

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—

長 澤 吉 則

目 次

第1章 序 論	8	第2節 筋力発揮調整能テストの同時妥当性	40
第2章 文献研究	9	第3節 筋力発揮調整能測定値の信頼性	45
第1節 筋力発揮調整能の概念および構造	9	第7章 中・高年者(高齢者)における筋力発揮調整能の特性—利き手による筋力発揮調整能:学生と65~78歳の男女高齢者の比較—	50
第2節 筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究	10	第1節 緒言	50
第3節 中・高年者の筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究	13	第2節 方法	50
第3章 問題の所在および研究課題	15	第3節 結果	52
第1節 問題の所在	15	第4節 考察	53
第2節 研究課題	16	第5節 まとめ	55
第3節 用語の定義	17	第8章 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	55
第4節 研究の限界	19	第1節 緒言	55
第4章 研究手順および方法	20	第2節 方法	55
第1節 研究手順および具体的研究課題	20	第3節 結果	56
第2節 被験者	22	第4節 考察	58
第3節 測定方法	22	第5節 まとめ	60
第5章 筋力発揮調整能を評価するための測定器具の開発—ディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間の検討—	27	第9章 中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果	60
第1節 緒言	27	第1節 緒言	60
第2節 方法	27	第2節 方法	60
第3節 結果	28	第3節 結果	61
第4節 考察	31	第4節 考察	61
第5節 まとめ	32	第5節 まとめ	62
第6章 筋力発揮調整能テストの作成	33	第10章 総括	62
第1節 筋力発揮調整能テストの判別妥当性と検者間信頼性	33	第1節 研究結果の要約および結論	62
		第2節 筋力発揮調整能測定器具の開発に関する研究結果	63

*学位論文、2004年9月30日、金沢大学

第3節	筋力発揮調整能テスト作成に関する研究結果	64
第4節	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結果	64
第5節	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結果	64
第6節	中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する研究結果	65
第7節	結語	65
第8節	今後の課題	65
謝辞		66
文献		66
Abstract		72

第1章 序 論

従来、競技者あるいは一般人の体力や運動機能の測定では、より強く、より遠く、より速くといったように最大能力発揮の研究に主に関心が向けられてきた。強さの要素は最もわかりやすく、力の大小や距離の長短で示され（永田ほか、1981）、かつこれら最大能力発揮に基づく体力を測定・評価する方法が確立されている。握力、背筋力などに代表される静的筋力、懸垂などに代表される筋持久力、および垂直跳、立幅跳などに代表される瞬発筋力等の筋力測定が存在し、最大努力に基づく測定が主として行われている。最大筋力の測定は、一定の外部負荷に対する抵抗力、あるいは筋（エネルギー）系の体力を把握するために重要と考えられる。しかし、人間の運動は、筋力の発揮を運動制御機能により調整して成就される。運動制御機能の体力は、巧みに、効率的に行う最大下の動作に主として関与する。フィードバック情報が要求される手足の運動や目と手の協調等、いわゆる局所の動作の成就には、神経-筋系の調整能力、すなわち筋力発揮調整能が深く関与する（Henatsch and Langer, 1985）。

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、脊髄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（Bemben et al., 1991; Fisher et al., 1990; Kallman et al., 1990; Stanley and Taylor, 1993; Rikli and Edwards, 1991; Welford, 1988）。中・高年者の調整能と関係が深い最大努力に基づく敏捷性や平衡性テストの結果からも同様な報告がなされている（Dustman et al., 1984; Rikli and Busch, 1986; Rikli and Edwards, 1991; Spirduso, 1980; Welford, 1988）。中・高年者の健康問題に関しては、日常生活に密着したこれらの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つい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。

筋力発揮調整能に関して、山本（1983）は、母指内転動作、跳躍動作等の調整能について筋電図を利用して検討している。しかし、これら

動作の調整能を合理的・客観的に捉えることは容易でなく、また特殊な器具を利用する等実用性に問題がある。それに対して、筋力発揮調整能は、筋力発揮を時系列に測定可能な測定器具が開発され (Carey, et al., 1988 ; Walamies and Turjanmaa, 1993)、普及していることから、動作の調整能に比べて容易に計測でき、より客観的な資料を得ることが可能である (Halaney and Carey, 1989)。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, 1984, 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ク動作の研究 (Carey, et al, 1988 ; Halaney and Carey, 1989 ; Yamashita, 1990 ; 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)。永田・北本 (1974) は、膝屈曲・伸展動作を用いた追従運動での生体反応を心拍数から検討し、これらの運動による心拍数の増減はみられず、軽い運動と報告している。最大下での筋力発揮調整能を評価するテストが確立されれば、競技者および一般人の体力測定だけでなく、リハビリテーション分野あるいは特に最大努力に基づく測定では危険を伴う中高年者の体力テストとして十分活用できるであろう。しかし、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数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。

よって、本研究では、幅広い年齢において利用できる、汎用性の高い筋力発揮調整能の測定・評価法を提案し、その有効性を確認する。そして、とりわけ社会的要求から、筋力発揮調整能の評価が必要とされる (機能低下が著しい) 中・

高齢者においてこのテストを適用し、その特性および性差等を明らかにした上で、中・高齢者においても筋力発揮調整能テストが最大下の体力テストとして適用可能か否かを確認することを目的とする。

具体的には、以下の2点から検討を行う。すなわち、本研究の第1の目的は、中・高齢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・高齢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。

第2章 文献研究

本章では、筋力発揮調整能の概念および構造、筋力発揮調整能の測定・評価方法、および中・高齢者の筋力発揮調整能に関してこれまで明らかにされている研究について簡潔にレビューする。

第1節 筋力発揮調整能の概念および構造

ある目的をもった運動を成し遂げるためには粗大な筋力の存在のみでは不十分であり、それらをうまく目標へ向かわせ運動を制御するシステムが必要になる。このようなシステムは神経系、筋骨格系、および感覚器系よりなり、神経系を中心としたこれらの系統間の協調 (coordination) が必要である (椎原, 1983)。すなわち、神経系の働きを人の体力的な能力の一つとして考えることができる (山本, 1983)。これらの協調的な能力を本研究では「調整能」と呼ぶことにする。これとほぼ同じ概念を指すものとして、従来体育学の分野では「調整力」という言葉が用いられている。調整力はそれ自体で運動が可能ではなく、「力」の概念より「能力」の概念が強い (山本, 1983)。よって、本研究では調整力と調整能を同概念として捉え、以降「調整能」の用語を用いる。

猪飼 (1976) は、目的とする運動に対して調整がうまく働くための生理的条件として(1)大脳

における運動の企画・設計のよいこと、(2)大脳からの運動のインパルスが運動神経にうまく配分されること、(3)フィードバックがうまく利くこと、(4)促進と抑制がよく利くことの4点をあげている。

以上のことから、調整能は、神経系が筋を介して運動の速さ、持続性および正確性を決定する働きであり (Henatsch and Langer, 1985)、ヒトの体力的な能力をいい、神経系の筋に対するコントロールの能力をさす (山本, 1983)。また、調整能はそれ自体で作業をなすことはできず、主として筋系を介して外的な仕事を可能とする (山本, 1983)。さらに、調整能は疲労、加齢に伴う発育・老化、あるいはトレーニングによっても影響される可能性がある。これらの要因は神経系および筋系に独立に作用するものではなく、両者相互に影響を及ぼすと考えられる。また、運動の多くは、固有感覚系、視覚や表在感覚などの入力が刺激となり、これらの情報により運動を制御する。その際、感覚情報は目標とする情報との誤差を最少にするように (負のフィードバックが) 作用する (椎原, 1983)。また、正確さを高めようとするほど運動の制御は頻繁な修正を伴い、運動時間は延長する (Bernstein, 1967)。調整能を捉えるためにはこれらの形式に合わせた測定器具およびテストを作成し、その諸特性を検討する必要がある。

第2節 筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究

前節で明らかのように筋力発揮調整能はその性質からいってサイバネティック的体力 (猪飼・須藤, 1968) であり、これらが一般に筋力、あるいは持久力といわれるエネルギー体力をコントロールする。サイバネティックは、動物と機械における制御と通信の科学として1948年に、Norbert Wienerが提唱して以来、多くの研究者の眼を向けさせた (F. H. ジョージ, 1968)。これらの考え方から、人間の身体運動における分析にも応用できる可能性が示唆され、体育学の領域においても利用されてきた。以下に、筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究を要約する。

第1項 測定器具および測定様式

ストレインゲージやロードセルが開発され、計測技術が発達すると、筋力発揮値を時系列に測定する方法がみられるようになった。名取ほか (1970) の研究をはじめとして、パソコンを用いた握力測定・分析システムを用いて、筋力変化率の最大値や筋力変化率-時間曲線の測定 (島田・出村, 1990)、バネとストレインゲージの感度差 (島田ほか, 1991)、時系列に得られる一連の握力発揮値の信頼性 (Walamies and Turjanmaa, 1993)、加齢変化および運動種目別の差異 (内野ほか, 1974; 出村ほか, 1991b)、指示条件の影響 (出村ほか, 1991a)、筋力発揮持続力の評価 (長澤ほか, 1991) の研究が行われている。

Carey et al. (1988) は、force tracking test を用いて測定値の反応性を検討している。倉田ほか (1970) は、0.5 g ~ 500 g までの目標に対して利手示指で発揮した筋力を連続的に記録している。永田・北本 (1974) は、脚の持続追従運動 (右脚の伸展運動によって筋力を発現させ、膝関節を支点とした円弧運動を行う)、北本 (1984) は、目標波形に対する応答波形の変化から脚の屈曲・伸展運動の調節状態を検討している。北本 (1979) は、握力発揮による目標への運動調節実験から、握力発揮時における左右筋力発現の様相を制御理論的手法により分析している。北本 (1991) は、肘関節の屈曲・伸展運動を利用している。

その他、目と手の協応性を含む運動学習に関する研究領域では、集中力や運動制御機能、あるいは目と手の協応性が関与する追従動作テスト (Ferslew, et al., 1982)、指を使用し (手指機能)、小さな物体を素早く (速応性)、うまくコントロールする操作性 (目と手の協応性) の能力が関与するペグボードテスト (Tiffin and Asher, 1948; Bass and Stucki, 1951; Fleishman and Ellison, 1962) が利用されている。また、上肢機能テストにおいて、対象物が大きい程信頼性が高く、測定値も優れることが明らかにされている (Turgeon et al., 1999)。

以上のことから、各種力量計とパソコンを接続した測定器具が開発されている。測定様式に関して、握力、肘や脚の屈曲・伸展力、示指の

筋力が利用されている。特に、握力は全身の筋力を代表し、容易に測定・評価が可能であるという実用性、信頼性が保証されている。筋調整能を捉える他のテストとして、追従動作テスト、ペグボードテストが利用されている。運動調節を研究する場合、データを解析しやすく、実験システムの組み易い運動を取り扱うことが肝要であり、それには目標値に対する応答変化が的確に表示される追跡運動の調節システム(永田, 1974)が妥当と考えられる。

第2項 測定時間

Carey et al. (1988) は、10秒間のforce tracking testを行っている。倉田ほか(1970)は、0.5g~500gまでの目標を注視し、10分間利手示指で発揮した筋力を連続的に記録している。長澤ほか(1991)は、最大筋力に対する相対的な割合で決定された3種類の要求値(25%, 50%, 75%)を20秒間等尺性握力発揮持続力を用いて測定している。また、Riviere and Thakor (1996)は、評価区間として、追従能力が安定する評価時間を採用している。

以上のことから、測定時間は用いる負荷や要求値のレベルにより異なり、10秒~10分間が利用されている。評価は、追従能力が安定する時間を採用している。

第3項 評価変数

小野ほか(1966)は、目標値からの誤差の大きさを指数化したものを用い、筋力調節能力について検討している。倉田ほか(1970)は、0.5g~500gまでの目標値と利手示指で発揮した筋力との誤差を用いて評価している。長澤ほか(1991)は、筋力発揮持続力を誤差積和、および最大誤差から検討している。永田・北本(1974)は、脚の持続追従運動を4種類の目標波形(のこぎり波形、矩形波形、正弦波形、三角波形)を追従させ、その筋力発現パターンから追従運動のなめらかさ、安定性、正確性、速応性を検討している。北本(1979)は、目標筋力(目標波形は、0.15, 0.3, 0.6Hzの矩形波形で、最大筋力の3/4を筋力発現の上限とした)への運動調節実験から、握力発揮時における左右筋力発現の様相を制御理論的手法により正確

性、安定性、速応性から分析している。北本ほか(1981)および北本(1984)は、追跡運動の評価方法を検討し、追従運動の際には最初の変動がある程度大きくなることから前半の2周期を除外した中間値5周期の平均値を採用している。その他、テスト開始時には反応時間の遅延等(林, 1967)により変動が大きく、調節能力の正確さよりもむしろ偶然的な要素が強く影響することが明らかにされている(Stark et al., 1961; 小野ほか, 1966)。

以上のことから、評価変数は、目標値との誤差や誤差の積分(総和)、制御理論的手法による正確性、安定性、速応性が利用されている。また、テスト開始時の評価には、調節能力の正確さよりもむしろ偶然的な要素が強く影響することも示唆される。

第4項 負荷強度および要求値の発揮レベル

小野ほか(1966)は、最大握力の1/3、1/2、2/3の大きさの値を目標として、筋力調節能力について検討している。倉田ほか(1970)は、利手示指で目標として0.5g~500gまでの筋力発揮を行わせ、目標との誤差量を検討している。長澤ほか(1991)は、最大筋力に対する相対的な割合で決定された3種類の要求値(25%, 50%, 75%)を用いている。坪田(1968)は、最大握力の1/3に相当する要求値、あるいはそれよりも小なる力に対する調整能に解明すべき問題点があると指摘している。北本(1991)は、腕の屈曲時は最大筋力の約6~7%の範囲、伸展時は約10%の範囲であると報告している。

永田・北本(1974)は、4種類の目標波形(のこぎり波形、矩形波形、正弦波形、三角波形)を利用している。北本(1979)は、目標波形は、0.15、0.3、0.6Hzの矩形波形で、最大筋力の3/4を筋力発現の上限とした握力調節実験を行っている。北本(1984)は、目標値として0.3Hzの正弦波形、のこぎり波形、矩形波形の3種類を用いている。Carey et al. (1988)は、握力最大値の30~40%の矩形波の要求値を用いて、force tracking testの測定値の反応性を検討している。北本(1984)は、正弦波形の場合は目標波形の変動が周期的であり、良好な調節状態を示すと報告している。また、神経-筋系

の測定において0.3Hzおよび0.1Hzの周期は最も容易に調節しようと報告されている（林, 1967; Meshizuka and Nagata, 1972）。

以上のことから、負荷強度は、測定部位によって異なるが最大筋力の6~75%が、被験者に要求される目標値には、のこぎり波形、矩形波形、正弦波形、三角波形が用いられている。その周波数は0.15~0.6Hzの範囲が利用されている。また、良好な調節状態を示すのは正弦波形であり、神経-筋系の測定において0.3Hzおよび0.1Hzの周期は最も安定することが明らかにされている。

第5項 筋力発揮調整能の特性

永田・北本（1974）は、健康な成人男子3名を対象とし、脚の持続追従運動を4種類の目標波形（のこぎり波形、矩形波形、正弦波形、三角波形）を追従させ、その筋力発現パターンから追従運動のなめらかさ、安定性、正確性、速応性を検討し、各波形の持続追従運動は0.5Hzの周波数が限界で、それ以降の大きい周波数では追従不能に近づく。4波形での持続追従運動を比較すると、のこぎり波形の場合が最も優れた成績を得る。位相の面からいっても、特別にのこぎり波形の追従運動が優れ、他の波形と比較して、0.7Hzまで正確な追従曲線を描くと報告している。また、周波数が小さく遅い追従運動では運動中期で調節成績が向上し、オールアウト直前で低下すると報告している。北本（1979）は、一般学生5名（全員右利手）を対象として、目標筋力（目標波形は、0.15, 0.3, 0.6Hzの矩形波形で、最大筋力の3/4を筋力発現の上限とした）への運動調節実験から、握力発揮時における左右筋力発現の様相を分析し、正確性からみた左右応答特性では、各身体部位ともに0.3Hzの運動リズムが最適調節状態を示し、左右同時調節が最も良い成績を示した。速応性では左右差はみられなかった。安定性では各身体部位とも0.15Hzの運動リズムで安定な調節状態がみられたが、0.3Hz以上になると0.15Hzと比較して不安定調節状態となった。安定性では、右手の調節状態が良い成績を示したと報告している。北本（1984）は、健康な男子学生3名を対象とし、目標値として0.3Hzの正弦

波形、のこぎり波形、矩形波形の3種類を用い、その目標波形に対する応答波形の変化から脚の屈曲・伸展運動の調節状態を検討し、目標波形に対する応答波形の位相特性では各波形とも負荷の増大に伴っておくれ現象がみられ、波形ごとの比較では、正弦波形、のこぎり波形、矩形波形の順におくれ現象が増加した。目標波形に対する応答波形の制御特性では、各波形とも2~4kgで良好な調節状態がみられた。波形ごとの比較では、正弦波形、のこぎり波形、矩形波形の順に偏差量が増加し、運動中に瞬時的に変動する目標値への調節の困難性が示された。屈曲時、伸展時ともに、各波形、各錘とも同じような値がみられ、顕著な差はみられなかったと報告している。Carey et al.（1988）は、22~36歳の成人を対象に握力最大値の30~40%の矩形波の要求値を用いて、10秒間のforce tracking testの測定値の反応性を検討し、能力が向上するのに対して成績が向上し、20分間の休息を挟んで前後3試行の平均値を代表値とした場合の信頼性係数は0.72であったと報告している。北本（1991）は、健康な男子学生3名を対象として、肘関節の屈曲・伸展運動に各種の錘（0.5, 1, 2, 4, 8kg）を負荷し、目標波形（0.3Hzの正弦・のこぎり・矩形波形）に対する応答波形の誤差面積、位相ずれ、振幅比等を測定することにより、運動調節状態の優劣を検討し、位相特性では正弦、のこぎり、矩形の順序で位相おくれがみられ、アナログ的に目標波形が変化する正弦波形では位相ずれの少ない追従動作が可能であること、利得特性では、各波形とも屈曲時の最大筋力の約10%以下の錘ではオーバーシュートし、それ以上の錘ではアンダーシュートの傾向があること、制御特性から矩形波形では、追従動作の困難性が示唆された。さらに、肘関節の屈曲・伸展運動の最適運動負荷は最大筋力の約6~7%の範囲であると報告している。中田ほか（2000）は、異なる周波数の要求値を用いて、筋力発揮調整能を測定し、測定値の相互の関係が低いことを報告している。その他、目と手の協応性の練習効果には視覚によるフィードバック制御の影響が強く関与することが明らかにされている（Vercher, et al, 1993）。

主に脳性マヒの症例を有する精神薄弱児は調

整能力の構成要素である協応性、平衡性、および敏捷性等が正常児よりも有意に劣ると報告されている (Sloan, 1951; Rabin, 1957; Oliver, 1958; Howe, 1959)。波多野 (1976) は、これらの研究をまとめ、精神薄弱児は試みる運動動作が複雑で、神経支配的要素がそのパフォーマンスに大きな影響を与えるような場合になる程、正常児に対する遅滞が著しくなると示唆している。

少量から中程度のアルコール飲用によって、反応時間、手と眼の連携動作、正確さ、バランス感覚等に悪影響が現れることが認められている (鈴木, 1991)。調整能力の一構成要素と考えられる敏捷性 (Franks, et al., 1976; Jennings, et al., 1976; Rundell and Williams, 1979; Ryan, 1980; Maylor, et al., 1987; Salame, 1991)、平衡性 (渡辺・朝比奈, 1974; Franks, et al., 1976; Savolainen, et al., 1980)、および巧緻性 (Maylor and Rabbitt, 1987)、さらに追跡トラッキング課題 (Cherry, et al., 1983; Hamilton and Copeman, 1970; Klein and Jex, 1975; Landauer and Howat, 1983; Linnoila, et al., 1978; Linnoila, et al., 1980)、および組立作業 (Price, et al., 1986) 等がアルコール摂取により有意に低下すると報告されている。

以上のように、筋力発揮調整能に関しては、トレーニング効果、加齢変化、および運動種目別差異の検討や目標値の大きさ、形状、および周波数と誤差の関係を明らかにした研究が認められる。また、筋力発揮調整能の練習効果には視覚によるフィードバック制御の影響が強く、精神薄弱児は調整能の構成要素である協応性、平衡性、および敏捷性等が正常児よりも劣ること、アルコール摂取により調整能が有意に低下することが明らかにされている。

これまで、身体運動学 (北本ほか, 1981; 北本, 1984, 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; Yamashita, 1990; Riviere and Thakor, 1996) 等において、トラッキング動作中の上肢や下肢による運動の調節状態を検討した研究がみられる。しかし、いずれも青年期を対象に測定が実施されており、妥当性の検討

も十分になされていない。つまり、中・高年者の筋力発揮調整能を適切に評価する必要があると考えられる。しかし、中・高年者にも適用可能な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・評価法はみられない (Dustman, et al., 1984)。よって、筋力発揮調整能を捉える測定器具を開発した上で、妥当性、信頼性等を検討し、汎用性の高い、ヒトの筋力発揮調整能を合理的かつ実用的に捉えるテストを作成することが重要であろう。そして、これらの開発された筋力発揮調整能テストを用いて、中・高年者の筋力発揮調整能の諸特性を明らかにする必要があると考えられる。

第3節 中・高年者の筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究

前節までに、筋力発揮調整能の測定・評価に関して、中・高年者に適用した研究はほとんどみられないことが明らかとなった。中・高年者の健康問題に関しては、日常生活に密接に関連したこれらの運動機能や体力低下が重要な課題として認識されているが、このような運動機能の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)。一方、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)。本節では、中・高年者の調整能と関係が深い最大努力に基づく敏捷性や平衡性テストの結果なども含め、中・高年者を対象とした筋力発揮調整能に関するこれまでの研究についてレビューする。

