.

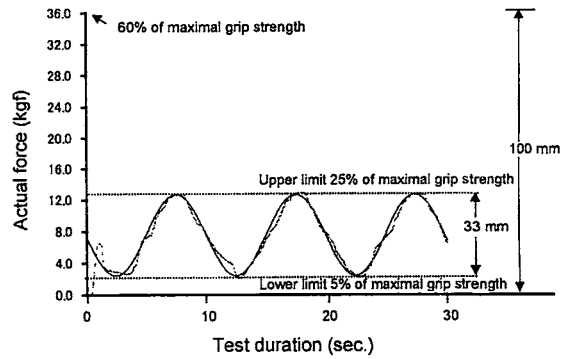


Fig. 3. Sinusoidal-wave display (100 mm x 140 mm) of demand value. The thin line (A) shows the demand value and the broken line (B) is the exertion value of grip strength. The test was to fit line B (exertion value of grip strength) to line A (demand value), which varied in the range of 5-25% of maximal grip strength value. The length on the display is 33 mm top to bottom. Frequency of change in demand value is 0.1 Hz. The test time was 40 sec. for each trial. The ability to coordinate exertion of force was calculated using the data from 25 sec. of trial following the initial 15 sec. of this period.

る。この周期は、神経-筋系において最も容易に調節しうると報告されている（林, 1967; Meshizuka and Nagata, 1972）。予備実験においても被験者は要求値を追従することが可能であった。

各個人の体力あるいは筋力は異なるので、絶対的要求値ではなく、相対的要求値を利用した。相対的要求値は各人の握力スケール幅の違いにかかわらず、各人同様のディスプレイ要求値となるように設定した。つまり、握力最大値の大小にかかわらず、相対的要求値は常にディスプレイ上に一定の範囲を変動するようにソフトウェアのプログラムを設定した。予備実験において、棒グラフおよび波形の表示形式はそれぞれ独立に作成した。被験者が要求値を見やすいように、要求値がディスプレイ上で可能な限り大きく変動することを検討した。ソフトウェアプログラムおよびディスプレイ表示の限界の範囲内で、棒グラフ表示形式では要求値を 50mm 以上で、波形表示形式では 33mm 以内で変動させることが最適と判断された。よって、両表示法の下限值と上限値の振幅の幅は異なった。

3. 実験手順

筋力発揮調整能テストの前に、被験者に利き手の調査を実施して利き手を決定した（Oldfield, 1971）。握力計の把握部は、被験者が握りやすいと感じる幅に設定した。利き手による最大握力測定は各被検者に 1 分間の休憩を挟んで 2 回もしくは 3 回実施し、最高値をその人の握力最大値とした。筋力発揮調整能テストは、練習 1 回後、各試行間に 1 分間の休憩を挟んで数回実施した。被験者は直立し、手首は自然に垂らし、腕を体幹の側に真っ直ぐ下ろした状態で、握力を発揮した。筋力発揮調整能の評価変量として、要求値と握力発揮値との時間経過に伴う差を継続的に算出し、最大の差（Maximal difference: MD）および差の総和（Total sum of differences: TD）の 2 変量を採用した。なお、研究課題 2 以降は、差の総和（%）のみを利用した。いずれも測定値が小さいほど要求値に対して筋力発揮値を適切に合わせることができ、筋力発揮調整能に優れると解釈した（図 4）。被験者には、ディスプレイ上の要求値を最も見やすい位置へ任意に立つよう指示した。

III. 研究結果の概要

定義された用語、本研究で選択した、被験者、テスト手順および測定方法、あるいは

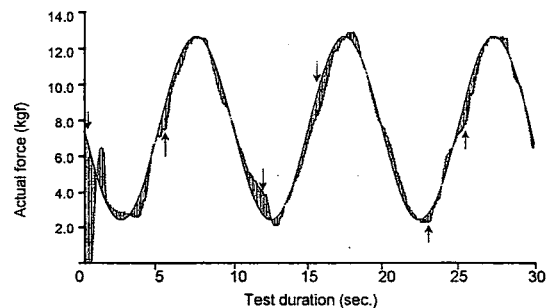


Fig. 4. Estimates of coordinated exertion of force. Arrows show maximal differences between demand and exertion value in each sampling interval. Shading shows the total sum of differences between demand and exertion values.