第1項 筋力発揮調整能の性差

Houx and Jolles (1993) は、20~80歳代を対象とし、選択反応課題に対する動作スピードの性差を検討し、いずれの年齢段階においても、男性は女性より動作スピードに優れると報告している。一方、York and Biederman (1990) のタッピング課題を用いた敏捷性に関する研究において、30歳代以上のすべての年齢段階において誤差率は男女間でほぼ等しいと報告している。Speller, et al. (1997) は、手指の器用さが要求される課題の運動パフォーマンスはその動作経験 (器用さ) を有している男性の方が優

れると報告している。南ほか(1998)は、60~89歳の高齢者を対象に体力の性差を検討し、筋機能、心肺機能、神経機能の中でもステッピングにおいて男性が、立位体前屈において女性が優れると報告している。木村ほか(1989)は、神経機能に関して全身および手指の敏捷性には性差が認められず、下肢の敏捷性には性差が存在すると報告している。

以上のように、中・高年者の調整能の性差に関しては、動作スピード、手指の器用さ、敏捷性、および柔軟性における性差が明らかにされている。

第2項 筋力発揮調整能の年代差

調整能は加齢とともに低下するが、その正確なメカニズムは明らかにされていない(Kauranen, et al., 1998; Levin and Benton, 1973; Rantanen, et al., 1998)。それ故、以下のように様々な視点から研究がなされている。

Stelmach, et al. (1987)は、反応前に与えられる情報の違いが高齢者の反応開始時間や動作時間に及ぼす影響を検討し、高齢者は次に起こる動作の準備のために若年者と同様に事前の情報を利用するが、若年者と比べて腕、方向および空間の動作設計に関する情報処理に時間を要し、動作時間が長いと報告している。千葉ほか(1987)は66~91歳の健康な高齢者を対象に動的指標追跡能力と年齢との相関は0.29の有意な値であったと報告している。Light and Spiriduso (1990)は、高齢者は若年者に比べて動作が複雑になる程、課題の変化に対する感受性に優れると報告している。Bembem, et al. (1996)は、反復握力による筋持久力の測定結果から、高齢者は若年者に比べて、末梢での筋活動の衰えが著しく、研究した5つの筋群(右手握力(指屈筋), 右親指外転筋, 右手前腕伸筋, 右足背屈筋, 右足底屈筋)の中でも加齢に伴う握力の低下は著しいと報告している。また、Dustman, et al. (1984)をはじめとする先行研究(Rikli and Busch, 1986; Rikli and Edwards, 1991; Spiriduso, 1980; Welford, 1988)において、筋の反応時間は加齢とともに低下することが明らかにされている。Yan, et al. (1998)は、65~80歳の高齢者は若年者よりも

反応時間やタイミングの変動が大きく、また動作時間も長く、安定していないと報告している。南ほか(1998)は、60~89歳の高齢者を対象として、体力と年齢との関係は男女で異なると報告している。

以上のように、中・高年者の調整能の年代差に関しては、情報処理や課題に対する反応時間、動作時間、動的指標追跡能力、筋力および筋の反応時間、体力における加齢変化(年代差)が明らかにされている。

第3項 筋力発揮調整能の練習効果

調整能は加齢とともに低下する(Levin and Benton, 1973)が、そのトレーニング効果や改善(Moritani and de Vries, 1980)については十分明らかにされていない。よって、中・高年者を対象に筋力発揮調整能テストを実施し、練習効果や測定値の反応性を検討することは重要と考えられる。

第4項 筋力発揮調整能の対応関係

千葉ほか(1987)は、66~91歳の健康な高齢者を対象に動的指標追跡能力と閉眼片足保持時間との相関は0.28の有意な値であったと報告している。八田ほか(1993)は、高齢者を対象として、手指筋力を代表する握力とピンチ力、両者と巧緻性を代表するペグボードとに有意な関係が認められ、後者の関係は低かったと報告している。

以上のように、中・高年者の調整能の対応関係に関しては、検討されているが、調整能を捉えるテストとして開発された複数のテスト間の関係は必ずしも高くはない。

中・高年者の調整能を捉えようとした試みやテストは実際に存在し、性差や年代差が認められる。しかし、指標追従に基づく筋力発揮調整能に関する研究は認められない。また、先行研究にみられる調整能テストは、いずれも中・高年者用に開発されたものが多く、利用範囲(対象)は限られる。妥当性や能力の客観的評価についても問題がある。一方、中・高年者を対象とした研究では、最大努力に基づく筋力測定方法の工夫やフィールドテストにおける動機づけなどに対する特別な配慮が認められる。つまり、

中・高年者を対象とした研究においては、被験者の諸特性が青年期以降の対象とは異なるため、実験課題に対する理解度や動機づけについての特別な配慮が必要であると考えられる。

以上のことから、中・高年者用に開発した筋力発揮調整能テストがいかなる能力を捉えているか、筋力発揮調整能に性差および年代差がみられるのか確認するという立場から特性を検討する必要がある。また、その検討においては中・高年者の諸特性を考慮した測定および評価方法の適用あるいは検討がなされるべきである。

第3章 問題の所在および研究課題

第1節 問題の所在

ヒトの筋力発揮調整能を捉える測定器具やテスト方法、並びに中・高年者の指標追従による筋力発揮調整能に関する研究において、第2章の文献研究を通して明らかになった問題点は大きく以下の点である。

本研究は、中・高年者の筋力発揮調整能の特性について明らかにすることが主たる目的である。つまり、中・高年者の筋力発揮調整能を合理的・客観的に測定・評価する必要がある。しかし、筋力発揮調整能を適切に評価する方法は国内外を問わず統一された方法はない。そこで、まず、幅広い年齢層に適用可能な、汎用性の高い筋力発揮調整能を捉える測定器具を開発し、そのテストを作成する必要がある。次に、これら開発された器具やテスト方法を利用して、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を明らかにする必要がある。従って、大きく筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究と中・高年者の筋力発揮調整能の特性に関する研究の2つの観点から問題を整理することが重要であろう。前者は主に測定器具とテスト作成に関する問題、後者は測定値の特性や性差、既存の体力との関係に関する問題である。

第1部 筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究

・筋力発揮調整能を測定する器具に関する問題

本研究は、論理的妥当性を十分検討した上で、動作が各課題において合目的に発揮しうる筋力

発揮調整能を評価する測定器具を開発し、ヒトの筋力発揮調整能を捉えるテストを作成し、最大下の筋力発揮によって得られる測定値を手がかりにこれらの能力特性を明らかにする立場に立つものである。先行研究において、従来の筋力発揮に基づく調整能研究では、筋力発揮調整能を適切に捉えるための方法が十分な手順を踏まえて確立されていないなどの問題点が指摘された。つまり、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、評価変数、評価時間等々、を検討することが重要である。従って、まず最大下の体力テストとして筋力発揮調整能を捉え得る実用性の高い測定器具を開発する必要がある。

これまでの研究で用いられた筋力発揮調整能を捉える様々な測定器具の内容を見直し、合理的・実用的な測定器具を開発し、この測定器具の諸特性（ディスプレイ表示法、テスト時間等）を検討する必要がある。特に、調整能に劣ると考えられる中・高年者にも適用可能な、汎用性の高い器具を開発することが肝要である。

・筋力発揮調整能テスト作成に関する問題

先行研究において、筋力発揮調整能を捉えるテストは、同様に調整能を捉える敏捷性、平衡性等のテストほど妥当性、信頼性が明確にされていない等の問題点が指摘された。よって、妥当性、信頼性等を十分検討した上で、ヒトの筋力発揮調整能を合理的かつ実用的に捉えるテストを作成することは重要である。筋力発揮調整能を捉える実用性の高いテストを作成するにあたっては、データを解析しやすく、実験システムの構築しやすい運動動作を取り扱うことが肝要であり、それには目標値に対する応答変化が的確に表示される追跡運動の調節システムが有効かつ妥当であると考えられる。

従って、本研究においてもこれらのことを踏まえ、中・高年者にも適用可能な、汎用性の高い筋力発揮調整能テストを作成する必要がある。

第2部 中・高年者の筋力発揮調整能の特性に関する研究

・中・高年者の筋力発揮調整能の特性に関する問題

中・高年期には、体力は加齢に伴い低下し、個人差も拡大する。中・高年者の調整能と関係が深い最大努力が要求される敏捷性や平衡性テストの結果も同様な特性を示す。本研究で開発・作成される、いわゆる最大下の能力発揮が要求される筋力発揮調整能テストの結果、いかなる特性（測定値の変動）を示すのか、性差が認められるかを明らかにする（確認しておく）必要がある。

従って、中・高年者の指標追従に基づく筋力発揮調整能の特性を明らかにする必要がある。

・中・高年者の筋力発揮調整能と既存の体力との関係に関する問題

加齢に伴う中・高年者の体力要因を検討した先行研究では、中・高年者の体力の低下特性は男女間で異なることが報告されている。調整能と関係が深い敏捷性や平衡性テストの結果でも同様なことが明らかにされているが、筋力発揮調整能の加齢変化についてはこれまでほとんど明らかにされていない。また、中・高年者の筋力発揮調整能の性差に関する報告も限られる。最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能の性差や加齢変化、あるいは他の体力要素との関係が、エネルギー系の体力あるいは最大能力発揮に基づく神経機能（敏捷性や平衡性）といかなる関係にあるかを検討する必要がある。

従って、最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能と体力との関係、およびその性差を明らかにする必要がある。

・中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する問題

正確性を要する運動制御は技術的な運動パフォーマンスの一構成要素である。この運動制御は課題の反復や運動学習により向上することが多くの研究により明らかにされている。指標追従課題は運動制御を定量化するための有効な方法である。しかし、運動制御を向上させるよう計画された運動学習（反復試行による練習）の効果

を定量的に明らかにした報告はほとんどみられない。

従って、指標追従による筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討することが必要である。

第2節 研究課題

前節において、先行研究の内容や問題点を整理した結果、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を検討する以前に、まず、汎用性の高い、筋力発揮調整能測定器具の開発およびそのテスト方法の確立が必要なこと、その器具やテスト方法を用いて、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を検討することが重要と考えられた。

従って、本節ではこれらの問題点を整理し、検討が必要である検討項目を選定し、これらの検討項目から構成される、本研究で解決すべき研究課題を5つ設定した。研究課題1～5までの内容と検討項目は以下に示す通りである。選択された要求値の表示方法は、棒グラフおよび波形の2種類であった。なお、研究課題3、4、および5では棒グラフ表示法についてのみ検討を行った。

研究課題1 筋力発揮調整能を評価するための測定器具の開発—ディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間の検討—【第5章】

研究課題1では、理論的妥当性を考慮し、人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、棒グラフおよび波形の表示形式を用いて、いかなるディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間が有効かを検討することを目的とする。

検討項目 1. 有効な評価時間、2. 有効なスケール形式、3. 有効なテスト時間、4. 有効な画面表示法

研究課題2 筋力発揮調整能テストの作成【第6章】

研究課題2では、ヒトの筋力発揮調整能を捉えるために開発した測定器具を用いて、そのテ

ストの統計的妥当性、信頼性および検者間信頼性を検討し、筋力発揮調整能テストを作成することを目的とする。

検討項目 1. 筋力発揮調整能テストの判別妥当性と検者間信頼性、2. 筋力発揮調整能テストの同時妥当性(次節,用語の定義参照)、3. 筋力発揮調整能測定値の信頼性

研究課題3 中・高年者(高齢者)における筋力発揮調整能の特性—利き手による筋力発揮調整能:学生と65~78歳の男女高齢者の比較—

【第7章】

研究課題3では、棒グラフ表示法による筋力発揮調整能テストを中・高年者(高齢者)と若年者に対して実施し、若年者との比較の観点から、高齢者の筋力発揮調整能の特性を明らかにすることを目的とする。また、分析の過程で高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性および高齢者の筋力発揮調整能の性差についても検討する。

検討項目 1. 高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性、2. 高齢者と若年者における筋力発揮調整能の比較、3. 高齢者の筋力発揮調整能測定値の性差

研究課題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

【第8章】

研究課題4では、棒グラフ表示法による筋力発揮調整能テストを中・高年者に対して実施し、筋力発揮調整能と体力との関係を、各体力構成要素および基礎体力の観点から男女別に検討し、その性差を明らかにすることを目的とする。

検討項目 1. 中・高年者の筋力発揮調整能と各体力要素との関係およびその性差、2. 中・高年者の筋力発揮調整能と基礎体力との関係およびその性差

研究課題5 中・高年者における筋力発揮調整

能の反復試行による練習効果

【第9章】

研究課題5では、棒グラフ表示法による筋力発揮調整能テストを中・高年者に対して実施し、筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討することを目的とする。

検討項目 1. 中・高年者の筋力発揮調整能の反復試行による練習効果、2. 中・高年者の筋力発揮調整能の反復試行による練習前後の変化率およびその対応関係

第3節 用語の定義

本節では、本研究において用いられる主な用語および概念について定義する。

【筋力(strength)】

筋が収縮して発揮する力が筋力であるが、一般的に用いられる筋力とは最大努力によって発揮される力のことをさす(浅井・石河,1983)。本研究では、前腕の筋群が協同的に作用して、すなわち要求値に応じて収縮・弛緩を繰り返す際に発揮される力と定義する。

【調整能(coordination)】

調整能は、神経系が筋を介して運動の速さ、持続性および正確性を決定する働きであり(Henatsch and Langer, 1985)、ヒトの体力的な能力をいい、神経系の筋に対するコントロールの能力をさす(山本,1983)。本研究では、調整能を要求値と筋力発揮値との誤差を最小にする神経系の筋に対するコントロールの能力とし、パフォーマンスの結果、得られた測定値をもってこれらの能力を評価する。

【筋力発揮調整能(coordinated exertion of force)】

本研究では、要求値に応じて収縮・弛緩を繰り返す際に発揮される力をできる限り要求値との誤差を最小にする神経系の筋に対するコントロールの能力を筋力発揮調整能と定義する。

【要求値(demand value)】

本研究では、各個人の握力最大値の5~25%範囲内を変動する正弦値を用い、パーソナルコンピュータ(パソコン)の画面に棒グラフおよび波形の2種類のパターンを表示する。棒グラフと波形の周期は、それぞれ0.3Hz、0.1Hzと

する。

【追従能力 (pursuit ability)】

本研究では、要求値と発揮筋力値との誤差が最小になるように筋力発揮調整を持続する能力、および鉄筆とターゲットの接触時間が最大になるように目と手の運動調節機能を持続する能力をいう。

【妥当性 (validity)】

妥当性は、測定しようとする属性、能力などをどの程度正確に測定しているかに関する概念である (松浦, 1989)。本研究では、筋力発揮調整能を正確に測定している程度をさす。本研究では、テストによって仮説的な構成概念がどの程度測定されているか、すなわち、以下に示す調整能に優れる群のテストの得点と調整能に劣る群の得点とを比較する判別妥当性である測定 (筋力発揮調整能テスト) とそれと同時に測定された一定の基準 (ペグボード, および追従動作テスト) との相関をみる同時妥当性の2つの観点から妥当性を検討する (J.R. トーマス and J. K. ネルソン, 1999)。

【体育科群 (調整能の優れる群)】

筋力発揮調整能テストの判別妥当性を検討するために、明らかに調整能が優れていると考えられる群として体育専攻学生 (体育科群) を選択した。一般に、体育専攻の学生はスポーツ、特に競技スポーツに長く従事しており、神経機能に優れていると考えられる。いずれも各競技の運動・スポーツ歴が5年以上有する者であった。握力最大値は、以下に示す2群よりも後述したように有意に高い値を示した (第6章, 第1節, 表6-1-2参照)。本研究では、調整能に優れる群を体育科群と呼ぶ。

【養護群 (調整能の劣る群)】

前述の体育科群と同様に、筋力発揮調整能テストの判別妥当性を検討するために、明らかに調整能が劣っていると考えられる群として養護学校高等部生徒 (養護群) を選択した。体育科および以下に示す一般群と比較して、大抵の者がいずれも何らかの神経機能障害を有し、神経機能が劣ると考えられる。握力最大値も最も劣る群であった (第6章, 第1節, 表6-1-2参照)。本研究では、調整能に劣る群を養護群と呼ぶ。

【一般群 (コントロール群)】

筋力発揮調整能テストの判別妥当性を検討するために、前述の体育科群、および養護群と比較して、調整能が前者よりは劣り、後者よりは優れると考えられる群を対象として選択し、一般群とした。握力最大値も同様に、体育科群よりは劣り、養護群よりは有意に優れた群である (第6章, 第1節, 表6-1-2参照)。本研究では、日頃、特別運動に接しておらず、神経機能に優れるとも劣るとも判断されない一般の学生を一般群と呼ぶ。

【信頼性 (reliability)】

信頼性は、同一のテストを同一検者が同一被検者に数回実施したときの測定値の一致度で評価される (松浦, 1989)。本研究では、筋力発揮調整能テストを複数回実施したときの測定値の一致度をさす。

【検者間信頼性 (reliability between examiners)】

検者間信頼性は、異なる検者が同一被検者にテストを試行した場合の測定値の安定性、一致度に関する概念である (松浦, 1989)。本研究では、筋力発揮調整能テストを2名の検者が同一被験者に筋力発揮調整能テストを実施した場合の測定値の一致度をさす。

【中・高年者 (middle- and old-aged people)】

中・高年期は少・青年期から成人期 (25歳頃まで) に続くライフサイクルの最終段階である。40歳代を中心としたおよそ30歳以降で身体的、機能的に比較的安定した時期を中年期と呼び、形態的にも機能的にも低下が著しいおよそ60歳以降を高年期と一般的に呼ぶことが多い。しかし、加齢に伴う身体の形態的、機能的低下の進行度合いは個人差が大きいため画一的に定めることができない (高石ほか, 1990)。本研究では、かかる青年期以降の38~78歳の心身ともに健康な被験者を対象とした。よって、本研究では、これらの対象者を総称して、中・高年者と定義する。但し、第7章研究課題3においては、65歳以上を対象としており、上記の60歳以降を高年期と一般的に呼ぶということを検討して、中・高年者 (以下「高齢者」と呼ぶ) と最初に記載し、高齢者という用語を用いる。

【練習効果 (practice effect)】

本研究では、週に1度筋力発揮調整能を4回

実施し、これを4週繰り返す課題を設定した。すなわち、制限回数内での筋力発揮調整能テストの反復試行による練習の特異的な影響が現れる場合を練習効果がみられると定義した。

第4節 研究の限界

本研究では、研究課題を検討するために、種々の仮定 (assumption) や作業仮説 (working hypothesis) を必要とする。また、用語の定義、標本の特性、実験 (測定) 項目および方法、並びに統計解析法、等の諸条件により結果の一般化が制限される。従って、本節では本研究の結論を制限する条件を述べる。

第1項 定義による限界

本研究では、合理的・実用的な筋力発揮調整能テストを作成し、その妥当性、信頼性、および検者間信頼性の検討を目的とする。ヒトの筋力発揮調整能を、要求値を目視して、その要求値に一致するように握力に関与する前腕筋群を収縮および弛緩して要求値を追従する神経-筋系の統合作用として仮定する。つまり、得られたパフォーマンスを要求値と筋力発揮値との誤差量をもって、ヒトの筋力発揮調整能を捉えられるとした。

第2項 測定項目および方法による限界

本研究の筋力発揮調整能テストは実用性、合理性を考慮した、いわゆる握力計を用いた要求値を追従する形式の測定器具および方法を選択した。具体的には、先行研究および予備実験の結果を踏まえて、kgおよび%単位表示による30~60秒の要求値を追従する形式のテストを開発し、画面表示方法として、棒グラフおよび波形の2種類のパターンを採用した。いずれも握力最大値を各被検者に3回もしくは2回実施し、その内の最高値をもってその人の握力最大値とし、各被験者の相対値である握力最大値の5~25%の範囲を一定の速さで変動する正弦波形を要求値として採用した。評価変量として、要求値と筋力発揮値との誤差総和、および最大誤差を選択した。このような内容のテストでもって筋力発揮調整能を捉えられると仮定した。従って、本研究で得られた結果は、これらの測定項

目および方法による制約を受ける。

第3項 被験者による限界

被験者として、筋力発揮調整能の測定器具を開発するために、健康な一般学生89名を選択した。次に、筋力発揮調整能テストを作成するために、具体的に以下の被験者を選択した。テストの判別妥当性および客観性を検討するために、健康な体育科学生28名、一般学生32名、および軽度神経障害者29名を被験者として選択した。これらの3群は神経機能の異なる能力を有すると考えられる群であった。すなわち、体育科学生は神経機能の優れる群、一般学生はコントロール群、および軽度神経障害者は神経機能の劣る群 (詳細な特徴については、前節の用語の定義を参照) として抽出された。一般に、精神薄弱児は調整能の構成要素である協応性、平衡性、および敏捷性等が正常児よりも有意に劣る (Rabin, 1957; Oliver, 1958; Howe, 1959; 波多野, 1976) と報告されている。従って、本研究では前述のように神経機能が明らかに異なる3群を抽出し、その際軽度神経障害者として養護学校高等部の生徒を対象とした。また、アルコール摂取による影響を検討するために、健康な男子学生11名を対象とした。被験者はいずれもアルコール摂取前後でその影響を受けた。つまり、アルコール摂取後の内省報告、顔面の拡張・紅潮程度および脈拍の増加を確認すると同時に、アルコール飲用前後で神経機能テストに有意な差異が認められた。よって、アルコールの影響によって神経機能が有意に劣ると判断された。テストの信頼性を検討するために、健康な一般学生30名を被験者として選択した。中・高年者 (高齢者) の筋力発揮調整能の特性を検討するために、健康な高齢者60名および一般学生60名を被験者として選択した。中・高年者の筋力発揮調整能と体力との関係およびその性差を検討するために、健康な82名を選択した。中・高年者の筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討するために、健康な高齢者10名を選択した。各対象者は、研究の内容および主旨について十分な説明を受け、同意を得た後、測定および調査を行っている。従って、筋力発揮調整能テストやその他の体力テストの実施におい

ては、本人の最大努力によるパフォーマンスが得られ、また、基礎調査においては、信頼性の高い回答が得られたものと判断される。

第4項 統計解析法による限界

本研究では、それぞれの研究課題において、妥当と考えられる解析方法を選択し、採用する。中でも主要な統計解析法について以下に述べる。

双連続相関係数 (Biserial correlation) は、二つの変数 x 、 y のうち、 x が連続変数であって、 y が連続変数と仮定でき、かつ2分割されている場合に、 x と y の相関関係を検討する解析法である (松浦, 1988)。本研究では、調整機能が明らかに異なる群間の判別の程度を表すが、この関連の程度をみるのに一方の変数と他方の変数との間に一次関係を仮定し、この一次関係がどの程度妥当であるかを示す統計値である。一次関係を仮定する限り、得られた結果もこの範囲内で解釈される。

級内相関係数 (Intraclass correlation coefficient : ICC) は、測定値の変動、すなわち各テストの試行間信頼性を検討する解析法である。ICCの計算における二要因分散分析 (被験者×試行) で、被験者と試行間に交互作用がないと仮定し、各計算において Shrout and Fleiss の公式を用いる (Shrout and Fleiss, 1979)。これらの結果も一次関係を仮定する限り、得られた結果はこれらの限界の範囲内で解釈される。

Bland-Altman plot は、筋力発揮調整能テストの平均値と測定誤差の大きさを検討するために用いられる (Bland and Altman, 1996)。また、Bland and Altman (1986) method に従い、limits of agreement および the repeatability coefficients を算出し、試行間および日間信頼性を検討する。

主成分分析法 (Principal component analysis) は、 m 個の変数 (X_1, X_2, \dots, X_m) があるとき、これら m 個の一次式： $c = a_1 X_1 + a_2 X_2 + \dots + a_m X_m$ において、 c の分散が最大になるように、 a_1, a_2, \dots, a_m を決定する解析法である (松浦, 1988)。本研究においては、各体力テスト変数相互の関連性を考慮し、複数の変数をもつ情報量の損失を少なくするよう、

各体力テスト変数に重みを付けて結合指標 (第1主成分) を抽出している (松浦, 1993)。

なお、本研究全体を通して、統計的仮説検定の有意水準は5%とした。

第4章 研究手順および方法

第1節 研究手順および具体的研究課題

本研究では、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主たる目的である。しかし、ヒトの筋力発揮調整能を捉える汎用性の高い、すなわち幅広い年齢層を対象に客観性の高い測定値で計測できる測定器具は存在せず、またテスト方法や評価方法も確立していない。よって、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を明らかにする以前に、筋力発揮調整能テストを作成する必要がある。すなわち、本研究では、器具の開発、テストの必要かつ重要条件の検討を実施した上で、そのテストを利用して中・高年者の筋力発揮調整能の特性を以下の手順に従って明らかにする。

第1項 研究手順

本研究では、はじめに広範な文献研究を通して、本研究において解決すべき研究課題を設定

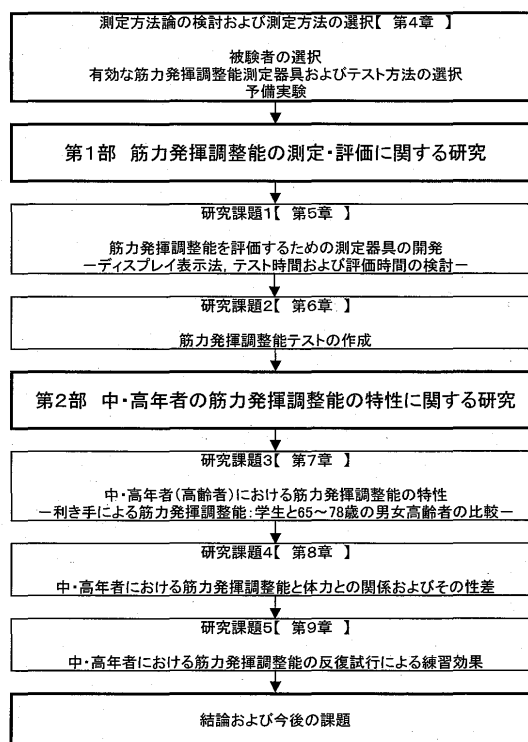


図4-1 研究手順

し（第3章，第2節参照）、次に、課題解決のための標本の選択、新しく筋力発揮調整能を捉える測定器具を開発し、そのテスト手順および方法等を決定する（第4章，第3節参照）。各課題の検証に適切な統計解析法の選定を併せて試みた。選択された筋力発揮調整能テストを実際に被験者に実施し、本研究の課題を検討する。本研究における研究手順の概要は図4-1に示している。

第2項 具体的研究課題

本研究における研究課題の具体的な内容は以下の通りである。

第1部 筋力発揮調整能の測定・評価に関する研究

研究課題1 筋力発揮調整能を評価するための測定器具の開発—ディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間の検討—【第5章】

調整能を評価する有効な方法の一つとして、要求値に対して応答を表示する調節システムを用いる方法がある。理論的妥当性を考慮し、用いた装置は、被験者がコンピュータのディスプレイ（以下、ディスプレイ）上に表示された要求値を追従する、つまり要求値との差を最小にしながら握力発揮を行うものである。

以上、研究課題1では、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、棒グラフおよび波形の表示形式を用いて、いかなるディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間が有効かを明らかにする。つまり、筋力発揮調整能を評価するための測定器具の開発に関する研究である。

研究課題2 筋力発揮調整能テストの作成
【第6章】

研究課題1で開発した測定器具および表示形式（棒グラフおよび波形の2種類）を用いて、筋力発揮調整能テストの妥当性、信頼性および検者間信頼性を検討する。具体的には、筋力発

揮調整能テストの判別妥当性および検者間信頼性の検討を行う。次に、筋力発揮調整能テストと類似の他の神経機能テストとの関連性から同時妥当性を検討する。さらに、試行間と日間信頼性を検討する。

以上、研究課題2では、研究課題1の結果を踏まえ、筋力発揮調整能テストの統計的妥当性、信頼性および検者間信頼性を分析する。つまり、筋力発揮調整能のテスト作成に関する研究である。

第2部 中・高年者の筋力発揮調整能の特性に関する研究

研究課題3 中・高年者（高齢者）における筋力発揮調整能の特性—利き手による筋力発揮調整能：学生と65～78歳の男女高齢者の比較—
【第7章】

開発した筋力発揮調整能テストのうち、棒グラフ表示法を利用する。この筋力発揮調整能テストを中・高年者（高齢者）と若年者に対して実施し、若年者との比較の観点から、高齢者の筋力発揮調整能の特性を明らかにする。

以上、研究課題3では、高齢者の筋力発揮調整能の特性を中心に検討する。また、分析の過程で高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性および高齢者の筋力発揮調整能の性差を検討する。つまり、高齢者の筋力発揮調整能の全般的特性に関する研究である。

研究課題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
【第8章】

研究課題3と同様、開発した筋力発揮調整能テストのうち、棒グラフ表示法を利用する。高齢者の身体機能を適切に評価可能な、簡便性、経済性に優れた体力テスト11項目を利用し、筋力発揮調整能と各体力構成要素間の関連について検討する。その際、体力11変量からなる相関行列に主成分分析を施し、第1主成分を基礎体力と仮定する。いずれも男女別に扱い、性差の

検討も併せて行う。

以上、研究課題4では、棒グラフ表示法による筋力発揮調整能テストを中・高年者に対して実施し、筋力発揮調整能と体力との関係を、各体力構成要素および基礎体力の観点から男女別に検討し、その性差を明らかにする。つまり、中・高年者における筋力発揮調整能と既存の体力との関係およびその性差に関する研究である。

研究課題5 中・高年者における筋力発揮調整能の反復試行による練習効果

【第9章】

研究課題3および4と同様、開発した筋力発揮調整能テストのうち、棒グラフ表示法を利用する。筋力発揮調整能テストを週1セット計4週行い、このテストの4回の測定値間の差異を検討する。その際、この差には筋力発揮調整能の反復試行による練習の特異的な影響が現れると仮定する。

研究課題5では、棒グラフ表示法による筋力発揮調整能テストを中・高年者に対して実施し、筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討する。つまり、中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する研究である。

第2節 被験者

本研究で用いた被験者の詳細は、各章における研究方法に示す通りである。なお、測定対象者は、福井県、石川県、および秋田県に在住する者で、ランダム抽出された。その際、過去に指標追跡運動機能の測定を実施した者は、事前の学習効果がみられるとの報告がある(中村ほか, 1995)。よって、各研究課題において、共通の被験者は極力含まれないよう十分配慮した。

第3節 測定方法

本節では本研究で用いた測定器具や方法論の選択の根拠や共通する測定方法および基本的な説明について記述する。後述する研究課題1(第5章)～研究課題5(第9章)ではこれらの筋力発揮調整能の測定器具および測定方法を用いて各研究課題を検討する。

第1項 測定器具の開発

1. ハードウェア部

筋の活動を調整する神経系の能力は、筋の適切な速さ、持久性および正確性を決定する働きである(Henatsch and Langer, 1985)。要求(反応)値を発生する制御装置を用いることが調整能を描写する有効な方法の一つである。筋力発揮調整能テストでは、被験者がコンピュータのディスプレイ(以下、ディスプレイ)上に表示された要求値と握力の差を最小にしながら握力を発揮した。握力は全身の筋力を代表し、容易に測定・評価が可能であるという実用性、信頼性が保証されており、動作も特別な指示が必要なく容易に行える。力発揮様式を限定しにくいという欠点はあるが、これらの利点を優先し、握力を採用した。握力計には、バネ式およびストレインゲージ式の両タイプがある。バネ式の場合、使用回数が増加すると測定誤差が大きくなる可能性が高くなるという問題があり、握力計のグリップを把握し、弛緩した際にグリップの戻り感覚が若干捉えにくい、経時的に測定値を取り込むことが可能という利点を考慮してストレインゲージ式握力計を採用した。島田ほか(1991)は、ストレインゲージおよびバネ式の握力計から得られた測定値の差異および両者の関係を検討し、両平均値間に有意な差異は認められないが、バネとストレインゲージの感度差が握力値に影響を与え、異なる成分を計測する可能性を示唆している。よって、握力計から発揮されるこれらの情報は、A/D変換後、RS-232C出力ケーブルからコンピュータ(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レッド型デジタル握力計(ヤガミ社製、ED-D100R, 東京, 日本)で測定された。図4-2は、筋力発揮調整能を測定するためのシステムの模式図を示している。ディスプレイの大きさは、縦130mm×横210mmである。ディスプレイは大きい程見やすいが、運搬の簡便性を考慮して前述のパーソナルコンピュータを選択した。コンピュータは、サンプリング周波数や大量のデータを蓄積するために必要である。Walamies

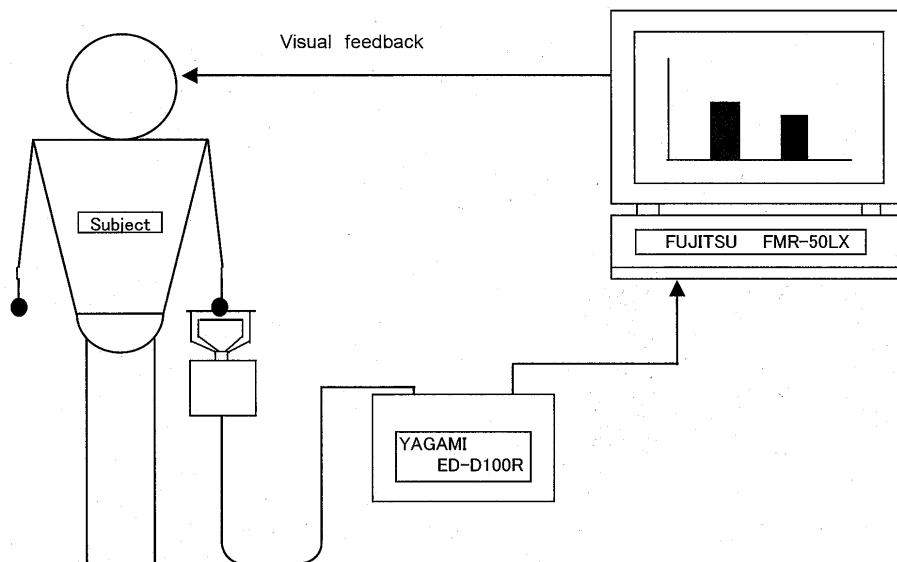


Fig. 4-2. A schematic drawing of the system to measure the coordinated exertion of force. The subject was instructed to exert their maximal grip strength two times before the coordinated exertion of force test, and the greatest value was determined. The exerted value of grip strength was transmitted 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.

and Turjanmaa (1993) によれば、コンピュータに接続した握力計を用いて時系列に得られる一連の握力発揮値の信頼性は高い ($r = 0.98$)。

2. ソフトウェア部

入力部のソフトウェアにはBASICを用いた。この方法は、ディスプレイに図形等の表示が容易に可能で、かつRS-232C出力ケーブルを介して比較的容易にデータを入力することが可能である (島田・出村, 1990)。前述した定義による追従能力を検討するため、要求値および握力発揮値をディスプレイ上に同時に出力するプログラムを作成した。すなわち、プログラム上で要求値発生、表示、次に握力発揮値入力、表示の順で入力部を作成した。筋力発揮値は、試行中100msec.ごとに記録し、1試行ごとにパソコンのハードディスク装置に蓄積する方法を用いた。

3. 表示法の選択

予備テスト (実験) に基づき、パソコンのディスプレイに表示可能なものから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4-3および図4-4参照)。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る。棒グラフおよび波形の要求値は、それぞれ0.3Hzおよび0.1Hzの周期で変動した。この範囲の周期は神経-筋系において最も容易に調節しようと報告されており (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。また、ディスプレイ表示に関しては光源およびディスプレイの色彩に最善の注意を払った。すなわち、ディスプレイに直接光が当たらないようにパソコンを設定し、全体的な光源はそれほど明るくなかった。ディスプレイに関しては、被験者が容易に追従が行えるように、基線は緑色、各表示文字および要求値は白色、握力発揮値は青色、背景色は黒色を採用した。なお、研究課題3以降は、中・高年者を対象としたため、棒グラフ表示法のみを利用した。

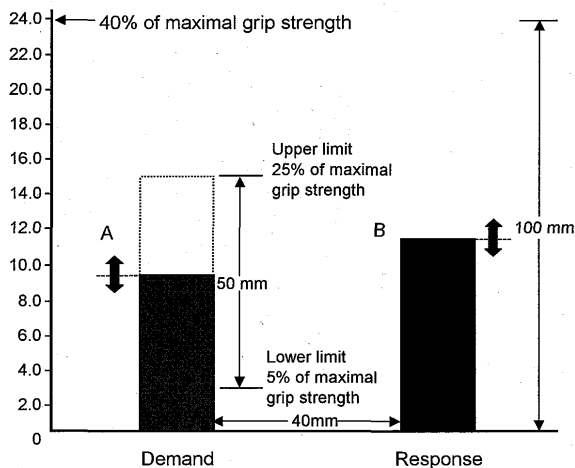


Fig. 4-3. Bar chart display (100mm×140mm) of demand value. The left bar (A) shows the demand value and the right bar (B) is the exertion value of grip strength. The test was to fit line B (exertion value of grip strength) to line A (demand value), which varied in the range of 5-25% of maximal grip strength value. The length on the display is 50mm 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.

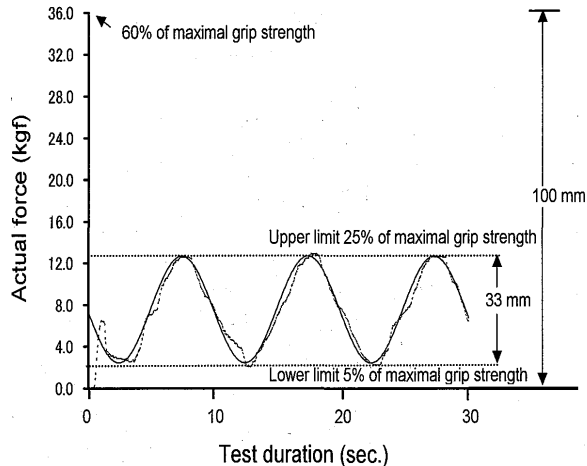


Fig. 4-4. Sinusoidal-wave display (100mm×140mm) of demand value. The thin line (A) shows the demand value and the broken line (B) is the exertion value of grip strength. The test was to fit line B (exertion value of grip strength) to line A (demand value), which varied in the range of 5-25% of maximal grip strength value. The length on the display is 33mm 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.

4. 相対値の選択

本研究では、人間が活動的な日常生活を遂行するために適量の、あるいは必要最小限の筋力および体力を数量的に捉え得るテストを作成する(日本体育学会測定評価専門分科会編, 1981)。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、個人の握力最大値の測定で得られたピーク値で割り求めた。また、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、全ての被験者に視覚からの情報が一定となるように、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。ディスプレイ上における上限値までのスケール幅は両表示法とも100mmであった。例えば、握力最大値が60kgの場合、ディスプレイ上における縦軸の上限値は棒グラフの場合には握力最大値の40%に相当する24kgを表示し、波形の場合には握力最大値の60%に相当する36kgを表示する。要求値は常に握

力最大値の5%~25%を変動するため、握力最大値の大小にかかわらず、要求値の下限から上限までの幅は、棒グラフの場合には50mm、波形の場合には33mmと一定であった(図5-2および図5-3参照)。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。汎用性の高い器具を開発するため、被験者が要求値を最も見やすいように、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、両表示法の下限値と上限値の振幅の幅は異なった。

第2項 実験手順および方法

握力測定の前に、被験者が右利きか左利きか、すなわち、鉛筆を書く、はさみを使用する、ボールを投げる等の場合に使用する手を調査することによって利き手を決定した(Oldfield, 1971)。全員右手が利き手と判断された。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分間の休憩を挟み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分間の休憩を挟み数回実施した。最大下の握力（握力最大値の5%~25%）を持続的に発揮する以外、一般に行われている握力テストと同様の手順で筋力発揮調整能テストを行った（Walamies and Turjanmaa, 1993; Skelton, et al., 1994）。四肢間反射（例、緊張性頸反射）や平衡機能の影響を排除するため、握力発揮中、被験者が握力計を振り回したり、極端な前傾姿勢をとらないよう配慮した。すなわち、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。被験者には、画面上のフィードバックを用いて、ソフトウェアプログラムによって発生される変動要求値に握力値を合わせるよう指示した。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（図4-5参照）。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程、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。各テストとも練習効果を避けるために、各条件における測定順序はランダムに行った。被験者には、練習時にディスプレイ上の要求値を最も見やすい位置へ任意

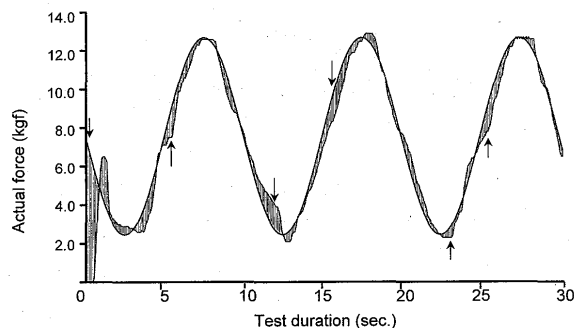


Fig. 4-5. Estimates of coordinated exertion of force. Arrows show maximal differences between demand and exertion value in each sampling interval. Shading shows the total sum of differences between demand and exertion values.