統計解析法、等の限界の下で、得られた知見を以下に要約する。

課題 1：筋力発揮調整能測定器具の開発に関する研究

1. 最大の差および差の総和の両変量とも、最初の 5 秒間の平均値が他の各 5 秒間の平均値よりも有意に高い値を示したことから、筋力発揮調整能はテスト開始から最初の 5 秒間を除外した残りの時間で評価することが可能である。
2. 筋力発揮調整能を捉えるには、%スケール形式より kg スケール形式がより有効である。
3. 波形における両変量の信頼性係数は、60 秒テストより 30 秒テストの方が高く（最大の差：0.96，差の総和：0.92），30 秒テストが有効と判断された（表 1）。
4. 信頼性の結果から筋力発揮調整能テストとして、棒グラフおよび波形の両表示法とも有効と考えられた。

以上、筋力発揮調整能測定器具を用いた測定に関して、評価時間として測定開始 5 秒以降の時間を利用し、30 秒程度のテストが、また、信頼性の点から棒グラフおよび波形の両画面表示法とも汎用性の高いテスト方法として有効と考えられた。

課題 2：筋力発揮調整能テスト作成に関する研究

1. 異なる検者の測定値間の相関係数(0.617~0.747)は中程度の有意な値であった。
2. 筋力発揮調整能テストは、神経機能の異なる能力を有する群を判別することができる。また、双連続相関係数は 0.631~0.931 の有意な値であった（図 5）。
3. 筋力発揮調整能テストによって正常時とアルコール摂取時とでは判別が可能である。
4. 筋力発揮調整能テスト，追従動作テストおよびペグボードテストの測定値の信頼性は受け入れられる(ICC=0.70-0.99)。
5. 筋力発揮調整能テストは追従動作，あるいはペグボードテストと低い相関を示した。新しく開発したテストの両表示法間の関係は有意であるが低かった($r=0.49$, $p<0.05$)（表 2）。
6. 棒グラフおよび波形ともに高い試行間 ICC を示した(棒グラフ:0.87, 波形:0.95)。棒グラフおよび波形の試行間測定値の limits of agreement はそれぞれ-14.8 から 99.3%，-3.5 から 113.6%であった。
7. 棒グラフおよび波形の両テストにおいて、日間測定値は有意な改善を示した。
8. 棒グラフおよび波形ともに中程度から低い日間 ICC を示した(棒グラフ:0.33~0.71, 波形:0.48~0.76)。棒グラフおよび波形の日間測定値の limits of agreement はそれぞれ

Table 1
Coordinated exertion of force for each display format by trial for the 30-sec. and 60-sec. test (N=8)

Time	Display	Variable	Trial		$F_{s,2}$	$F_{1,2}$	ICC
			1	2			
30 sec.	Bar chart	Total sum of differences					
		M	435.81	344.01	13.19 [†]	15.19 [†]	0.92
		SD	141.56	123.41			
	Sinusoidal wave	Maximal difference	6.84	4.73	0.98	5.40	-0.02
		M	439.44	436.53	24.89 [†]	0.03	0.96
		SD	124.03	120.09			
60 sec.	Bar chart	Maximal difference	5.70	5.24	12.35 [†]	1.43	0.92
		M	784.65	645.30	9.05 [†]	15.26 [†]	0.89
		SD	196.44	137.72			
	Sinusoidal wave	Maximal difference	8.49	5.77	1.43	0.49	0.30
		M	828.01	775.44	3.89	1.00	0.74
		SD	155.51	178.65			
		Maximal difference	5.25	7.88	2.28	3.85	0.58
		SD	1.35	4.97			

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5. [†] $p<0.0025$.
[†]F: Factor A (subject) = mean square (MS)_{subject}/error mean square (MS).
[†]F: Factor B (trial) = mean square (MS)_{trial}.
 ICC: Intraclass correlation coefficient. ICC = (MS_s - MS_j/MS_s) = 1 - MS_j/MS_s.

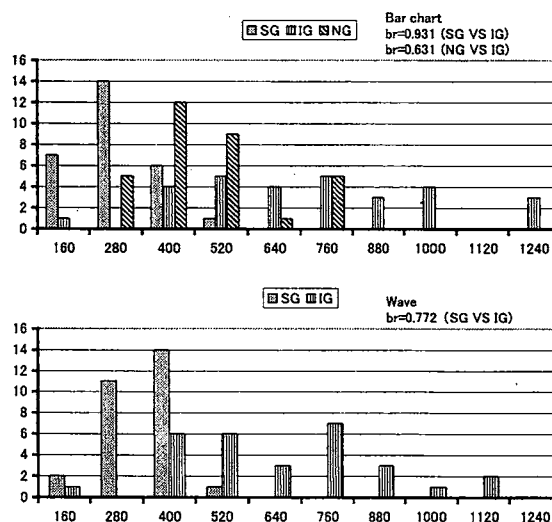


Fig. 5. Frequency distribution between SG and IG, and NG and IG for bar chart and wave display. br: biserial correlation