に立つよう指示したが、本測定時におけるディスプレイまでの距離は60~70cmでほぼ一定であった。テスト時間は、30~60秒の設定が可能である。

その他の実際の筋力発揮調整能測定における実験手順および方法などについては、研究課題ごとに示す通りである。

第3項 予備実験

1. 目的（筋力発揮調整能測定値における筋疲労および練習効果の影響の検討）

指標追従課題は、運動制御を定量化するための有効な方法であるが、筋力の発揮の大きさが関与する場合、用いる要求値に対する発揮力量が異なり、要求値が高い程疲労等の影響が大きく、測定値の信頼性も劣ると考えられる。よって、事前に、握力最大値に対する相対的要求値を用いて、発揮力量の違いによる指標追従に基づく筋力発揮調整能測定値および主観的筋疲労感覚の信頼性を同時に、かつ定量的に明らかにしておく必要がある。ここでは、発揮力量の違いによる指標追従に基づく筋力発揮調整能測定値および主観的筋疲労感覚の信頼性から、いかなる要求値であれば信頼性に及ぼす筋疲労や練習効果の影響が低いかを検討する。

2. 方法

被験者は、19~29歳の上肢に障害のない成人男性6名（173.8±5.2cm, 73.4±5.7kg, 握力最大値51.9±3.2kg, 年齢21.7±3.8歳）であった。全ての者が手首の傷害や上肢の神経障害はなく、健康状態は良好であった。筋力発揮調整能テストの前に利き手の調査を実施し、全員右手が利き手と判定された。クロスオーバーデザインを選択した。すなわち、各被験者は全ての条件（握力最大値の25, 30, 40, 50%を上限とする要求値を各4回ずつ）を測定間に約10分の間隔をおいて行った。4つのテスト条件は測定順序の影響を考慮して被験者に対して特定の順序でランダムに割り当てた。活動筋の主観的筋疲労感覚は各試行後に聴取した。一定の速さで変動する相対的要求値が、パソコン画面上に正弦波形の上下の変動として描かれ、被験者が要求値を40秒間追従する形式のテストであった。握力

最大値の25、30、40、50%を上限とする要求値（振幅：握力最大値の20%）を各4試行ずつ計16回測定した。開始15秒後の25秒間の要求値と筋力発揮値とのズレの総和を評価変量とした。各要求値の筋力発揮調整能測定値および主観的筋疲労感覚の信頼性係数は級内相関係数（ICC）より求めた。各要求値毎の筋力発揮調整能測定値および主観的筋疲労感覚の試行差を検討した。

3. 結果と考察

筋力発揮調整能測定値の信頼性係数は50%要求値（0.643）を除いて全て0.80以上の高い値であり（表4-1）、4回の測定値間にも有意差は認められなかった（図4-6）。主観的筋疲労感覚の信頼性係数は50%要求値（0.739）を除いて全て0.90以上の高い値であったが（表4-1）、40%および50%要求値において有意な試行差が認められた。多重比較検定の結果、40%要求値では3試行目が1試行目より、50%要求値では2試行目以降有意に高い値を示した（図4-7）。

以上の結果より、筋力発揮調整能測定値は40%以下の要求値であれば先行研究と同様、4試行程度で安定し、信頼性は高いと推測される。

一方、主観的筋疲労感覚では、40%以上の要求値では試行差が認められ、発揮力量の大きさや筋疲労の影響が示唆される。よって、30%程度の要求値までであれば信頼性に及ぼす筋疲労や練習効果の影響は低いと推測される。つまり、正確性を要する運動制御には最大努力の30%程度の作業負荷であれば筋疲労の影響は少なく、安定すると考えられる。

第4項 測定変量

長澤ほか（1991）は、一般男子学生30名（平均年齢19.7歳）を対象として最大筋力に対する相対的な割合で決定された3種類の要求値（25%、50%、75%）を用いて、筋力発揮持続力を誤差積和、および最大誤差から検討し、25%および50%要求値における筋力発揮持続力は、20秒間の等尺性筋力発揮の持続可能性が高いことから、50%以下では等尺性筋力発揮持続力の調整が可能であると明らかにしている。坪田（1968）は、最大握力の1/3に相当する要求値、あるいはそれよりも小なる力に対する調整能に解明すべき問題点があると指摘している。北本（1984）は、脚の屈曲・伸展運動の調節は最大筋力の約10%の負荷が安定すると報告している。

Table 4-1
Reliability coefficients of each variable by trial (N = 6)

	25%	30%	40%	50%
Coordinated exertion of force	0.909	0.869	0.824	0.643
Subjective muscle sensation	0.922	0.984	0.945	0.739

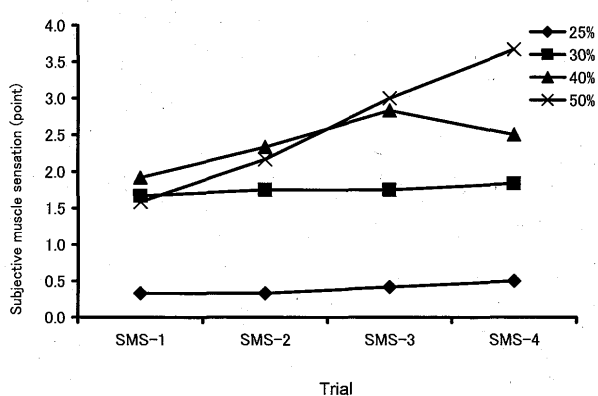
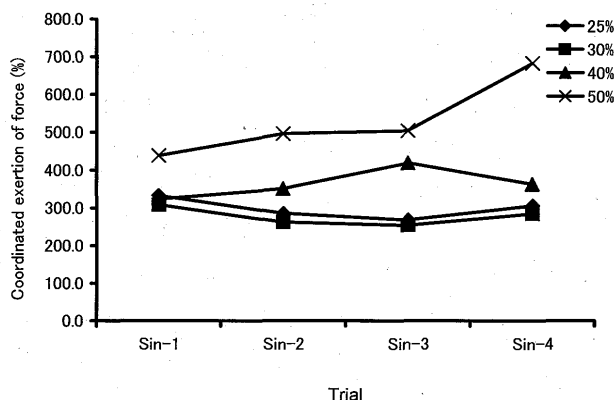


Fig. 4-6. Coordinated exertion of force of the demand value in wave form.

note) Sin-1 : First trial in wave form.
Sin-2 : Second trial.
Sin-3 : Third trial.
Sin-4 : Forth trial.

Fig. 4-7. Subjective muscle sensation of the demand value.

note) SMS : Subjective muscle sensation.
40% : $F_{3,15}=3.66, p<0.05, SMS-1<SMS-3$
50% : $F_{3,15}=36.46, p<0.01, SMS-1, 2<SMS-3<SMS-4$

さらに、北本 (1991) は、腕の屈曲時は最大筋力の約 6 ~ 7 % の範囲、伸展時は約 10 % の範囲であると報告している。前述した予備実験結果とこれらの報告結果から、最大筋力の 5 ~ 25 % の範囲が調整能をより詳細に捉える範囲であると考えられる。

以上より、要求値は最大握力の 5 ~ 25 % の範囲内を主に変動する正弦波形 (筋の収縮と弛緩が緩やかで、時間に対して周期的に変動する) を用いる。筋力発揮調整能を評価する指標として、要求値と筋力発揮値との差を継続的に算出し、その誤差の積和 (誤差総和) および最大誤差の 2 変量を算出した。

第 5 章 筋力発揮調整能を評価するための測定器具の開発—ディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間の検討—

第 1 節 緒言

最大筋力の測定は、一定の外部負荷に対する抵抗力、あるいは筋 (エネルギー) 系の体力を把握するために重要と考えられる。しかし、運動制御機能の体力は、巧みに、効率的に行う最大下の動作に影響する。フィードバック情報が要求される手足の運動や目と手の協調など、いわゆる局所の動作の成就には、神経—筋系の調整能力、すなわち筋力発揮調整能が深く関与する (Henatsch and Langer, 1985)。

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)。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的に発揮し得る筋力発揮調整能を評価することも重要と考えられる。これまで、身体運動学 (北本ほか, 1981; 北本, 1984; 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; Yamashita, 1990; Riviere and Thakor, 1996) 等において、トラッキング動作中の上肢や下肢による運動の調節状態を検討した研究がみられる。しかし、最大下の体力テストとして筋力発揮調整能の評価のための有効な方法はみられない (Dustman, et al., 1984)。

前章までに、予備実験の結果、筋力発揮調整能は最大努力の 30 % 程度の作業負荷 (握力発揮) であれば、筋疲労の影響は少なく、測定値は安定すること、要求値は最大握力の 5 ~ 25 % の範囲内を主に変動する正弦波形を利用し、評価変数として最大誤差および誤差総和 (第 4 章, 第 3 節, 第 2 項参照) が有効であることが明らかとなった。しかし、いかなるディスプレイ表示法、テスト時間、および評価時間が最適かといった具体的なテスト作成の問題や幅広い年齢層に適用可能な汎用性の高いテスト作成の問題については十分な検討がなされていない。実際のテストは、測定器具の開発、最適なテスト時間、観察される力、適切な発揮、筋力の調整発揮のタイミングを必要とするであろう。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が確認されなければならない。

本章では、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するとともに、そのディスプレイ表示法、要求されるテスト時間および評価時間を検討することを目的とする。

第 2 節 方法

第 1 項 被験者

被験者は 18 ~ 25 歳 (年齢 19.9 ± 1.58 歳) の男子大学生 84 名であった。これらの被験者のうちフィードバックスケール形式およびテスト時間を検討するため、それぞれ 11 名および 9 名の被

Table 5-1 Physical characteristics of subjects : Means (*M*) and standard deviations (*SD*) (*N* = 84)

Variable	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Range</i>
Age (yr.)	19.9	1.58	25.5 — 18.3
Height (cm)	171.2	4.92	183.0 — 158.0
Weight (kg)	63.1	8.00	91.0 — 45.0
Maximal Grip Strength 1 (N)	466.8	80.81	652.1 — 260.9
Maximal Grip Strength 2 (N)	461.9	84.63	643.3 — 225.6

験者を任意に選んだ。表5-1に被験者の体格特性値を示している。身長および体重の計測値は、同年齢段階の標準値（東京都立大学体育学研究室編，1989）と比較して、ほぼ同様の値であった。全ての者が手首の傷害や上肢の神経障害はなく、健康状態は良好であった。実験の実施内容やその手順を十分説明した後、全ての被験者から同意を得た。

第2項 実験計画

実験計画はクロスオーバーデザインであった。即ち、各テストとも練習効果を排除するため、各被験者は各テスト条件（テスト時間、フィードバックスケール形式）を測定間に約1週間の間隔をおいて行った。各テスト条件は測定順序の影響を考慮して被験者に対して特定の順序でランダムに割り当てた。なお、筋力発揮調整能テストにおいては、被験者を2群に分類し、棒グラフおよび波形の2種類の表示方法のいずれか一つをランダムに割り当てた。休憩は、被験者の疲労やテスト間の影響を排除するため、十分に取った。

第3項 測定器具の開発

第4章、第3節、第1項に同じである。

第4項 実験手順および方法

第4章、第3節、第2項に同じである。筋力発揮調整能テストは、練習1回後各試行間に1分間の休憩を挟み2回実施した。Carey et al. (1988) は、22~36歳の成人を対象に握力最大値の30~40%の矩形波の要求値を用いて、10秒間のforce tracking testを実施している。本研究では、Carey et al.の要求値レベルよりもやや低い強度（握力最大値の5~25%）であるため、最低値を30秒に設定した。ディスプレイ表示の限界の範囲内で、波形表示形式では60秒以内で変動させることが最適と判断された。よって、テスト時間の選択については、疲労の影響を検討するために、30秒および60秒の2種類を採用した。さらに、フィードバックスケールとして、絶対（実際の）値（kgf）および相対値（%）のスケール形式を用いて30秒のテストを行った。なお、2種類のフィードバックスケール

の表示は、縦軸の単位表示のみ異なる。要求値は両者とも全く同等のものが表示される（全て被験者の握力最大値に対する相対値）。

第5項 解析方法

評価時間を検討するため、各テストにおける要求値と反応値間の差が5秒ごとに計算された。対応のある一要因分散分析法により、平均値の差の検定を行った。有意差が認められた場合にはTukeyのHonestly significant difference (HSD) 法による多重比較検定を行った。フィードバックスケール形式、テスト時間およびディスプレイ表示法の検討を以下の手順により行った。各変量の基礎統計量を求めた後、2回の試行の信頼性係数（Intraclass correlation coefficients：ICC）を求めた（Shrout and Fleiss, 1979）（表5-4~表5-6参照）。信頼性係数0.75以上を高い信頼性（excellent）、0.40~0.75を中程度（fair to good）、0.40未満を低い信頼性（poor）と判断した（Fleiss, 1981）。フィードバックスケール形式の検討では、各被験者がkgと%スケール形式に関してそのテストのいずれが実施しやすいか、あるいは差異がないかを回答した際の比率の検定を適用した。84名の被験者を対象に棒グラフと波形表示法のやりやすさを二者択一で調査した。結果は、特別の場合を除き、平均値（標準偏差）で示した。有意水準5%が全ての解析に用いられた。分散分析の解析において、タイプIエラーを避けるためにBonferroniの方法により有意水準を調整した。

第3節 結果

表5-2は、30秒テストでの棒グラフおよび波形の両表示法における5秒間隔の要求値からの相対的差および分散分析の検定結果を示している。両筋調整能変量とも0~5秒における平均値が他の時間帯よりも有意に高かった。表5-3は、60秒テストの検定結果を示している。両筋調整能変量とも30秒テスト結果とほぼ同様であった。

表5-4は、30秒テストでの両表示法における両（kgおよび%）フィードバックスケール形式の信頼性係数を示している。差の総和（total sum of differences：TD）の信頼性係数は、

Table 5-2
Coordinated exertion of force for each display format in 5 sec. intervals for the 30-sec. test (N = 84)

Display	Variable	Sampling interval (sec.)						F _{5,415}	Multiple comparison	
		1 (0-5)	2 (5-10)	3 (10-15)	4 (15-20)	5 (20-25)	6 (25-30)			
Bar chart First trial	Total sum of differences	M	192.31	115.98	112.52	102.04	106.30	102.15	90.36 [†]	1>2,3,4,5,6
		SD	58.60	63.52	72.90	62.10	65.64	68.03		
	Maximal difference	M	11.72	6.13	5.20	5.07	5.05	4.92	91.28 [†]	1>2,3,4,5,6 2>6
		SD	4.59	3.61	2.76	2.59	2.50	2.46		
Bar chart Second trial	Total sum of differences	M	169.82	95.72	94.82	92.24	95.12	93.23	236.09 [†]	1>2,3,4,5,6
		SD	59.06	65.14	68.78	68.92	67.79	72.84		
	Maximal difference	M	10.42	4.53	4.70	4.58	4.54	4.54	190.01 [†]	1>2,3,4,5,6
		SD	1.94	2.43	2.59	2.78	2.37	2.73		
Sinusoidal wave First trial	Total sum of differences	M	244.70	94.72	162.64	103.81	145.81	103.20	84.74 [†]	1>2,3,4,5,6 3,5>2,4,6
		SD	75.07	56.86	85.68	68.81	87.10	57.12		
	Maximal difference	M	9.17	4.70	6.34	4.92	5.76	4.66	47.19 [†]	1>2,3,4,5,6 5>2,6 3>2,4,6
		SD	2.21	3.35	2.88	3.14	2.69	2.19		
Sinusoidal wave Second trial	Total sum of differences	M	206.44	92.52	124.98	97.48	121.85	112.55	70.11 [†]	1>2,3,4,5,6 6>2 3,5>2,4
		SD	71.81	51.39	78.45	57.09	79.32	64.69		
	Maximal difference	M	8.53	4.31	5.26	4.25	4.93	5.04	58.08 [†]	1>2,3,4,5,6 3>2,4
		SD	2.00	2.65	2.52	2.23	2.35	3.01		

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5.
[†]p<0.00625.

Table 5-3
Coordinated exertion of force for each display format in 5 sec. intervals for the 60-sec. test (N = 9)

Display	Variable	Sampling interval (sec.)												F _{11,88}	Multiple comparison	
		1 (0-5)	2 (5-10)	3 (10-15)	4 (15-20)	5 (20-25)	6 (25-30)	7 (30-35)	8 (35-40)	9 (40-45)	10 (45-50)	11 (50-55)	12 (55-60)			
Bar chart First trial	Total sum of differences	M	183.01	77.17	74.82	70.53	73.14	71.97	73.03	71.31	68.24	68.31	65.22	79.91	30.36 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	26.90	30.76	28.62	19.41	28.90	35.09	19.41	17.97	27.53	16.86	12.24	24.09		
	Maximal difference	M	12.52	3.92	3.63	3.50	3.75	3.51	4.20	3.54	5.10	3.52	3.85	3.55	25.32 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	1.68	1.14	1.33	0.59	1.00	1.34	1.82	0.92	3.41	1.15	2.02	1.38		
Bar chart Second trial	Total sum of differences	M	156.84	60.19	63.91	59.03	63.00	66.68	58.12	55.42	51.98	55.62	57.66	53.69	25.93 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	24.02	20.81	22.51	23.39	21.41	27.10	17.53	21.21	11.51	15.87	18.02	12.40		
	Maximal difference	M	12.04	3.85	2.96	3.28	4.13	3.56	3.36	2.96	2.96	2.88	3.69	2.90	42.38 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	1.93	1.82	1.07	1.12	2.03	1.11	0.60	0.98	0.73	0.58	2.05	0.95		
Sinusoidal wave First trial	Total sum of differences	M	216.36	75.75	74.64	105.38	65.91	90.44	54.96	86.55	56.00	72.30	60.57	83.54	27.78 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12 4>5,7,9,11
		SD	54.32	23.60	16.75	23.28	16.44	27.07	20.38	39.34	17.45	28.71	17.55	27.97		
	Maximal difference	M	9.77	3.52	4.52	3.88	3.17	3.19	2.69	3.33	2.52	2.57	2.84	3.16	29.53 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12 3>7,9,10
		SD	2.20	0.50	1.86	1.08	0.88	0.85	1.04	1.39	0.94	0.84	1.01	0.85		
Sinusoidal wave Second trial	Total sum of differences	M	220.88	68.67	60.76	83.89	68.59	83.60	53.77	80.91	53.52	71.30	53.84	96.57	24.33 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	52.77	27.61	15.21	25.70	25.23	29.57	28.70	22.98	8.53	30.73	26.34	58.57		
	Maximal difference	M	10.20	3.03	2.84	3.31	3.31	3.06	3.40	3.45	2.64	2.88	3.58	5.28	8.73 [†]	1>2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12
		SD	2.19	1.11	0.71	0.65	1.28	1.08	2.75	1.48	0.34	1.23	3.61	5.21		

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5.
[†]p<0.00625.

両表示法とも比較的高かった (kgスケール形式：0.92, 0.96, %スケール形式：0.89, 0.75)。最大の差 (Maximal difference: MD) の信頼性係数は、kgスケール形式を用いた波形表示法においてのみ高かった (0.92)。スケール形式における使用の容易さ (やりやすさ) の比率の検定結果、両表示法ともに有意差が認められ、kgおよび%のいずれのスケール形式でもよいとの回答者が多かった (棒グラフ: $\chi^2(2)=13.00$,

p<0.01; 波形: $\chi^2(2)=6.14$, p<0.05)。

表5-5は、両表示法における筋調整能変量の30秒および60秒テストの信頼性係数を示している。波形のTDおよびMDにおいて、30秒の係数の方が高かった (TD 30秒: 0.96, 60秒: 0.74, MD 30秒: 0.92, 60秒: 0.56)。棒グラフのTDの信頼性係数には有意差は認められなかった (30秒: 0.92, 60秒: 0.89)。

表5-6は、両表示法における筋調整能変量

Table 5-4

Coordinated exertion of force for each display format and feedback scale by trial for the 30-sec. test ($N = 11$)

Scale	Display	Variable	Trial		^a $F_{10,10}$	^b $F_{1,10}$	ICC
			1	2			
Actual force scale	Bar chart	Total sum of differences					
		<i>M</i>	441.64	347.01	12.17 [†]	21.00 [†]	0.92
		<i>SD</i>	135.20	112.30			
		Maximal difference					
		<i>M</i>	6.66	4.69	1.11	6.98	0.09
		<i>SD</i>	2.07	1.59			
	Sinusoidal wave	Total sum of differences					
		<i>M</i>	460.75	457.17	25.10 [†]	0.06	0.96
<i>SD</i>		125.84	132.49				
Maximal difference							
	<i>M</i>	6.32	5.67	11.84 [†]	2.18	0.92	
	<i>SD</i>	2.62	2.62				
Relative force scale	Bar chart	Total sum of differences					
		<i>M</i>	401.23	357.34	9.19 [†]	5.45	0.89
		<i>SD</i>	112.90	83.97			
		Maximal difference					
		<i>M</i>	6.26	6.20	1.03	0.00	0.03
		<i>SD</i>	1.63	1.87			
	Sinusoidal wave	Total sum of differences					
		<i>M</i>	435.20	407.79	4.02	1.28	0.75
<i>SD</i>		106.79	69.44				
Maximal difference							
	<i>M</i>	6.12	6.31	1.53	0.03	0.35	
	<i>SD</i>	3.23	2.40				

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5.

[†] $p < 0.00625$.

^a F : Factor A (subject) = mean square (MS_a)/error mean square (MS_e).

^b F : Factor B (trial) = mean square (MS_b)/ MS_e .

ICC: Intraclass correlation coefficient. $ICC = (MS_a - MS_e) / MS_a = 1 - MS_e / MS_a$.

Table 5-5

Coordinated exertion of force for each display format by trial for the 30-sec. and 60-sec. test ($N = 9$)

Time	Display	Variable	Trial		^a $F_{8,8}$	^b $F_{1,8}$	ICC
			1	2			
30 sec.	Bar chart	Total sum of differences					
		<i>M</i>	435.61	344.01	13.19 [†]	15.19 [†]	0.92
		<i>SD</i>	141.58	123.41			
		Maximal difference					
		<i>M</i>	6.84	4.73	0.98	5.40	-0.02
		<i>SD</i>	1.98	1.84			
	Sinusoidal wave	Total sum of differences					
		<i>M</i>	439.44	436.53	24.89 [†]	0.03	0.96
<i>SD</i>		124.03	120.09				
Maximal difference							
	<i>M</i>	5.70	5.24	12.35 [†]	1.43	0.92	
	<i>SD</i>	2.31	1.88				
60 sec.	Bar chart	Total sum of differences					
		<i>M</i>	784.65	645.30	9.05 [†]	15.26 [†]	0.89
		<i>SD</i>	196.44	137.72			
		Maximal difference					
		<i>M</i>	6.49	5.77	1.43	0.49	0.30
		<i>SD</i>	2.67	2.13			
	Sinusoidal wave	Total sum of differences					
		<i>M</i>	826.01	775.44	3.89	1.00	0.74
<i>SD</i>		155.51	178.65				
Maximal difference							
	<i>M</i>	5.25	7.88	2.28	3.85	0.56	
	<i>SD</i>	1.35	4.97				

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5.

[†] $p < 0.00625$.

^a F : Factor A (subject) = mean square (MS_a)/error mean square (MS_e).

^b F : Factor B (trial) = mean square (MS_b)/ MS_e .

ICC: Intraclass correlation coefficient. $ICC = (MS_a - MS_e) / MS_a = 1 - MS_e / MS_a$.

Table 5-6

Coordinated exertion of force for each display format by trial for the 30-sec. test ($N=84$)

Display	Variable	Trial		^a $F_{83,83}$	^b $F_{1,83}$	ICC	
		1	2				
Bar chart	Total sum of differences	<i>M</i>	428.24	348.65	10.48 [†]	93.71 [†]	0.91
		<i>SD</i>	136.55	118.11			
	Maximal difference	<i>M</i>	6.04	5.21	1.69 [†]	9.17 [†]	0.41
		<i>SD</i>	2.22	1.91			
Sinusoidal wave	Total sum of differences	<i>M</i>	519.90	460.36	7.56 [†]	20.59 [†]	0.87
		<i>SD</i>	192.42	157.68			
	Maximal difference	<i>M</i>	7.34	6.30	2.40 [†]	8.91 [†]	0.58
		<i>SD</i>	3.31	2.58			

Note) The unit of the variable is %. Total sum of differences and maximal difference shown in Fig. 4-5.

[†] $p < 0.0125$.

^a F : Factor A (subject) = mean square (MS_a)/error mean square (MS_e).

^b F : Factor B (trial) = mean square (MS_b)/ MS_e .

ICC: Intraclass correlation coefficient. $ICC = (MS_a - MS_e) / MS_a = 1 - MS_e / MS_a$.

のkgスケール形式を用いた30秒テストの信頼性係数を示している。TDの信頼性係数は両表示法とも高かった(棒グラフ:0.91, 波形:0.87)。MDの信頼性係数は、両表示法ともTDよりも低かった。ディスプレイ表示法における主観的評価の比率の検定結果、棒グラフ(84.4%)の方が波形(11.6%)よりも実施しやすいとの回答者が多かった($\chi^2(1)=25.33, p < 0.01$)。

第4節 考察

筋調整能を測定する器具を開発し、評価した。テスト器具として利用するためには種々のテスト理論に基づく検討が必要である。本研究では、次の具体的なテスト方法、すなわちディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間を多様にして検討した。筋力発揮調整能は要求値との差を最小にし、筋力発揮を調節する能力と仮定した。つまり、要求値に対する応答(筋力発揮値)が的確であれば誤差が少なく速応性に優れ、また時系列に適合できればズレが少なく安定性に優れる(北本, 1984, 1991)。本研究では理論的妥当性を考慮して、最大の差(Maximal difference: MD)および差の総和(total sum of differences: TD)の2変量を利用した。

第1項 評価時間

テスト作成のためには、客観的・合理的尺度の利用と同様に、評価時間の決定も重要な要因

の一つである。測定誤差の影響を除外するために、評価区間として、追従能力が安定する評価時間(Riviere and Thakor, 1996)を選択する。本研究の結果、30秒および60秒テストのいずれにおいても0~5秒区間の要求値からの平均値差がその他の区間より有意に大きかった。北本ほか(1981)および北本(1984)は、追跡運動の評価方法を検討し、追従運動の際には最初の変動がある程度大きくなることから前半の2周期を除外した中間値5周期の平均値を採用している。テスト開始時には反応時間の遅延等(林, 1967)により変動が大きく、調節能力の正確さよりもむしろ偶然的な要素が強く影響する(Stark et al., 1961; 小野ほか, 1966)。

開始5秒以降の要求値からの差の平均値はほぼ安定していた。入力刺激の特性および複雑性あるいは応答する身体部位等は、反応時間に影響を及ぼす(林, 1967; Stelmach, et al., 1987)。本研究においては、筋力値の増大と低下が緩やかな正弦波形を要求値として採用した。北本(1984)は、正弦波形の場合は目標波形の変動が周期的であり、良好な調節状態を示すと報告している。本研究においても測定開始後5秒以降の測定値の変動はほぼ安定しており、筋力発揮調整能の測定では、前半の5秒間を除外した残りの時間で評価することが可能と考えられる。

第2項 スケール形式

差の総和 (total sum of differences : TD) および最大の差 (Maximal difference : MD) のいずれの変量ともkgスケール形式の信頼性が%スケール形式のそれよりも高かった。高い信頼性係数は0.75以上とされている (Fleiss, 1981)。kgスケール形式は、棒グラフ表示法のMDを除くいずれの表示法においてもその条件を満たしている。つまり、kgスケール形式の方が有効であり、被験者は両表示法ともスケール形式の主観的評価 (やりやすさ) には好みを示さないと推測される。

第3項 テスト時間

波形の差の総和 (total sum of differences : TD) および最大の差 (Maximal difference : MD) において、30秒の方が60秒テストよりも信頼性が高かった。永田・北本 (1974) は、周波数が小さく遅い追従運動では運動中期で調節成績が向上し、オールアウト直前で低下すると報告し、前者は中枢からの命令と筋肉の応答が目標波形に馴れたことにより、後者は筋肉の疲労による結果と示唆している。本研究で用いた要求値は一定の周期で変動する正弦波形であり、60秒間の持続発揮では、単調な課題の反復的要求であったことが考えられる。60秒テストでは被験者が課題に馴れる時間は十分と考えられる。テスト後半で、その課題はパフォーマンスを低下させるために、結果的に信頼性の低下をもたらしたと推測される。また、今回は、練習試行を含めると被験者各個人あたり6試行を実施することになり、60秒テストを実施した場合、疲労の影響も考えられる。これらの点については、今後実験条件の設定により詳細に検討する必要がある。波形におけるTDおよびMDの信頼性は、30秒のテストの方が高く、30秒テストが有効と判断される。

第4項 画面表示法

棒グラフおよび波形の差の総和 (total sum of differences : TD) および最大の差 (Maximal difference : MD) の信頼性係数はほぼ同様の値であったが、MDの係数はTDよりも低かった。要求値との差を最小にしながらか系列

に握力の発揮調節を行う場合、いずれの表示法においても一過性 (ある一時点) の変動を捉えるMDでは試行間の変動が大きく、安定した値が得られないと考えられる。ディスプレイ形式の被験者の評価では、棒グラフの方が波形よりテストとしてはやりやすい (実施しやすい) ことが明らかにされた。Turgeon et al. (1999) は、上肢機能テストの信頼性係数を検討した結果、対象物が大きい程信頼性係数が高く、測定値も優れると報告している。棒グラフは波形よりもディスプレイ上の要求値や筋力発揮値の表示が大きく、時間的に表示位置が左右に変化しないため (図4-3および図4-4参照)、主観的なテストの容易さは棒グラフの方が優れると推測される。いずれのフィードバックディスプレイがその成績の差に大きな影響を及ぼすか、またどのようなディスプレイが最適かといった点を決定するために、今後、さらなる実験が必要であろう。信頼性の結果から、現時点において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る。全般的にみて、kgスケール形式、30秒程度のテスト、および棒グラフおよび波形の両表示法が推奨される。今後、統計的妥当性、信頼性、および検者間信頼性を検討する必要がある。

第5節 まとめ

本章の目的は、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するとともに、そのディスプレイ表示法、テスト時間および評価時間を検討することであった。筋力発揮調整能の測定では、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。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。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。信頼性の結果から、棒グラフおよび波形の両表示法とも有効と考えられた。但し、主観的なテストの容易さは棒グラフの方が優れると推測された。

第6章 筋力発揮調整能テストの作成

第5章の研究課題1では筋力発揮調整能を測定する測定器具を開発したが、筋力発揮調整能を評価し得る実用的なテストとして確立するまでには至っていない。

新しいテストを作成する際の重要な条件として、妥当性、信頼性、検者間信頼性、および実用性等が挙げられ、これらが良いテストの必要条件と考えられる(松浦, 1989)。妥当性とは測定目的対象をどの程度正確に測定し得るかを示すものであり(松浦, 1989)、その検討方法には妥当基準との相関から検討する方法、複数のテスト得点の合成得点を妥当基準とし、各テストの妥当性を検討する等種々の方法がある(松浦, 1993)。本研究で開発した筋力発揮調整能テストと類似したテスト、または同種のテストはまだ開発・確立されていない。また、妥当性は複数の観点から検討することが肝要である(松浦, 1993)。従って、本章では開発した筋力発揮調整能テストの妥当性を、構成概念妥当性の一種である判別妥当性と同時妥当性の大きく2つの観点から捉える。判別妥当性はさらに2つの観点から検討する。まず第1には、基準群との判別、すなわち、神経機能の異なる能力を有する群の判別力から検討する方法、もう1点は筋調整能に影響を及ぼす条件を設定し、その前後におけるテスト結果の有意な変動(低下)から検討する方法である。後者は具体的にはアルコール摂取による影響を検討する。その他、筋力発揮調整能テストの統計的信頼性および検者間信頼性を検討する。

具体的には、第1節において筋力発揮調整能テストの判別妥当性および検者間信頼性を、第2節において同時妥当性を、第3節において試行間と日間信頼性を検討する。いずれの場合も汎用性の高いテストを作成するため、棒グラフと波形の両表示法について検討する。

第1節 筋力発揮調整能テストの判別妥当性と検者間信頼性

第1項 緒言

調整能は、神経系が筋を介して運動の速さ、持続性および正確性を決定する働きであり、ヒ

トの体力的な能力をいい、神経系の筋に対するコントロールの能力をさす(山本, 1983)。永田(1974)が述べている目標値に対する応答変化を的確に表示する追従運動の調節システムが妥当と考え、これら理論的妥当性および実用性を考慮して、前章では要求値および筋力発揮値をパーソナルコンピュータ(パソコン)画面上に同時に出力するコンピューターソフトを開発し、これらの装置を用いて、スケールおよび画面表示法、テスト時間および評価時間等について検討した。実際、実用性の高いテストを作成するにあたっては、これら理論的妥当性の検討と同時に、得られた筋力発揮調整能測定値の統計的妥当性、信頼性および検者間信頼性等を十分検討することが必要と考えられる。しかし、これらの点については解決すべき問題として依然残されている。

本節では、ヒトの筋力発揮調整能を捉えるために開発した測定器具を用いて、筋力発揮調整能テストの判別妥当性および検者間信頼性を明らかにすることを目的とする。

第2項 方法

1. 被験者

判別妥当性(神経機能の異なる能力群の判別、アルコール摂取による影響)および検者間信頼性を検討するため、以下の被験者をランダムに抽出した。

1) 神経機能の異なる能力群の判別

被験者として体育科学生28名(男子24名, 女子4名)、健康な一般男子学生32名、および軽度神経障害者29名(男子14名, 女子15名)を選出した。体育科学生は、サッカー14名、陸上競技4名、バレーボール3名、水泳3名、体操2名、野球および剣道各1名の運動部に所属する者であり、競技経験年数が6年以上(範囲: 6~15年)の者であった。軽度神経障害者は、脳性マヒ14名、二分脊椎症4名、髄膜炎後遺症5名、交通事故後遺症4名、先天性腰椎脱臼1名、およびハンチントン舞蹈病1名の症状を有する者であり、かつ測定の内容を理解できる者であった。身体障害者福祉法施行規則(S25.4.6.厚生省令第15号)にもとづく障害程度等級は1種1級~2種6級に属し、上肢機能についてははず

れも不随意運動・失調等により劣る者であった。これらの3群は神経機能の異なる能力を有すると考えられる群であった。すなわち、体育科学生は神経機能の優れる群（以下「SG群」とする）、一般学生はコントロール群（以下「NG群」とする）、および軽度神経障害者は神経機能の劣る群（以下「IG群」とする）として抽出した。一般に、体育専攻の学生はスポーツ、特に競技スポーツに長く従事しており、運動能力、特に調整能力に優れていると考えられる。また、主に脳性マヒの症例を有する精神薄弱児は調整能力の構成要素である協応性、平衡性、および敏捷性等が正常児よりも有意に劣る（Rabin, 1957; Oliver, 1958; Howe, 1959; 波多野, 1976）と報告されている。よって、明らかに調整能が劣っていると考えられる群として養護学校高等部生徒を選択した。なお、軽度神

経障害者は、脳性マヒ14名、二分脊椎症4名、髄膜炎後遺症5名、交通事故後遺症4名、先天性腰椎脱臼1名、およびハンチントン舞蹈病1名の症状を有する者であり、かつ測定の内容を理解できる者であった。

2) アルコール摂取による影響、すなわちアルコール摂取前後における筋力発揮調整能テスト結果の比較

アルコール摂取による筋力発揮調整能（周期的調整に関与する神経-筋回路の応答能力）測定値の有意な変動を検討するために、被験者として健康な男子学生11名を選択した。

3) 検者間信頼性

異なる検者2名による測定値間の相関係数から検者間信頼性を検討するために、前述した体育科学生28名（男子24名、女子4名）から、体育科学生26名（男子23名、女子3名）を任意に

Table 6-1-1 Physical characteristics of subjects

Group	Variable	M	SD	Range
Physical fitness (N=28)	Age (yr.)	23.0	1.67	27.4 - 19.3
	Height (cm)	170.6	5.57	178.2 - 157.8
	Weight (kg)	67.3	8.10	91.0 - 54.0
	Maximal Grip Strength 1 (N)	498.8	89.08	635.0 - 313.6
	Maximal Grip Strength 2 (N)	498.8	93.20	642.9 - 290.1
	Maximal Grip Strength 3 (N)	487.1	93.49	641.9 - 272.4
Normal (N=32)	Age (yr.)	19.6	0.64	21.2 - 18.5
	Height (cm)	170.8	4.82	182.2 - 160.0
	Weight (kg)	60.7	8.83	83.0 - 45.0
	Maximal Grip Strength 1 (N)	430.2	69.97	609.6 - 269.5
	Maximal Grip Strength 2 (N)	425.3	70.36	564.5 - 255.8
	Maximal Grip Strength 3 (N)	434.1	65.66	618.4 - 322.4
Mentally retarded (N=29)	Age (yr.)	17.2	1.03	20.2 - 15.7
	Height (cm)	154.2	10.55	175.5 - 124.5
	Weight (kg)	48.7	7.16	60.8 - 37.6
	Maximal Grip Strength 1 (N)	289.1	96.43	454.7 - 94.1
	Maximal Grip Strength 2 (N)	290.1	95.06	447.9 - 106.8
Alcohol drinking (N=11)	Age (yr.)	24.2	1.22	27.5 - 22.5
	Height (cm)	172.9	3.55	178.2 - 165.4
	Weight (kg)	70.1	8.66	91.0 - 59.0
	Maximal Grip Strength 1 (N)	547.8	76.83	642.9 - 387.1
	Maximal Grip Strength 2 (N)	537.0	77.03	641.9 - 397.9

Table 6-1-2 Comparison between means of each group for maximal grip strength

Trial	Group			F-value	Multiple comparison
	SG	NG	IG		
First trial	498.8	430.2	289.1	43.70*	SG>NG>IG
Second trial	498.8	425.3	290.1	41.60*	SG>NG>IG

Note) SG : physical fitness (superior) group, NG : normal group, IG : mental retarded (imperial) group. *p<0.05.

選択した。

なお、表6-1-1にこれらの標本の詳細な内訳を示している。身長および体重の計測値は、同年齢段階の標準値（東京都立大学体育学研究室編，1989）と比較して、ほぼ同様の値であった。表6-1-2は、判別妥当性の検討のために選択された被験者における握力最大値の平均値およびこれらの差の検定結果を示したものである。差の検定結果、1および2試行とも有意差が認められ、多重比較検定の結果、両試行ともSG群、NG群、IG群の順に有意に大きい値を示した。

2. 実験計画

アルコール摂取による筋力発揮調整能の測定値に及ぼす影響を検討するため、前後比較デザインを用いた。即ち、全ての被験者はアルコール摂取前に各テストを実施し、摂取後1～2時間経過した後、再び各テストを行った。検者間信頼性を検討するため、クロスオーバーデザインを用いた。即ち、各被験者は全てのテスト条件（2人の検者）を測定間に約1週間の間隔をおいて行った。各テスト条件は測定順序の影響を考慮して被験者に対して特定の順序でランダムに割り当てた。なお、筋力発揮調整能テストにおいては、被験者を2群に分類し、棒グラフおよび波形の2種類の表示方法のいずれか一つをランダムに割り当てた。休憩は、被験者の疲労やテスト間の影響を排除するため、十分に取った。

3. 実験手順および方法

1) 筋力発揮調整能テスト

第4章、第3節、第1項および第2項に同じである。筋力発揮調整能テストは、練習1回後各試行間に1分間の休憩を挟み1テストにつき3回、IG群については4回実施した。1試行の設定時間は30秒間、IG群の場合は40秒間とし、先行研究の結果（出村・長澤，1994a）より、前半の5秒間を除外した残りの時間で評価した。なお、IG群は前半の15秒間を除外した25秒間で評価した。つまり、調整能が劣る群としてIG群を抽出したことから、よりテスト結果が安定する時間帯を選択するよう配慮した。

予備実験の結果、波形表示法については、SG群とNG群で差が認められなかったため、SG群とIG群のみ測定を行った。また、検者間信頼性を検討するために、異なる検者2名が同一被験者を対象として測定を実施した。先行研究（Nagasawa and Demura, 2002）から、2試行目と3試行目の平均値をもって、筋力発揮調整能を評価した。

2) アルコール摂取による影響

判別妥当性の検討、すなわちアルコール摂取による影響に関する実験は、以下の点を考慮してなされた。アルコールは中枢神経系の抑制作用を有する麻酔薬であり（本間ほか，1986）、少量では筋持久力を高めることがあるが、量が多くなればむしろ低下させると言われている（児玉ほか，1965）。Ikai and Steinhaus (1961)は、アルコール飲用が筋力に対して、初期にはわずかに増強的に作用し、後にかえって減少的に作用することを報告している。また、Hebbelinckは、アルコールにより筋力は変化しないが、スピードは低下し、動作の協調が悪くなり、Romberg 症状（運動失調性〔起立時〕動揺徴候：被験者の両足爪先の間を閉じて起立させ、両眼を閉じさせるかあるいは天井を仰視させると視覚の代償作用が絶えるために視覚以外の起立的調節知覚〔位置覚および運動覚、迷路知覚など〕が不十分なときは身体の動揺高度となりついに倒れること）などが出ることをあげている。アルコールの中枢神経に対する作用は、摂取アルコール量と血中アルコール濃度にほぼ相関する、また酔いの程度を決定するのは脳内のアルコール濃度であり、これは血中アルコール濃度とほぼ相関するといわれている（本間ほか，1986）。また、アルコールの吸収速度は15～30%の範囲の濃度で最も速く、体内への分布は、例えばイヌの血液と脳との間でアルコールが平衡状態に達するには平均で約1分30秒、経口的に摂取された場合、腎臓や脳のアルコール濃度は10分以内に血液のそれと平衡状態に達するといわれている（本間ほか，1986）。

以上のことから、本研究ではアルコール摂取量を各個人日本酒540ml程度とし、酔いの設定の基準値とした。筋力発揮調整能テストは、前述した手順および方法によりアルコール摂取前

後、つまり、被験者が十分酔いの徴候を示した後に実施した。しかし、酔いの程度と血中アルコール濃度との関係は、飲む速さ、あるいはアルコール代謝量の個人差等によって異なると考えられる(本間ほか, 1986)。一般に、少量から中程度のアルコール飲用によって、反応時間、手と眼の連携動作、正確さ、バランス感覚等に悪影響が現れることが認められている(鈴木, 1991)。つまり、アルコール摂取により平衡機能および反応時間が劣ると考えられる。従って、酔いの程度を示す指標として平衡性および敏捷性テスト、並びに体調の変化の程度を示す指標として、血圧および脈拍を計測した。

平衡性および敏捷性テストとして、それぞれ棒上片足立ちテストおよび全身反応時間を採用した。平衡性および敏捷性テストのいずれもPre-test時の値を100%とし、Post-test時に前者の30%以下になったことを確認し、泥酔の基準とした。棒上片足立ちテストは幼児用の測定項目として一般に用いられており、本研究では成人を対象に測定を実施することから棒を2段にして測定を実施した。なお、平衡性を測定するテストは、長時間運動課題が継続すれば、持久性の要素が強く関与する可能性があり、よって棒上片足立ちテストの継続時間は最大180秒とした。全身反応時間装置(竹井機器社製, WHOLE BODY REACTION TYPE II, 東京, 日本)、血圧および脈拍計(日本精密測器社製, ヘルストップデジタル血圧計, 東京, 日本)を使用した。被験者のアルコール摂取前にこれらのテストを実施し、その後前述した手順および方法により筋力発揮調整能テストを実施した。アルコール摂取後1~2時間経過した後、被験者が十分酔いの徴候を示した時点で再度これらのテストを行った。

Table 6-1-3

Comparison between means of each variable before and after alcohol drinking (N=11)

Variable	Before		After		t-value
	M	SD	M	SD	
Maximam blood pressure (mmHg)	123.4	11.44	130.4	14.71	1.73
Minimam blood pressure (mmHg)	65.5	12.77	66.1	17.57	0.11
Arterial pulse rate (pulse/min)	74.9	10.40	96.8	18.40	5.10 *
Jumping reaction time (msec.)	290.1	31.13	348.0	38.76	5.90 *
One-leg beam balance (sec.)	93.6	58.21	13.2	13.13	4.27 *

Note) *p<0.05

表6-1-3は、アルコール摂取前後における最高血圧、最低血圧、脈拍、全身反応時間、および棒上片足立ちテストの平均値、標準偏差と平均値間の差の検定結果を示したものである。脈拍、全身反応時間、および棒上片足立ちテストにおいて有意差が認められ、いずれにおいても正常時よりアルコール摂取後が有意に劣ることを確認した。

4. 解析方法

検者間信頼性の検討のために各試行段階ごとにピアソン相関係数を求め、あわせて相関係数の差の検定を行った。また、分散分析を用いて各試行の平均値間の差の検定を行った。判別妥当性を検討するために筋力発揮調整能評価変量について集団判別力の点から各群間の平均値間の差の検定を行った。しかし、平均値の差の検定では、各群間の判別ができるか否かは検討できるが、その判別の精度、すなわち妥当性の程度についてはわからない。そこで、本研究では双連続相関係数を算出し、妥当性の程度を捉えた。なお、本研究の有意水準は全て5%とした。

第3項 結果

1. 筋力発揮調整能テストの検者間信頼性

表6-1-4は、異なる検者における各試行段階ごとの測定値間の相関係数を示している。棒グラフおよび波形においてそれぞれ0.617~0.733、0.699~0.747の中程度の有意な相関が認められた。また、両表示法とも各試行段階ごとの相関係数間に有意差は認められなかった。よって、両表示法とも1~3試行の平均相関係数を算出し、これらを検者間信頼性の判断基準とした。平均相関係数は、棒グラフおよび波形ともそれぞれ0.669、0.721であった。