Table 2
Relationships between coordinated exertion of force and nervous function tests (N=48)

Test	M	SD	r^a	r^b
Pursuit rotor (sec.)	36.6	12.3	-0.34*	-0.04
Pegboard				
Right hand	17.5	1.4	-0.14	-0.08
Left hand	16.0	1.2	-0.35*	-0.22
Both hands	13.7	1.1	-0.27	-0.22
Total	47.2	3.4	-0.27	-0.19
Assembly	43.4	4.9	-0.25	-0.15
Coordinated exertion of force (%)				
Bar Chart	404.0	84.6		
Sinusoidal Wave	421.2	90.2	0.49**	

Note) * $p<0.05$, ** $p<0.01$

^a r : Pearson product moment correlations between bar chart and each test.

^b r : Pearson product moment correlations between sinusoidal wave and each test.

-112.2 から 218.6%, -139.2 から 352.8%であった。

9. 棒グラフおよび波形の試行間および日間測定値の the repeatability coefficients はそれぞれ 141.4 と 173.0%, および 152.3 と 176.4%であった。両テストとも limits of agreement はやや広がった。

以上、筋力発揮調整能テストは、追従動作およびペグボードテストで測定される能力とは異なる能力を測定し、また提示される要求値のタイプによっても発揮する能力は多少異なると推測された。しかし、総じて、筋力発揮調整能テストの妥当性は比較的高いと判断された。また、棒グラフおよび波形の両表示法とも筋力発揮調整能測定値の変動はほぼ3試行で安定し、筋力発揮調整能の向上に有意に反応する。試行間および日間の筋力発揮調整能測定値の観点も含めて、これらのテストは上肢の筋力発揮調整能を客観的に捉えうる汎用性の高い有効なテストであると推測された。

課題3：中・高年者（高齢者）における筋力発揮調整能の特性に関する研究

1. 高齢者の筋力発揮調整能は若年者より劣り、かつ大きな個人差がみられた。
2. 高齢者の筋力発揮調整能測定値の平均値は、若年者の場合と異なり試行毎に有意に低下した（図6）。
3. 女性高齢者の筋力発揮調整能は男性高齢者より劣ったが、3試行における筋力発揮調整能測定値の平均値は両性ともに同様な低下傾向を示した。

以上、中・高年者の筋力発揮調整能は、若年者より劣り、大きな個人差がみられること、若年者と変化パターンが異なり、試行毎に低下を示すこと、女性は男性より劣るが男女とも類似した低下傾向を示すと考えられる。

課題4：中・高年者における筋力発揮調整能と体力との関係およびその性差に関する研究

1. 中・高年者の場合、情報フィードバックが関与しない最大能力発揮に基づく神経機能には性差はみられないが、情報フィードバックが関与する最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能には性差が存在し、男性が優れていた。また、筋力発揮調整能評価変量と年齢との関係も男女で異なる。
2. 本研究で選択した最大能力発揮に基づく神経機能テストおよび握力（筋力）と最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能テストとの関係は男女とも低い（表3）。
3. 筋力発揮調整能と各体力要因との関係は男女とも低く基礎体力とも有意な関係がない。

以上、中・高年者の場合、男女とも最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能テストは従来の最大能力発揮に基づく体力テストとは異なる体力要因を捉えていると推測された。

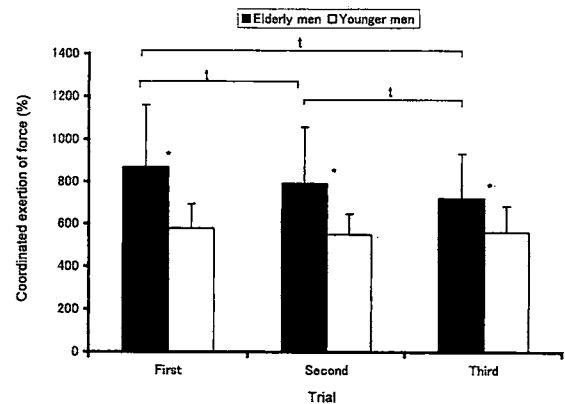


Fig. 6. Coordinated exertion of force of the elderly men (■) and younger men (□). [The mean for the elderly men was significantly greater than that for the younger men ($p < 0.05$). †: The mean for the first trial was significantly greater than that for the second and third trials, and the mean for the second was significantly greater than that for the third trial ($p < 0.05$). The results of elderly and younger women were omitted from the illustration because they were identical to the results of men.]