2. 筋力発揮調整能テストの判別妥当性

1) 基準群との判別の立場からの検討

表6-1-5は、SGおよびIG群、NGおよびIG群における基礎統計量および平均値間の差の検定結果を示したものである。差の検定結果、棒グラフおよび波形の両表示法ともSG群

がIG群より有意に低い値であった。また、棒グラフ表示法においてNG群がIG群より有意に低い値であった。

図6-1-1は、SGおよびIG群、NGおよびIG群の棒グラフおよび波形両表示法における度数分布および双連続相関係数を示したものの

Table 6-1-4
Reliability between examiners of coordinated exertion of force tests by trial (N=26)

Display	Trial			RR	Confidence limit of RR
	First	Second	Third		
Bar chart	0.647*	0.617*	0.733*	0.669*	$0.557 \leq RR \leq 0.756$
Wave	0.747*	0.699*	0.716*	0.721*	$0.680 \leq RR \leq 0.758$

Note) RR : mean correlation coefficient. There is no significant difference between RR of bar chart and wave display. *p<0.05

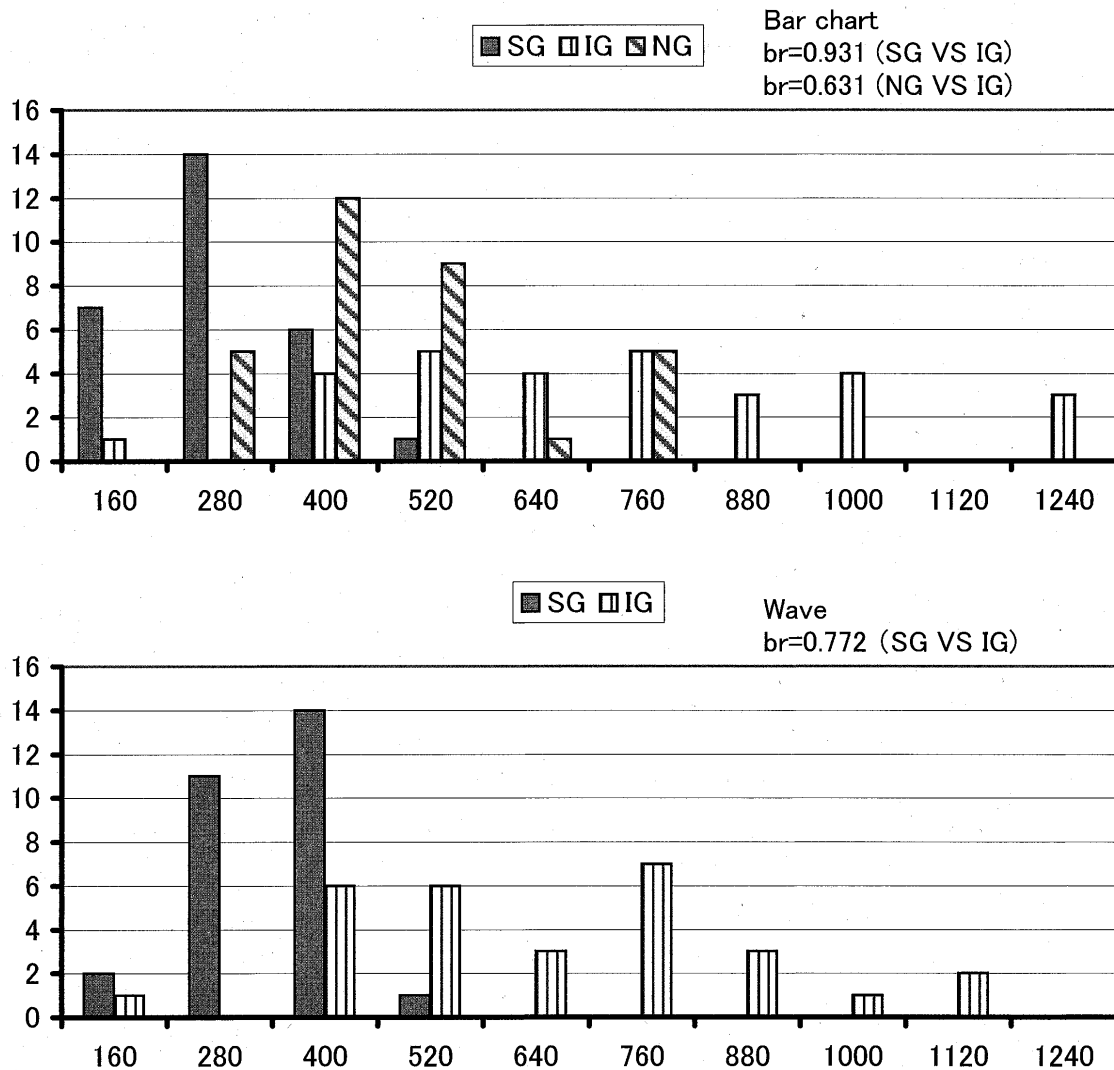


Fig. 6-1-1 Frequency distribution between SG and IG, and NG and IG for bar chart and wave display.
br : biserial correlation

Table 6-1-5 Coordinated exertion of force between each group

Display	Group	M	SD	Max	Min	F-value	t-value
Bar chart	IG	723.5	267.05	1270.0	190.5	13.27*	8.36*
	SG	285.5	73.27	460.1	160.2		
Wave	IG	654.8	224.07	1078.6	177.4	8.61*	6.80*
	SG	350.0	76.32	472.5	168.6		
Bar chart	IG	723.5	267.05	1270.0	190.5	3.74*	4.34*
	NG	479.1	138.31	767.8	277.8		

Note) The unit of the variable is %. IG, SG, NG shown in Table 6-1-2. *p<0.05

Table 6-1-6 Coordinated exertion of force between before and after alcohol drinking (N=11)

Display	Group	M	SD	Max	Min	t-value
Bar chart	Control	272.6	58.66	340.9	164.6	4.78*
	Alcohol drinking	371.8	85.46	542.6	206.0	
Wave	Control	294.1	80.22	429.2	165.1	4.01*
	Alcohol drinking	411.2	110.47	579.4	189.0	

Note) The unit of the variable is %. *p<0.05

である。双連続相関係数はSGおよびIG群について棒グラフ0.931、波形0.772と有意に高い値であった。また、NG群およびIG群の棒グラフ表示法における双連続相関係数は、0.631の中間程度の有意な値であった。

2) 筋調整能に影響を及ぼす条件からの検討 (アルコール摂取による影響)

表6-1-6は、正常時およびアルコール摂取時における筋調整能評価変量の基礎統計量および平均値間の差の検定結果を示したものである。差の検定結果、棒グラフおよび波形とも正常時よりアルコール摂取時の方が有意に高い値を示した。

第4項 考察

1. 筋力発揮調整能テストの検者間信頼性

本研究で作成したテストの検者間信頼性は、2名の検者が同一被験者に同一テストを実施した時の両検者の測定値間の相関係数を手掛かりに検討した。95%の平均相関係数の信頼区間は、表6-1-4に示した結果であり、これらの値は一般的な統計的解釈の点から言えば、両表示法とも検者間信頼性は比較的高いと考えられる。検者間信頼性は、一般にスキルやフォーム評価などのように、精度の高い測定器具や科学的尺度(CGS単位)を用いての計測が困難で、検者の主観に頼らざるを得ない場合に特に重要となり、検討されている(Hewitt, 1943)。従って、本研究と同様な研究においては、ほとんど

検者間信頼性の検討がなされていない(Walamies and Turjanmaa, 1993)。クラークによると、個人測定にほぼ満足できる検者間信頼性係数は0.80~0.89、集団測定には0.70~0.79である(Clarke, 1967)。この基準に従うと前述の値は集団測定に適用し得る範囲である。検者間信頼性はテスト技法を十分に教え、練習試行を行わせ、動機づけレベルをできるだけ一定に保つことによって高められる(Clarke, 1967)。よって、本研究で得られた異なる検者における両表示法の測定値間の相関係数、すなわち検者間信頼性はそれぞれ0.669、0.721であり、必ずしも十分とは言えないが、改善の余地を残すテストであることを考えると現段階では検者間信頼性は比較的高いと判断される。検者間信頼性が高いテストは、検者が異なってもある程度信頼できる値が得られると考えられる。

2. 筋力発揮調整能テストの判別妥当性

本研究で作成した筋力発揮調整能テストは、筋力発揮調整能の理論的構成を仮定し、この仮定をテスト方法として工夫したテストの妥当性、すなわちconstruct validityを考慮して作成された。

妥当性は複数の観点から検討することが肝要であり(松浦, 1993)、本研究で作成した筋力発揮調整能テストの妥当性は、神経機能の異なる能力を有する群の判別力、および筋調整能に影響を及ぼす条件を設定し、その前後における

テスト結果の有意な変動の2点から検討した。

一般に、精神薄弱児においては調整力的要素の強い運動動作は、筋肉的要素の強い運動動作、つまり50m走、走り幅跳び等の場合よりも劣ることが指摘されている(Howe, 1959; Rabin, 1957; Sloan, 1951)。さらに、精神薄弱児の運動能力が正常児に比べて劣るということも種々の研究者によって明らかにされている(川村, 1951; Sloan, 1951; 鈴木・武田, 1951; Rabin, 1957; Howe, 1959; Oliver, 1958; Malpass, 1960; Sengstock, 1966)。波多野(1976)は、これらの研究をまとめ、精神薄弱児は試みる運動動作が複雑で、神経支配的要素がそのパフォーマンスに大きな影響を与えるような場合になる程、正常児に対する遅滞が著しくなると示唆している。方法の被験者において説明したように本研究における養護(IG)群の生徒は何らかの神経機能障害を有しており、明らかに一般人よりも運動能力、特に調整能力は劣ることが予想される。よって、基準群との判別の立場から妥当性を検討するにあたり、本研究では神経機能が優れると考えられる体育科(SG)群、および神経機能が優れるとも劣るとも判断されない一般学生(NG)群と神経機能が劣ると考えられる養護(IG)群を対象として筋力発揮調整能テストを実施し、それらのテスト結果の差から検討する方法が行われた。また、これら3群の握力最大値は1試行目および2試行目とも体育科群、一般群、養護群の順に有意に大きい値を示した(表6-1-3参照)。

1) 基準群との判別の立場からの検討

棒グラフおよび波形の両表示法ともSG群がIG群より有意に優れ、また、棒グラフ表示法においてNG群がIG群より有意に優れた。波多野(1976)は、精神薄弱児の平衡性は正常児のそれよりも有意に劣ると報告している。また、Rabin(1957)、Howe(1959)、Oliver(1958)は、調整能力の構成要素である協応性、平衡性、敏捷性等が精神薄弱児において正常児よりも劣ることを報告している。Hatano(1973)は、軽度神経障害者は運動能力全般において遅滞が見られ、その中でも特に運動経験、連続動作への集中力、調整力などの要因において劣っていると報告している。本研究においても、調整能

力の一構成要素である筋力発揮の追従能力が有意に低下しているものと考えられる。つまり、両表示法ともSG群の方がIG群より、また棒グラフ表示法においてNG群の方がIG群より筋力発揮調整能が優れると推察される。従って、本研究で作成した筋力発揮調整能テストは筋力発揮調整能の異なる群を弁別する能力があると判断される。

双連続相関係数はSGおよびIG群とも棒グラフ、波形のいずれも高く、また、NGおよびIG群の棒グラフ表示法における双連続相関係数も中程度の有意な値(0.631)であった。よって、神経機能の異なる能力を有する群の区別と本研究で作成した筋力発揮調整能テスト結果の優劣とは関連があると推測される。すなわち、本研究で作成した筋力発揮調整能テスト結果によって両群の判別が可能と推測される。

以上のSG群とIG群、およびNG群とIG群における平均値の差、および双連続相関係数の検討によって基準群からの判別の立場で妥当性を検討した結果、本研究で作成した筋力発揮調整能テストの妥当性は比較的高いと推察される。

2) 筋調整能に影響を及ぼす条件からの検討 (アルコール摂取による影響)

正常時およびアルコール摂取時における最高血圧、最低血圧、脈拍、全身反応時間、および棒上片足立ちテストの平均値の差の検定結果、脈拍、全身反応時間、および棒上片足立ちに有意差が認められ、脈拍および全身反応時間はアルコール摂取時が正常時よりも高い値を示した。棒上片足立ちはアルコール摂取時が有意に低い値を示した(表6-1-3参照)。両血圧測定値には、有意差が認められなかったが、収縮期血圧、拡張期血圧、あるいは身体各部の血流量といった循環器系諸値の変化の方向は、疲労等に反応して必ずしも一定ではない(谷島, 1983)という報告もあることから、本研究においてもこのような結果が生じたものと考えられる。猪飼(1951)は、健康人の姿勢反射に及ぼすアルコールの効果について検討し、アルコール摂取によって正常時とは著しく異なることを報告している。渡部・朝比奈(1974)は、アルコールによって姿勢調整が劣ると報告している。アルコール摂取によって、身体の動揺(Franks, et

al., 1976; Savolainen, et al., 1980) あるいは単純および選択的反応時間 (Franks, et al., 1976; Jennings, et al., 1976; Maylor, et al., 1987; Salame, 1991) が有意に大きくなると報告されている。よって、血圧以外の他の変量から、各被験者ともアルコール摂取により、十分に酔っている状態であると判断された。すなわち、アルコールの影響によって、神経機能が有意に低下したと判断された。

棒グラフおよび波形とも正常時よりアルコール摂取時の方が有意に劣った。調整能力の一構成要素と考えられる敏捷性 (Franks, et al., 1976; Jennings, et al., 1976; Rundell and Williams, 1979; Ryan, 1980; Maylor, et al., 1987; Salame, 1991)、平衡性 (渡辺・朝比奈, 1974; Franks, et al., 1976; Savolainen, et al., 1980)、および巧緻性 (Maylor and Rabbitt, 1987)、さらに追跡トラッキング課題 (Cherry, et al., 1983; Hamilton and Copeman, 1970; Klein and Jex, 1975; Landauer and Howat, 1983; Linnoila, et al., 1978; Linnoila, et al., 1980)、および組立作業 (Price, et al., 1986) 等がアルコール摂取により有意に低下すると報告されている。本研究における筋力発揮調整能テストも調整能力を捉え得ると仮定したテストであり、前述の報告にみられる同種のテストにおいてもアルコール摂取によりパフォーマンスが有意に低下している。従って、棒グラフおよび波形の両表示法とも正常時とアルコール摂取時とでは明らかにアルコール摂取時の方がテスト結果が劣ると判断される。以上のことから、本研究で作成した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と推察される。

以上の考察結果より、神経機能の異なる能力を有する群の判別力、および筋調整能に影響を及ぼす条件を設定し、その前後におけるテスト結果の有意な変動の2点から妥当性を検討した結果、本研究で作成した筋力発揮調整能テストの妥当性は比較的高いと推察された。また、検者間信頼性を検討した結果、検者が異なったとしても全ての被験者がほぼ同じ条件で測定可能と考えられることから、本研究で作成した筋力発揮調整能テストは実用性の高いテストと判断

される。

第5項 まとめ

本節の目的は、ヒトの筋力発揮調整能を捉えるために開発した測定器具を用いて、筋力発揮調整能テストの判別妥当性および検者間信頼性を明らかにすることであった。筋力発揮調整能テストは、棒グラフおよび波形の2種類の画面表示法を利用した。異なる検者における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。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。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。以上の結果から、筋力発揮調整能テストの判別妥当性および検者間信頼性は比較的高いと判断された。

第2節 筋力発揮調整能テストの同時妥当性

第1項 緒言

運動制御機能の体力は、巧みに、効率的に行う最大下の動作 (操作性を要する課題) に主として関与する。上肢や手指の操作性を要する課題は、これまでペグボードや回転板追跡 (追従) 動作など目と手の協応性を含む運動学習に関する研究領域で主として検討されてきた。追従動作テストは主に学習能力の保持を確認するために利用されている。このテストには集中力や運動制御機能、あるいは目と手の協応性が関与する (Ferslew, et al., 1982)。ペグボードテストは、組み立て、梱包、特定の機械や他の手作業などの工業的仕事に従事する者の選択や熟練した運動活動 (例、巧緻性) の評価に主に利用されている (Tiffin and Asher, 1948; Bass and Stucki, 1951)。ペグボードテストは指を使用し (手指機能)、小さな物体を素早く (速応性)、うまくコントロールする操作性 (目と手の協応性) の能力が関与する (Fleishman and Ellison, 1962)。

筋力発揮調整能テストにおいて、前章までに論理的妥当性 (Carey, et al., 1988) が支持され、判別妥当性 (出村・長澤, 1994b; Nagasawa, et al., 1996) を検討した。しかし、これまで同

時妥当性については検討されていない。千葉ほか(1987)は、動的指標追跡能力と同じ神経機能を測定する閉眼片足保持時間との関係を検討し、それらの相関は有意であるが0.28と低い値であったと報告している。Chen and Chang(1999)は、箸(はし)動作の技能構成要素と手指機能テスト間の関係を検討し、有意な相関は認められなかったと報告している。前述の追従動作テストやペグボードテストは上肢帯、上腕、前腕等の調節が、握力は手指筋の調節が重要と考えられるが、目標となる対象物の位置や要求値のズレ等視覚情報のフィードバックが重要であり、目と手の協応性が関与する。追従動作テストやペグボードテストは同じ上肢の神経-筋機能の発揮、つまり目標に対する神経-筋系の協応性が深く関与すると考えられる。よって、これらのテストを用いることにより、新しく開発した筋力発揮調整能テストの同時妥当性を明らかにすることを考えた。また、筋力発揮調整能テストは、そのテストで用いる指標(棒グラフと波形)が異なっても、同じ神経-筋系の調整能力を発揮することが要求されるだろう。

本節では、筋力発揮調整能テストは、追従動作テストやペグボードテストと密接な関係があり、筋力発揮調整能テストにおいて異なる指標間の関係もかなり高いという仮説を検証すること、すなわち筋力発揮調整能テストの同時妥当性を検討することを目的とする。

第2項 方法

1. 被験者

以前に本研究と類似のテストやトレーニングの受講経験、過去3年以内に運動・部活動の経験、また楽器演奏などの技能訓練を行っていない19~22歳の健常な48名の一般学生、男性24名(M age, 20.0 yr., SD=0.6)、女性24名(M age, 20.0 yr., SD=0.8)が日本の秋田県立大学短期大学部の学生から収集された。被験者は実験参

加に対して無報酬であった。表6-2-1に被験者の体格特性値を示している。身長および体重は、同年齢の日本人の標準値(東京都立大学体育学研究室, 1989)とほぼ同様の値であった。全ての者が手首の傷害や上肢の神経障害はなく、健康状態は良好であった。測定の前に、研究の目的やその手順を十分説明した。全ての被験者から書面による同意を得た。

2. 実験計画

実験計画はクロスオーバーデザインであった。即ち、各被験者は全てのテスト条件(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)を測定間に約30分の間隔をおいて行った。3つのテスト条件は測定順序の影響を考慮して被験者に対して特定の順序でランダムに割り当てた。なお、筋力発揮調整能テストにおいては、被験者を2群に分類し、棒グラフおよび波形の2種類の表示方法のいずれか一つをランダムに割り当てた。休憩は、被験者の疲労やテスト間の影響を排除するため、十分に取った。

3. テストおよびテスト手順

1) 筋力発揮調整能テスト

第4章、第3節、第1項および第2項に同じである。テストは、全て利き手で行われた。但し、ペグボードテストは右手、左手、あるいは両手のそれぞれを利用して、その作業成果を得点化した。各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3回実施した。Nagasawa, et al. (2000)の先行研究に従い、筋力発揮調整能テストの各試行における設定時間は40秒間とし、筋力発揮調整能は各試行における前半の15秒間を除外して、3試行から収集されたデータを用いて評価した。3試行のうち2試行目と3試行目の平均値が分析のために利用された。

Table 6-2-1 Physical characteristics of subjects

Variable	Men (n=24)		Women (n=24)		Total (N=48)	
	M	SD	M	SD	M	SD
Age (yr.)	20.0	0.6	20.0	0.8	20.0	0.7
Height (cm)	171.8	5.5	158.0	4.5	164.9	8.6
Weight (kg)	64.7	8.7	52.5	5.7	58.6	9.5
Maximal grip strength (N)	417.5	62.3	261.7	41.5	339.1	95.0

2) 追従動作テスト

追従動作テスト装置（竹井機器工業社製, TKK2110, 東京, 日本）は、電子制御による速度制御モーターで円板を回転させ、その円板上にターゲットを配置したものである。この装置は、毎分約25回転から90回転の範囲内で円盤の回転速度を変化させることが可能である。

被験者は直径3mmのL型の鉄筆で、円板の中心より100mmにある凹面のターゲットを時計回り方向に50rpmの回転数で追従した。テスト前に練習時間（10分間）をとった。このテストは、試行間に1分の休憩を挟み、7回行った（1試行は1分間）。鉄筆とターゲットとの接触時間は1/10秒の単位で記録した。このテストは、集中力や目と手の運動調節機能を測定する（Ferslew et al., 1982）。7試行のうち、上位および下位の各2試行を除外した残り3試行の平均値を代表値とした。

3) ペグボードテスト

パーデューペグボードテスト装置（酒井医療社製, PC-7473, 東京, 日本）は、Tiffin and Asher (1948) によって開発されたもので、受け皿付きの白いボードとスチール製のピン、カラー、ワッシャーより構成され、これらのパーツはボード上辺の4つの受け皿に入っている。右端と左端の皿には各々25個のピンが、中央右側の皿には20個のカラーが、そして中央左側の皿には40個のワッシャーが入っている。一般に、ペグボードテストは、組み立て作業や指先の巧緻性テストとして利用されている。

ペグボードテストは、Buddenberg and Davis (2000) の方法に基づき、それぞれ右手、左手、両手、およびアセンブリーの順に実施した。前者3つ（右手、左手、および両手）の測定は30秒間にできる限り早く、かつ正確に所定の位置にあるピンをボード上の穴の中に置く課題であった。これらは、主に指を使用し、小さな物体を早く、うまくコントロールする操作性の能力を測定する（Fleishman and Ellison, 1962）。これら3つの課題（右手、左手、および両手）におけるピン数の合計が計算された。アセンブリーの測定は60秒間に早く、かつ正確に利き手でピンとカラーを、非利き手でワッシャーを交互に組み立てるものであった。アセンブリーテスト

は手の巧緻性や大きな物体を熟練した、コントロールされた腕と手で操作する能力のような付加的な要因を測定する（Fleishman and Ellison, 1962）。いずれのテストも3回行い、その平均値を代表値とした。

4. 解析方法

データはSPSS (version 11.0J for Windows) を用いて分析した。各テストの試行間信頼性を級内相関係数（Intraclass correlation coefficients: ICC）より求めた。ICCの計算における二要因分散分析（被験者×試行）で、我々は被験者と試行間に交互作用がないと仮定し、各計算においてShrout and Fleissの公式を用いた（Shrout and Fleiss, 1979）。有意な主効果が認められた場合、TukeyのHSD法による多重比較検定を行った。選択した各テスト間の関係を明らかにするために、ピアソンの積率相関係数を用いた。有意水準5%が全ての解析に用いられた。

第3項 結果

信頼性係数は追従動作およびペグボードテストでそれぞれ0.99、0.70~0.88（表6-2-2参照）、棒グラフおよび波形でそれぞれ0.78および0.88であった（表6-2-3参照）。棒グラフの試行間に有意差は認められなかった（ $F_{2,94}=0.15$, $p>0.05$ ）。波形において、追従正確性の測定値は試行の順に有意に低下した（ $F_{2,94}=21.24$, $p<0.05$ ）。

棒グラフと波形による筋力発揮調整能テスト間の相関は中程度の有意な値であった（ $r=0.49$, $p<0.05$ ）。棒グラフテストは追従動作テストと-0.34、ペグボードテスト（左手）と-0.35の低い有意な相関を示したが、その他のペグボードテストとは有意な相関は認められなかった（ $r=-0.14\sim-0.27$, $p>0.05$ ）。波形テストはいずれの神経機能テストとの間にも有意な相関は認められなかった（ $r=-0.04\sim-0.22$, $p>0.05$ ）。また、追従動作テストはペグボードテスト（左手）と0.31の低い有意な相関を示したが、その他のペグボードテストとは有意ではなかった（ $r=0.23\sim0.28$, $p>0.05$ ）（表6-2-4参照）。

Table 6-2-2 Reliability coefficients of pursuit rotor and pegboard tests (N = 48)

Test	Trial			$F_{47,94}^a$	$F_{2,94}^b$	Multiple Comparison	ICC ^c	
	1	2	3					
Pursuit rotor (sec.)	M	33.3	37.0	39.4	87.91**	90.09**	1<2<3	0.99
	SD	12.4	12.4	12.4				
Pegboard	Right hand							
	M	16.4	17.9	18.3	4.26**	33.16**	1<2,3	0.77
	SD	1.7	1.5	1.8				
	Left hand							
	M	15.2	16.0	16.7	3.59**	22.08**	1<2<3	0.72
	SD	1.5	1.4	1.6				
	Both hands							
	M	13.3	13.8	14.0	3.38**	6.99**	1<2,3	0.70
	SD	1.5	1.3	1.3				
	Total							
	M	44.9	47.7	49.00	8.07**	49.90**	1<2<3	0.88
	SD	3.7	3.5	4.1				
Assembly								
M	40.8	44.1	45.3	6.45**	23.59**	1<2,3	0.84	
SD	6.0	5.3	5.4					

Note) **p<0.01

^aF value of factor A (subject) = within-subject mean square (MS_s)/error mean square (MS_r).

^bF value of factor B (trial) = between trial mean square (MS_b)/MS_r.

^cICC : intraclass correlation coefficient ; ICC = (MS_s - MS_b)/MS_s = 1 - MS_b/MS_s.

MS_s = (Trial sum of squares (SS_b) + error sum of squares (SS_r)) / (df_b + df_r).

Table 6-2-3 Coordinated exertion of force for each display format by trial (N = 48)

Display	Trial			$F_{47,94}^a$	$F_{2,94}^b$	Multiple Comparison	ICC ^c	
	1	2	3					
Bar Chart	M	406.7	407.6	400.4	4.54**	0.15	0.78	
	SD	113.7	104.5	90.8				
Sinusoidal Wave	M	472.8	443.1	399.3	8.33**	21.24**	1>2>3	0.88
	SD	115.9	103.4	88.2				

Note) **p<0.01

^aF value of factor A (subject) = within-subject mean square (MS_s)/error mean square (MS_r).

^bF value of factor B (trial) = between trial mean square (MS_b)/MS_r.

^cICC : intraclass correlation coefficient ; ICC = (MS_s - MS_b)/MS_s = 1 - MS_b/MS_s.

MS_s = (Trial sum of squares (SS_b) + error sum of squares (SS_r)) / (df_b + df_r).

The total sum of the differences (%) between the demand value and the grip strength was used as the variable, and accordingly, the unit of the variable is %.

Table 6-2-4

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

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

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

第4項 考察

上肢の筋機能の評価には、握力に代表されるように最大能力発揮に基づくテストが主として用いられている。ピンチ力、ペグボード等手指の筋力や器用さを検討するテストも最大努力や最大速度に基づくテストである。これまで、筋力発揮調整能の重要な構成要素であるグレーディング、スペーシング、タイミングを合理的・客観的に評価するテストはほとんどみられない。著者らは、最大下発揮での追従動作に着目し、パソコンに接続した握力計を用いて筋力発揮調整能を測定する新しいテスト方法を開発した(出村・長澤, 1994a, 1994b; Nagasawa and Demura, 2002)。また、評価区間として、発揮値が最も安定する時間帯を選択し(Riviere and Thakor, 1996)、できる限り測定誤差の影響を排除した。本研究は、筋力発揮調整能テストとこれまでに開発された上肢の神経-筋機能の評価する動作の類似したその他のテストとの関係から、同時妥当性を検討することを目的とした。

Vincent (1995)によると、行動科学の領域において0.70~0.80の範囲の信頼性係数であれば一般的に信頼できると判断される。追従動作、ペグボードテスト、および新しく開発した筋力発揮調整能テスト(棒グラフと波形)の試行間信頼性係数は0.70~0.99であり、この結果は従来の報告(Bass and Stucki, 1951; Ferslew, et al., 1982; Buddenberg and Davis, 2000; 出村・長澤, 1994b; Nagasawa et al., 2003)と類似していた。従って、本研究で選択した上肢の神経-筋機能テスト、および筋力発揮調整能テストの信頼性は高いと判断される。

波形では3試行間でパフォーマンスの有意な低下が認められたが、棒グラフでは有意差は認められなかった。この結果は従来の報告(Nagasawa, et al., 2003)と類似していた。実際の握力発揮値は、棒グラフの場合は上下に変動するが、波形の場合は要求値と同様に画面上を左から右へ移動する。よって、被験者は波形において試行中にフィードバック制御を行うことが可能である。一般に、目と手の協応性の練習効果には視覚によるフィードバック制御の影響が強く関与する(Vercher, et al, 1993)。表示形式、周波数、および要求値の範囲が異なる

ことから、我々は測定値を直接比較することはできない。しかし、測定値に及ぼす視覚からのフィードバック制御の素早さとその適合性の影響は波形の方が棒グラフよりも大きいと考えられる。従って、波形では、偶然的な誤差の介入が試行を繰り返すことによって小さくなり、測定値が改善するのかもしれない。

仮説に反して、筋力発揮調整能テストと追従動作テスト、およびペグボードテスト間に有意な関係が認められず、後者2つ(追従動作とペグボード)のテスト間の関係も低かった。本研究の結果は先行研究の見解と一致している(千葉ほか, 1987; Chen and Chang, 1999)。選択した各テストは同じ上肢の神経-筋機能、すなわち目標に対する神経-筋系の協応性を評価すると仮定したが、我々は各テストに関与する能力(目標に対する神経-筋系の協応性)はやや異なることを確認した。従って、各測定値に及ぼす神経-筋系の協応性の影響(関係)は測定時の動作課題や用いるテスト方法に幾分依存すると推測される。

棒グラフおよび波形の測定値間の関係は有意であるが、それほど高くなかった($r=0.49$, $p<0.05$)。中田ほか(2000)は、異なる周波数の要求値を用いて、筋力発揮調整能を測定し、測定値の相互の関係が低いことを報告している。周波数、要求値の範囲や表示形式が異なることが両者の関係に影響を及ぼすと推測される。

結論として、筋力発揮調整能テストは提示される要求値の違いによってだけでなく、本研究で利用した他の上肢の神経-筋機能テストで測定される能力とはやや異なり、周期的調整に関与する神経-筋回路の応答能力を測定すると判断した。

第5項 まとめ

本節の目的は、新しく開発した筋力発揮調整能テストの同時妥当性を検討することであった。新しく開発した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($ICC=0.70-0.99$)。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。筋力発揮調整能テストの両表示法間の関係は有意であるが

低かった ($r=0.49, p<0.05$)。結論として、新しく開発した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。

第3節 筋力発揮調整能測定値の信頼性

第1項 緒言

信頼性は、妥当性ととともにパフォーマンステストが備えておくべき重要な要因の一つである (Carey, et al., 1988)。また、追従動作を用いる場合、練習効果や疲労などの影響により測定値の変動が大きいことが予想されるため、いかなる条件で安定した測定値が得られるか検討する必要がある。級内相関やピアソン相関のような相関係数は、実際に繰り返し測定の一一致の程度を評価することはできないので、筋力発揮調整能尺度が典型的なテスト-再テスト研究に利用される場合、再現性の高い値を示すかは明らかにされていない。95% limits of agreement 法 (Bland and Altman, 1986) は、繰り返し試行によるスコアの相対的位置ではなく、被験者内 (試行間) 変動の大きさに基づき信頼性を判定することが可能であるので、より適切な統計的手段である。しかし、筋力発揮調整能テストによって得られる測定値の日間 (day-to-day) および試行間 (trial-to-trial) 信頼性、測定値の反応性に関しては十分明らかにされていない。

本節では、指標追従による筋力発揮調整能測定値の試行間および日間信頼性、測定値の反応性を明らかにすることを目的とする。他のトラッキング実験で示されたように (Carey et al., 1988)、我々は限られた試行回数の運動学習を通して被験者が日間の測定においてより正確なトラッキングを行うようになると予想し、2つ (棒グラフおよび波形) の筋力発揮調整能テ

ストは高い試行間信頼性を示し、測定誤差は小さいと仮説を立てた。

第2項 方法

1. 被験者

被験者は、19~23歳の成人男性15名、女性15名計30名であった。表6-3-1に被験者の体格特性値を示している。被験者の利き手は全員右手であった。身長および体重の計測値は、同年齢段階の標準値 (東京都立大学体育学研究室, 1989) と比較して、ほぼ同様の値であった。全ての者が手首の傷害や上肢の神経障害はなく、健康状態は良好であった。測定の前に、実験の目的や手順を十分説明した。全ての被験者から書面による同意を得た。

2. 実験計画

1) 実験1: 試行間信頼性

棒グラフおよび波形の2種類の表示方法による試行間信頼性を検討した。先行研究を参考に、被験者がその課題に慣れるために1回の練習試行を行った後、いずれも同一被験者に1分間の休憩を挟んで本実験を3回実施した。2種類の表示方法はランダムに割り当てた。

2) 実験2: 日間信頼性

棒グラフおよび波形の2種類の表示方法による日間信頼性を検討した。いずれも同一被験者に実験1とは別に適宜数日をおいて測定した (測定間隔: 7日)。試行回数は実験1と同様に1回の練習試行を行った後、本実験を3回実施した。被験者全員が、測定期間中、神経-筋系に強い影響を及ぼす激しい運動や筋力トレーニングは行わなかった。

3. 測定装置および実験手順

第4章、第3節、第1項および第2項と同じである。筋力発揮調整能テストは、本実験と同

Table 6-3-1 Physical characteristics of subjects

Variable	Males (n=15)		Females (n=15)		Total (N=30)	
	M	SD	M	SD	M	SD
Age (yrs.)	21.0	1.46	21.0	1.39	21.0	1.40
Height (cm)	174.7	4.66	161.4	3.98	168.0	8.00
Weight (kg)	69.0	5.16	55.9	5.32	62.5	8.40

様の40秒間の練習1回後、各試行間に1分間の休憩を挟んで3回実施した。筋力発揮調整能テストの各試行における設定時間は40秒間とし、先行研究 (Nagasawa, et al., 2000) に従い前半の15秒間を除外した残りの時間で評価した。

4. 解析方法

データはSPSS (version 11.0J for Windows) を用いて分析した。先行研究にて若年男女で有意差が認められなかったため (Nagasawa, et al., 2000)、有意な性差は認められないという仮定に基づき、男性と女性のデータを結合し (男女を込みにし)、同一に処理した。筋力発揮調整能テストの試行間および日間信頼性係数は級内相関係数 (Intraclass correlation coefficients: ICC) より求めた。ICCの計算は、二要因分散分析を用いた。被験者と試行間に交互作用はないと仮定する、すなわち各計算においてShrout and Fleissの公式を用いた (Shrout and Fleiss, 1979)。信頼性係数0.75以上を高い信頼性 (excellent)、0.40~0.75を中程度 (fair to good)、0.40以下を低い信頼性 (poor) と判断した (Fleiss, 1981)。筋力発揮調整能テストの試行間に有意差が認められた場合には、TukeyのHSD法による多重比較検定を行った。日間の測定値の差は対応のあるt-検定を利用した。筋力発揮調整能テストの平均値と測定誤差の大きさをBland-Altman plotにより確認した。また、Bland-Altman method (1986) に

従い、limits of agreement および the repeatability coefficientsが試行間および日間信頼性を検討するために計算された。結果は、特別の場合を除き、平均値 (標準偏差) で示した。有意水準5%が全ての解析に用いられた。

第3項 結果

表6-3-2は、棒グラフおよび波形における筋力発揮調整能測定値の試行間信頼性係数を示している。棒グラフおよび波形の1~3試行間の信頼性係数はそれぞれ0.87および0.95であった。棒グラフの1~3試行間に有意差は認められなかった ($F_{2,58} = 2.04, p > 0.05$) が、波形において1試行目が3試行目より有意に高い値を示した ($F_{2,58} = 4.50, p < 0.05$)。

図6-3-1および図6-3-2は、棒グラフおよび波形の試行間のBland-Altman (1986) plotをそれぞれ示している。つまり、各個人の3試行の平均値に対する個人の3試行における標準偏差をプロットしたものである。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。棒グラフおよび波形の試行間測定値のthe repeatability coefficientsはそれぞれ、141.4と173.0%であった。

表6-3-3は、棒グラフおよび波形における筋力発揮調整能測定値の日間信頼性係数を示している。棒グラフにおける1試行目、2試行目および3試行目の日間信頼性係数は、それぞ

Table 6-3-2 Coordinated exertion of force for each display format by trial (N=30)

Display	Trial			$F_{29, 58}^a$	$F_{2, 58}^b$	ICC
	1st	2nd	3rd			
Bar chart						
M	434.75	417.01	409.23	8.20**	2.04	0.87
SD	93.04	94.55	89.70			
Wave						
M	487.76	455.49	443.56	24.18**	4.50*	0.95
SD	176.89	159.13	186.24			

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

^aF: F-value of factor A (subject) = within-subject mean square (MS_s)/error mean square (MS_e).

^bF: F-value of factor B (trial) = between-trial mean square (MS_b)/ MS_e .

ICC: intraclass correlation coefficient. $ICC = (MS_s - MS_b) / (MS_s + MS_b)$.

$MS_s = (\text{Trial sum of squares } (SS_s) + \text{error sum of squares } (SS_e)) / (df_s + df_e)$

The total sum of the differences (%) between the demand value and the grip strength was used as the variable, and accordingly, the unit of the variable is %.

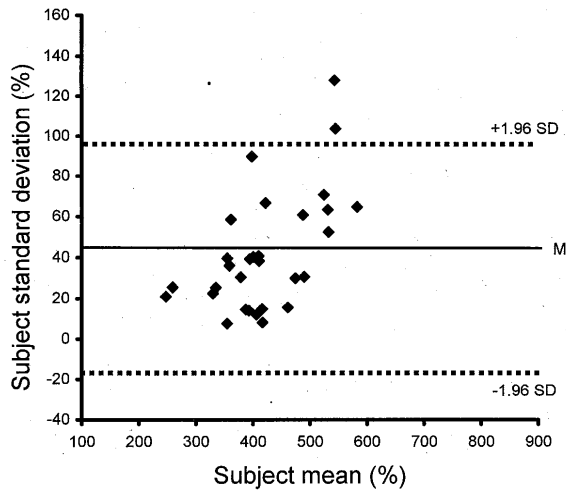


Fig. 6-3-1. A Bland-Altman plot for the bar-chart data. The individual's standard deviations between the tests are plotted against each individual's mean for the three trials. The mean line (*M*) and random error lines (± 1.96 *SD*) forming the 95% limits of agreement are also presented on the plot.

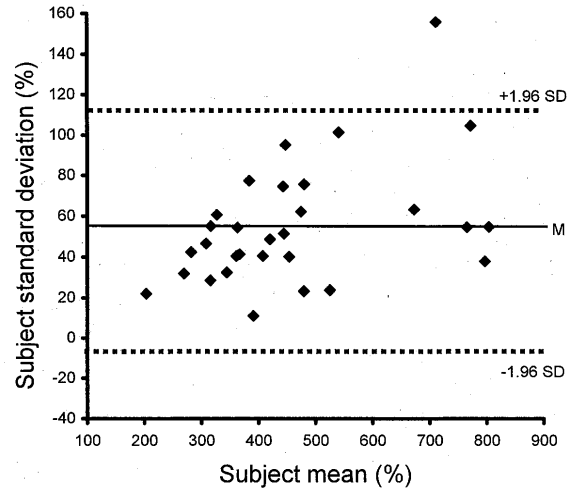


Fig. 6-3-2. A Bland-Altman plot for the waveform data. The individual's standard deviations between the tests are plotted against each individual's mean for the three trials. The mean line (*M*) and random error lines (± 1.96 *SD*) forming the 95% limits of agreement are also presented on the plot.

Table 6-3-3 Coordinated exertion of force for each display format by day (*N* = 30)

Display	Day		$F_{29, 29}^a$	$F_{1, 29}^b$	ICC	
	1st	2nd				
Bar chart						
Trial 1	<i>M</i>	434.75	349.68	3.98**	33.20**	0.33
	<i>SD</i>	93.04	68.40			
Trial 2	<i>M</i>	417.01	384.59	3.15**	4.11	0.65
	<i>SD</i>	94.55	83.39			
Trial 3	<i>M</i>	409.23	367.15	2.50**	7.36*	0.51
	<i>SD</i>	89.70	67.61			
Average	<i>M</i>	413.12	375.87	4.56**	10.05**	0.71
	<i>SD</i>	84.29	66.43			
Wave						
Trial 1	<i>M</i>	487.76	361.73	3.39**	24.42**	0.48
	<i>SD</i>	176.89	107.44			
Trial 2	<i>M</i>	455.49	356.92	6.83**	24.34**	0.74
	<i>SD</i>	159.13	146.88			
Trial 3	<i>M</i>	443.56	347.88	5.28**	18.62**	0.70
	<i>SD</i>	186.24	107.69			
Average	<i>M</i>	449.53	352.40	8.19**	29.94**	0.76
	<i>SD</i>	168.16	123.16			

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

^a*F*: F-value of factor A (subject) = within-subject mean square (MS_s)/error mean square (MS_r).

^b*F*: F-value of factor B (trial) = between-trial mean square (MS_b)/ MS_r .

ICC: intraclass correlation coefficient. $ICC = (MS_s - MS_b) / MS_s = 1 - MS_b / MS_s$.

$MS_s = (\text{Trial sum of squares } (SS_s) + \text{error sum of squares } (SS_r)) / (df_s + df_r)$

The total sum of the differences (%) between the demand value and the grip strength was used as the variable, and accordingly, the unit of the variable is %.

Average is between the second and third trials.

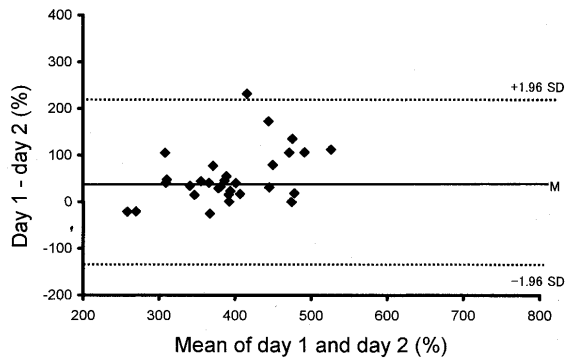


Fig. 6-3-3. A Bland-Altman plot for the bar chart data. The individual's mean differences between two days are plotted against each individual's mean for the mean of three trials of the two days. The mean line (M) and random error lines ($\pm 1.96 SD$) forming the 95% limits of agreement are also presented on the plot.

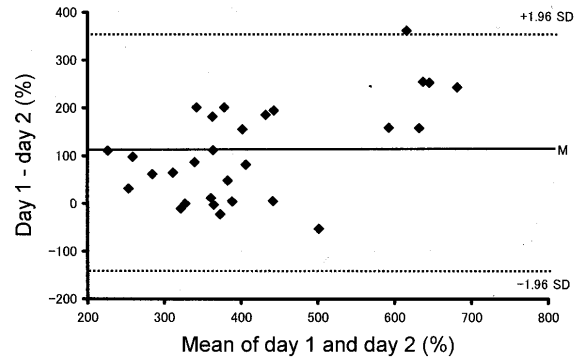


Fig. 6-3-4. A Bland-Altman plot for the waveform data. The individual's mean differences between two days are plotted against each individual's mean for the mean of three trials of the two days. The mean line (M) and random error lines ($\pm 1.96 SD$) forming the 95% limits of agreement are also presented on the plot.