Table 3
Correlation coefficients and partial age-controlled correlation coefficients between variables estimating coordinated exertion of force and physical fitness tests in men and women

Variable	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	pr
1 Grip strength		0.493 **	0.211	0.292	0.098	-0.080	0.178	0.051	0.242	0.160	0.270	-0.411 **	-0.168	-0.381 *
2 Shoulder arm strength [pull]	0.380 *		0.426 **	0.242	-0.091	-0.239	0.094	0.315 *	0.149	-0.025	0.322 *	-0.285	-0.283	-0.212
3 Shoulder arm strength [push]	0.308	0.485 **		0.307	-0.052	-0.312 *	0.259	0.383 *	0.158	-0.124	0.226	-0.068	-0.117	-0.028
4 Vertical jump	0.321 *	0.174	0.166		0.239	-0.141	0.165	0.185	0.092	0.303	0.280	-0.278	-0.391 *	-0.160
5 Foot balance with eyes open	0.111	-0.115	0.112	0.436 **		-0.286	0.134	0.297	0.048	0.256	-0.160	-0.027	-0.086	0.005
6 Whole body reaction time	-0.027	-0.030	-0.041	-0.402 **	-0.121		-0.271	-0.523 **	-0.229	-0.058	0.004	0.153	-0.049	0.183
7 Tapping with finger	0.420 **	0.247	0.266	0.270	0.186	-0.241		0.093	0.223	0.106	0.347 *	-0.117	-0.228	-0.040
8 Stepping with foot	-0.003	0.237	0.205	0.328 *	0.170	-0.259	0.468 **		0.268	-0.002	-0.108	-0.046	0.169	-0.115
9 Trunk flexion	0.017	-0.215	-0.143	0.178	0.007	-0.320 *	0.025	0.123		0.267	0.080	-0.001	0.301	-0.122
10 Trunk rotation	0.223	0.054	0.040	0.582 **	0.350 *	-0.452 **	0.234	0.374 *	0.259		0.133	-0.180	0.058	-0.215
11 Vital capacity	0.454 **	0.315 *	0.288	0.210	-0.139	-0.201	0.524 **	0.471 **	0.168	0.200		-0.133	-0.408 **	0.015
12 Coordinated exertion of force	-0.302	-0.082	-0.135	-0.070	0.084	0.099	0.057	0.028	0.020	-0.007	-0.145		0.356 *	
13 age	-0.495 **	-0.408 **	-0.104	-0.317 *	-0.189	0.284	-0.289	0.022	0.048	-0.319 *	-0.136	0.020		
pr	-0.337 *	-0.081	-0.134	-0.087	0.089	0.088	0.065	0.025	0.020	-0.001	-0.144			

Note) left: correlation in men, right: correlation in women, pr: partial age-controlled correlation coefficients between variables estimating coordinated exertion of force and physical fitness tests. ** $p < 0.01$, * $p < 0.05$

課題5：中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する研究

1. 中・高年者の筋力発揮調整能は、3週間の反復試行による練習により有意な変動は認められない。
2. 反復試行による練習（実験）開始時に筋力発揮調整能に優れる者、あるいは劣っている者の反復試行による練習前後の変化率に一定の傾向は認められない。
3. 測定値の対応関係から3週間の反復試行による筋力発揮調整能の測定値の変動量には個人差が認められる可能性が示唆される。

以上、中・高年者における最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能は3週間の反復試行による練習によって特異な変化を示すことはなく、その変動量には大きな個人差がみられると推測された。

IV. 結語

はじめにヒトの筋力発揮調整能の諸特性を考慮し理論的妥当性を検討した上で、若年者にも適用可能な握力を用いた指標追従に基づく筋力発揮調整能の測定器具を開発し、その測定および評価法を考案した。そして、新しく開発した筋力発揮調整能テスト（測定および評価法）を用いて、従来検討されることの少なかった中・高年者の握力を用いた指標追従に基づく筋力発揮調整能の特性を定量化し検討することができた。加齢に伴う体力低下の著しい高齢者の筋力発揮調整能特性が明らかにされたことにより、今後、幼児期からその他の年齢段階に至る発達傾向を明らかにすることが可能になると考えられる。

文献 (References)

- Aniansson, A., Rundgren, A. and Sperling, L. (1980) Evaluation of functional capacity in activities of daily living in 70-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **12**, 145-154.
- Carey, J. R., Patterson, R., and Hollenstein, P. J. (1988) Sensitivity and reliability of force tracking and joint-movement tracking scores in healthy subjects. *Physical Therapy*, **68**, 1087-1091.
- Dustman, R. E., Ruhling, R. O., Russell, E. M., Shearer, D. E., Bonekat, H. W., Shigeoka, J. W., Wood, J. S., and Bradford, D. C. (1984) Aerobic exercise training and improved neuropsychological function of older individuals. *Neurobiology of Aging*, **5**, 35-42.
- Halaney, M. E., and Carey, J. R. (1989) Tracking ability of hemiparetic and healthy subjects. *Physical Therapy*, **69**, 342-348.
- 八田美鳥, 大友英一, 吉田尚志, 高以良佳子, 大竹伸子(1993)高齢者における握力・ピンチ力と手指巧緻性の検討, 総合リハ, **21**, 489-492.
- 林喜男(1967)制御作業における人間特性. 人間工学, **3**, 265-274.
- Henatsch, H. D., and Langer, H. H. (1985) Basic neurophysiology of motor skills in sport: a review. *International Journal of Sports Medicine*, **6**, 2-14.
- Judge, J. O., Underwood, M., and Gennosa, T. (1993) Exercise to improve gait velocity in older persons. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*, **74**, 400-406.
- 川初清典(1974)脚筋の力・速度・パワー能力の年齢別推移. 体育学研究, **19**, 201-206.
- 北本拓, 吉田健一, 松永郁男(1981)中高年者の運動調節能力—脚の追跡運動の場合. 体力科学, **30**, 231-239.
- 北本拓(1991)各種追従動作からみた肘関節運動の調節能力の測定. 体力科学, **40**, 74-82.
- Meshizuka, T., and Nagata, A. (1972). A method for measuring muscular group "control-ability" and its apparatus. *Research Journal of Physical Education*, **16**, 319-325.
- 宮本省三, 沖田一彦選(1997)セラピストのための基礎研究論文集(1)運動制御と運動学習. 共同医書出版: 東京.
- Oldfield, R. C. (1971) The assessment and analysis of handedness: the edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, **9**, 97-113.
- 大築立志(1989)力のグレーディング. *Japanese Journal of Sports Science*, **8**, 663-667.
- Rikli, R. E. and Edwards, D. J. (1991) Effects of a three-year exercise program on motor function and cognitive processing speed in older women. *Research*.

Quarterly for Exercise and Sports, 62, 61-67.

Riviere, C. N. and Thakor, N. V. (1996) Effects of age and disability on tracking tasks with a computer mouse: accuracy and linearity. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33, 6-15.

Stanley, S. N. and Taylor, N. A. S. (1993) Isokinetic muscle mechanics in four groups of women of increasing age. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66, 178-184.

山本高司(1983)動作の調整能. 杏林書院: 東京.

学位論文審査結果の要旨

本論文は、筋力発揮調整能測定器具を開発し、測定方法を検討した上で、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を明らかにし、下記に示す成果を得ている。

まず、測定方法に関して、測定時間は40秒、評価時間は測定開始15秒以降の時間を利用するテストが、また画面表示法は棒グラフおよび波形ともに有効であることを明らかにした。開発した筋力発揮調整能テストの妥当性、信頼性および客観性は比較的高く、筋力発揮調整能の優劣の判定が可能であり、上肢の筋力発揮調整能を客観的に捉えうる有効なテストであると判断された。次に、中・高年者の筋力発揮調整能の特性に関して、中・高年者の筋力発揮調整能は若年者より劣り、大きな個人差が存在し、女性は男性より劣ること、中・高年者の試行毎の平均値は若年者と異なり低下を示し、その低下傾向には性差が認められないことを明らかにした。また、他の体力要因との関係およびその性差に関して、筋力発揮調整能テストは男女とも従来の最大能力発揮に基づく体力テストとは異なる体力要因を捉えていると判断された。さらに、中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果には大きな個人差が存在することを確認した。

以上のように、本論文は、ヒトの筋力発揮調整能の測定器具を開発し、その測定および評価法を考案した上で、中・高年者の筋力発揮調整能の特性（性差、練習効果等）および体力との関係を明らかにした。よって、審査委員会は本論文が博士論文（学術）に値すると判定した。