れ0.33、0.65および0.51、波形においてはそれぞれ0.48、0.74および0.70であった。棒グラフの2試行目を除いて、いずれも2回目(2日目)に有意に低値を示した。1試行目の信頼性係数が低かったため、2試行目と3試行目の平均値を代表値として級内相関係数を算出した結果、棒グラフおよび波形の日間信頼性係数はそれぞれ0.71および0.76であった。

図6-3-3および図6-3-4は、棒グラフおよび波形の日間のBland-Altman (1986) plotをそれぞれ示している。つまり、各個人の2日間の平均値に対する個人の2日間における差をプロットしたものである。棒グラフおよび波形の日間測定値のlimits of agreementはそれぞれ-112.2から218.6%、-139.2から352.8%であった。棒グラフおよび波形の日間測定値のthe repeatability coefficientsはそれぞれ152.3と176.4%であった。

第4項 考察

1. 試行間信頼性

本研究のデータは、追従動作中の筋力発揮調整能の信頼性に独自の見解を与える。Limits of agreementと比較のために計算された古典的な信頼性の指標 (ICC) は、これまでの研究との見解のために利用される。表6-3-2に示す試行間信頼性係数は棒グラフおよび波形いずれも高かったが、波形において1試行目が3

試行目より有意に劣った。出村・長澤 (1994b) は、19~27歳の若年者の6試行における筋力発揮調整能測定値は1試行目が有意に大きく、3試行程度で安定し、1試行目を除外した信頼性係数は棒グラフ0.73~0.77、波形0.80~0.83と報告している。Carey et al. (1988) は、22~36歳の成人を対象に握力最大値の30~40%の矩形波の要求値を用いて、10秒間のforce tracking testの試行間信頼性を検討し、信頼性係数は0.91であったと報告している。本研究の結果は、これらの結果と比べてやや高い値であった。本研究においては、正弦波状の筋力値の増減を要求値として採用した。北本 (1984) は、正弦波形の場合は矩形波よりも目標波形の変動が周期的であり、良好な調節状態を示すと示唆している。

信頼性係数は棒グラフよりも波形の方がやや高かった。同様に、the 95% limits of agreementの大きさ(広さ)およびthe repeatability coefficientsの結果から偶然誤差は波形の方が大きかった。信頼性係数の結果とthe 95% limits of agreementの大きさ(広さ)およびthe repeatability coefficientsの結果は異なった。つまり、Bland and Altman (1986) が指摘しているように、高いICCは有意な偏りを隠すので、本研究の結果から、信頼性係数 (ICC) は信頼性の指標として適切ではないということが示唆された。本研究で用いた両テストと同様のthe

95% limits of agreementの大きさ（広さ）を検討した研究はみられない。よって、筋力発揮調整能に関する研究においては新しい解析であるため、これまで報告されている追従動作の結果と直接比較することはできない。試行間のthe 95% limits of agreementの大きさ（広さ）およびthe repeatability coefficientsは棒グラフの方が波形より小さく、信頼性は高かった。本研究で用いた追従運動の場合には、「力量感覚」や「指標マッチング」など大脳での情報処理（フィードバック）が深く関与し、その動作の成就に影響を及ぼす（Klapp, 1975; Benecke, et al., 1985）。本研究の結果から、ディスプレイに表示される要求値や筋力発揮値が大きい棒グラフの信頼性が波形の場合よりも高く、Turgeon et al. (1999) の結果と一致した。波形の場合、筋力値の増大と低下あるいは要求値との誤差を系統的・視覚的に確認しながら発揮できるが微細な調節が要求されるのに対して、棒グラフの場合、要求値が大きく、「力量感覚」や「指標マッチング」が行いやすい。結果として情報フィードバックや視覚的影響が測定値の変動に現れたものと推測される。つまり、筋力発揮調整能テストは表示される要求値の形式により、測定値に及ぼす影響が異なることが示唆される。この点については今後、実験条件の設定（例えば、同一周期および表示の大きさ）により詳細に検討する必要がある。我々は、棒グラフおよび波形の両テストが既に種々の訓練やトレーニングにより手や腕の筋力発揮調整能が優れる者（このことは検証されていないが）の筋力発揮調整能の小さな変化を捉えるほど十分な信頼性があるとは思わない。しかし、両テストは一般人や神経機能に劣る者の筋力発揮調整能の大きな差を検出することは可能と推測される。測定誤差の範囲は両テストとも比較的広く、上肢機能の優れた者の判別には利用できないが、一般人や上肢機能に劣る者の集団の比較には利用可能と考えられる。

2. 測定値の反応性

測定値の反応性を検討することは実験の効果を検証する前に重要である。もし、測定値の反応性が実験の効果を十分示すことができない場

合（例えば、能力が向上するのに成績が低下する場合）、検者はその実験の処置が本当に十分でなかったか、装置それ自体が実際の処置の効果を示すことができないのかどうかを結論づけることはできない。本研究の結果、棒グラフおよび波形の両テストとも2回目（2日目）に有意に低値を示した。この結果はCarey et al. (1988) の結果と同様であった。従って、両テストとも健常者の筋力発揮調整能の変化を十分捉えうるものと推測された。

3. 日間信頼性

本研究における日間の信頼性係数は両表示法ともに1試行目を除いて中程度であり（棒グラフ：0.51~0.65, 波形：0.70~0.74）、試行間の信頼性係数より低かった。Carey et al. (1988) は、22~36歳の成人を対象に握力最大値の30~40%の矩形波の要求値を用いて、10秒間のforce tracking testの再現性を検討し、20分間の休息を挟んで前後3試行の平均値を代表値とした場合の信頼性係数は0.72であったと報告している。本研究の結果、これらの値と同等かそれ以上の値が得られた。永田・北本(1974)は、周波数が小さく遅い追従運動では運動中期で調節成績が向上すると報告している。本研究で用いた要求値の発揮力量はCarey et al. (1988) の場合よりも低く、周期も遅かった。1試行目の信頼性係数が低かったため、2試行目と3試行目の平均値を代表値として用いた場合、両表示法とも0.71以上の値であり、2試行目あるいは3試行目の測定値を単独で用いる場合よりも信頼性が高まった。棒グラフおよび波形の両表示法とも2試行目と3試行目の平均値を代表値として用いた場合には、ある程度日間の測定にも適応可能であろう。

日間のthe 95% limits of agreementの大きさ（広さ）およびthe repeatability coefficientsはいずれも試行間のそれより大きかった。また、試行間の結果と同様にこれらの値は棒グラフの方が波形より小さく、信頼性は高かった。これらの結果と日間の平均値が有意に低下したことから、我々はこれらの影響は筋力発揮調整能に及ぼす条件を統制し、過度の練習試行を除外すること、あるいは統制群を利用することによ

てコントロール可能と考える。今後、より大きな標本や筋力発揮調整能に劣る標本を用いて更なる実験が必要である。以上のことから、棒グラフおよび波形の両テストとも日間の信頼性は試行間の信頼性より低いといえよう。筋力発揮調整能評価の場合には2試行目と3試行目の平均値を代表値として用いることが高い信頼性を保証しうるものと推測される。

本研究で用いた目標値に対する応答変化を的確に表示する追従型の筋力発揮調整能テストは、ヒトの筋力発揮調整能を捉える方法として妥当と考える。しかし、今後これらのテストを用いて、リハビリテーション分野あるいは高齢者の体力測定など、筋力発揮調整能に劣る場合に回復させるための基準、すなわち性や年齢に応じた評価基準値を確立することも必要であろう。

第5項 まとめ

本節では、指標追従による筋力発揮調整能測定値の試行間および日間信頼性、測定値の反応性を明らかにすることを目的とした。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。棒グラフおよび波形の両テストとも日間の信頼性は試行間の信頼性より低い。試行間および日間の筋力発揮調整能測定値の観点から、我々は力の応答が視覚的に補助されているこれらのテストは現時点において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推測した。また、筋力発揮調整能評価の場合には2試行目と3試行目の平均値を代表値として用いることが高い信頼性を保証しうるものと推測される。

第7章 中・高年者（高齢者）における筋力発揮調整能の特性—利き手による筋力発揮調整能：学生と65～78歳の男女高齢者の比較—

第1節 緒言

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うるかが重要である。特に、

高齢者の場合は、最大能力発揮は健康面でも危険性を伴い、最大下での能力発揮に基づく体力評価が有効と考えられる。

高齢化社会においては、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。高齢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)。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 (Bemben, et al., 1991 ; Fisher, et al., 1990 ; Kallman et al., 1990 ; Stanley and Taylor, 1993 ; Rikli and Edwards, 1991 ; Welford, 1988)。中・高年者の調整能と関係が深い最大努力に基づく敏捷性や平衡性テストの結果からも同様な報告がなされている (Dustman, et al., 1984 ; Rikli and Busch, 1986 ; Rikli and Edwards, 1991 ; Spirduso, 1980 ; Welford, 1988)。前章まで若年者を対象に汎用性の高い2種類の筋力発揮調整能テストを作成したが、中・高年者の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)。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。測定法の確立とともに、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。

本章では、性差および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を明らかにすることを目的とする。

第2節 方法

第1項 被験者

より汎用性の高いテストを作成するため、中・高年者の特性を若年者と比較検討するにあたり、中・高年者のうち、より高い年齢群を対象に測定を実施した。被験者は65～78歳の高齢者（高齢群）、男性30名（年齢 70.7 ± 2.35 歳、身長 161.0 ± 5.54 cm、体重 54.1 ± 8.21 kg）、女性30名（年齢 69.6 ± 3.14 歳、身長 149.6 ± 4.32 cm、体重 50.5 ± 7.23 kg）計60名であった。また、高齢者との比較のために18～23歳の男子学生30名（年齢 19.9 ± 0.78 歳、身長 171.7 ± 4.69 cm、体重 63.2 ± 4.83 kg）、女子学生30名（年齢 20.5 ± 1.55 歳、身長

Table 7-1 Physical characteristics of subjects (N = 30)

Variable	Men				Women			
	Younger		Elderly		Younger		Elderly	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Age (yr)	19.9	0.78	70.7	2.35	20.5	1.55	69.6	3.14
Height (cm)	171.7	4.69	161.0	5.54	161.1	4.09	149.6	4.32
Weight (kg)	63.2	4.83	54.1	8.21	53.8	4.40	50.5	7.23
Maximal grip strength (kg)	48.8	6.64	35.2	4.52	31.2	4.65	24.4	3.85

161.1±4.09cm, 体重53.8±4.40kg) を選択した。身長、体重は男女とも学生が高齢者より有意に大きかった。男女とも学生の最大握力値は高齢者より有意に大きかった。高齢者および学生のいずれも男子の身長および握力最大値は女性より有意に高い値を示した。高齢者の平均年齢に有意な性差は認められなかった。全ての者が手首の傷害や上肢の神経障害はなく、健康状態は良好であった。表7-1に被験者の体格特性値を示している。実験の実施内容やその手順を十分説明した後、全ての被験者から同意を得た。

第2項 実験計画

先行研究(出村・長澤, 1994a)に基づき、棒グラフの画面表示法を採用し(図4-4参照)、試行間信頼性、若年者と高齢者の測定値の差、および高齢者の性差を検討した。先行研究を参考に、被験者がその課題に慣れるために1回の練習試行を行った後、いずれも同一被験者に1分間の休憩を挟んで本実験を3回実施した。なお、若年者と高齢者の測定は別の日にそれぞれ実施した。

第3項 測定装置および測定手順

第4章、第3節、第1項および第2項に同じである。第6章までの研究にて、筋力発揮調整能の測定装置を用いて、フィードバックスケール形式、画面表示法、テスト時間、および評価時間等に加えて、テストの妥当性、信頼性および検者間信頼性について検討した。主観的なテストの容易さは棒グラフの方が波形よりも優れることが明らかにされた。高齢者を対象とした予備実験においても、同様の結果が得られた。棒グラフ表示法によるテスト時間、評価変量、および試行回数等については6章までに確立し

たテストで適用可能と判断された。よって、本章以降の研究課題の検討については、棒グラフ表示法のみを用いた。筋力発揮調整能テストは、本実験と同様の40秒間の練習1回後、各試行間に1分間の休憩を挟んで3回実施した。筋力発揮調整能テストの各試行における設定時間は40秒間とし、先行研究(Nagasawa, et al., 2000)に従い前半の15秒間を除外した残りの時間で評価した。なお、高齢者に実施する場合、1回の練習試行を行う際に、適切な力、タイミング、発揮値と要求値の位置と色彩に十分配慮するよう指示した。これら筋力発揮調整能を測定する装置は酒井医療(株)から市販されている握力解析システムの一部に利用されている。

第4項 統計解析

データはSPSS (version 11.0J for Windows)を用いて分析した。男性および女性若年者、男性および女性高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性を評価するために級内相関係数(Intraclass correlation coefficients: ICC)を利用した。なお、ICCは前章にて指摘したような問題はあるが、本章では従来よく利用されている指標と比較検討するために算出した。試行間の差と年代差および試行間の差と性差(高齢者)を検討するため、それぞれ3×2(試行回数×対象群)、3×2(試行回数×性)の一要因(試行回数)に対応のある二要因分散分析を利用した。また、若年者と高齢者における試行間の個人差を検討するため、対象間および試行間の分散の差の検定を行った。有意な交互作用および主効果が認められた場合には、TukeyのHSD法による多重比較検定を行った。結果は、特別の場合を除き、平均値で示した。有意水準5%が全ての解析に用いられた。

第3節 結果

第1項 高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性

表7-2は、各試行毎の筋力発揮調整能測定値の平均値、標準偏差、信頼性係数、および対応のある一要因分散分析の検定結果を示している。男性および女性高齢者の筋力発揮調整能測定値の信頼性係数はそれぞれ0.92、および0.85であった。

第2項 高齢者と若年者における筋力発揮調整能の比較

図7-1は、男性高齢者および男性若年者におけるテストの結果を示している。男性および女性高齢者、男性および女性若年者の1~3試行の平均値（標準偏差）は、表7-2に示す通りであった。二要因分散分析の結果、交互作用に有意性が認められた ($F_{2, 116}=6.38, p<0.05$)。多重比較検定の結果、いずれの試行においても有意な年代差が認められ (First: $F_{1, 174}=32.11$, Second: $F_{1, 174}=22.13$, Third: $F_{1, 174}=9.71, p<0.05$)、高齢者の筋力発揮調整能測定値は若年者に比べて高い値であった。一方、高齢者の試行間に有意差が認められ ($F_{2, 116}=16.09, p<0.05$)、第1試行、第2試行、および第3試行の順に高い値であったが、若年者の試行間に有意差は認められなかった ($F_{2, 116}=0.59, p>0.05$)。高齢者の筋力発揮調整能測定値の分散

はいずれの試行においても若年者より有意に高い値であった (First: $F_{29, 29}=6.36$, Second: $F_{29, 29}=7.62$, Third: $F_{29, 29}=3.01, p<0.05$)。また、各試行間の分散には若年者および高齢者とも有意差は認められなかった (若年者: $\chi^2(2)=7.74$, 高齢者: $\chi^2(2)=3.62, p<0.05$)。女性の結果も男性と同様であった。



Fig. 7-1. 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 ($p<0.05$). t: 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 7-2 Coordinate exertion of force for each group by trial

Group	Trial			F_a	F_b	r_{xt}
	1	2	3			
Elderly men						
M	868.9	791.5	720.5	12.89**	12.33**	0.92
SD	290.21	265.47	211.85			
Elderly women						
M	1021.4	935.6	871.9	6.75**	8.07**	0.85
SD	264.35	265.72	206.15			
Younger men						
M	578.2	550.1	560.6	3.24**	0.85	0.69
SD	115.06	96.14	122.13			
Younger women						
M	582.9	527.2	523.6	9.02**	4.93**	0.89
SD	172.18	118.37	174.31			

Note) The unit of the variable is %.

F_a : Factor A (subject) = mean square (MS_a)/error mean square (MS_r).

F_b : Factor B (trial) = mean square (MS_b)/ MS_r .

r_{xt} : Reliability coefficient. $r_{xt} = (MS_a - MS_r)/MS_a = 1 - MS_r/MS_a$. ** $p<0.01$

第3項 高齢者の筋力発揮調整能の性差

図7-2は、男性および女性高齢者におけるテストの結果を示している。二要因分散分析の結果、試行回数 ($F_{2, 116} = 19.45, p < 0.05$) および性 ($F_{1, 58} = 6.39, p < 0.05$) とともに有意な主効果が認められた。多重比較検定の結果、1試行目が2、3試行目より、2試行目が3試行目よりも有意に高い値であった。また、いずれの試行においても女性が男性より有意に高い値であった。

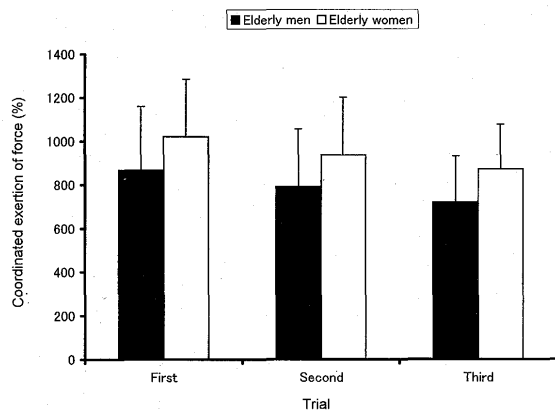


Fig. 7-2. Coordinated exertion of force of the elderly men (■) and women (□). [The mean for the elderly men was significantly smaller than that for the elderly women ($p < 0.05$). The mean for the first trial was significantly greater than those for the second and third trials, and the mean for the second was significantly greater than that for the third trial ($p < 0.05$).]

第4節 考察

第1項 高齢者の筋力発揮調整能測定の信頼性

Walamies and Turjanmaa (1993) は、コンピュータに接続した握力計を用いて静的筋持久力の再現性は0.73であったと報告している。本研究における高齢者の筋力発揮調整能テストの信頼性は比較的高いと考えられる。Speller, et al. (1997) は、手指の器用さを要求される課題の動作時間の級内相関係数は0.58~0.78であり、男性高齢者の信頼性係数は女性より高かったと報告している。本研究の結果も同様な結果であった。

第2項 高齢者と若年者における筋力発揮調整能の比較

筋力は加齢に伴って低下する (Bemben, et

al., 1991; Fisher, et al., 1990; Kallman, et al., 1990; Stanley and Taylor, 1993)。筋力低下は、加齢に伴う神経・筋回路や筋線維組成の変化 (主に筋線維数の減少) および筋萎縮が原因である (Cauley, et al., 1987)。Bembem, et al. (1996) は、反復握力による筋持久力の測定結果から、高齢者は若年者に比べて、末梢での筋活動の衰えが著しく、研究した5つの筋群 (右手握力 (指屈筋), 右親指外転筋, 右手前腕伸筋, 右足背屈筋, 右足底屈筋) の中でも加齢に伴う握力の低下は著しいと報告している。Dustman, et al. (1984) をはじめとする先行研究 (Rikli and Busch, 1986; Rikli and Edwards, 1991; Spirduso, 1980; Welford, 1988) において、筋の反応時間は加齢とともに低下することが明らかにされている。本研究においても、高齢者は若年者に比べて筋力発揮調整能が劣ることが明らかにされた。

Stelmach, et al. (1987) は、反応前に与えられる情報の違いが高齢者の反応開始時間や動作時間に及ぼす影響を検討した。高齢者は次に起こる動作の準備のために若年者と同様に事前の情報を利用するが、若年者と比べて腕、方向および空間の動作設計に関する情報処理に時間を要し、動作時間が長いと報告している。本研究で用いた変動要求値の周期は長く、発揮要求値の上限は握力最大値の25%であった。要求した筋の発揮形態は先行研究の場合と異なるが、本研究のような時間経過の長い周期を用いた最大下での筋力発揮調整能の発揮は主に「指標マッチング」、「力量発揮感覚」等情報のフィードバックにより調節される。高齢者の場合、変動要求値に対する周期的調整に関与する神経-筋回路の反応が劣っており、運動の範囲 (規模) の設計に時間を要し (Stelmach, et al., 1987)、それがパフォーマンスの差として表れると推測される。

調整能力は加齢とともに低下するが、その正確なメカニズムは明らかにされていない (Kauranen, et al., 1998; Levin and Benton; 1973; Rantanen, et al., 1998)。神経細胞数の減少や、運動神経の発射頻度、インパルス伝達速度、神経シナプス機構の機能、小脳によるフィードバック機能、脳の認知機能などの低下が調整

能力の低下には複雑に関与している(山下ら, 1987; Sanes et al., 1990)と推察される。本研究の結果から、高齢者の筋力発揮調整能が劣ることが明らかにされ、加齢に伴い筋力発揮調整能は低下するが、この低下が前述のいかなる生理学的要因に起因するのか明らかではない。

高齢者と若年者では試行毎の筋力発揮調整能測定値の変動パターンが異なった。すなわち、各試行における筋力発揮調整能測定値は、若年者では有意差は認められなかったが、高齢者では試行を重ねる毎に有意に低くなった。出村・長澤(1994b)は、19~27歳の若年者の筋力発揮調整能測定値は3試行程度で安定すると報告している。調整能力は加齢に伴い低下する(Levin and Benton; 1973)が、そのトレーニング効果や改善(Moritani and de Vries, 1980)については明らかにされていない。本研究の結果から、高齢者の場合には若年者の場合と異なり、試行を重ねる毎にテストに慣れ、練習効果があったと推測される。調整能力は、初期の段階に単純な動作パターンを用いてゆっくり、かつ正確な練習を行い、それを反復繰り返すことにより、漸増的に改善される(Kottke, et al., 1978)。また、高齢者は若年者に比べて動作が複雑になる程、課題の変化に対する感受性(課題の認知, 判断)に優れる(Light and Spirduso, 1990)。本研究の結果から、最大下(握力最大値に対する5~25%程度)での比較的ゆっくりとした、かつ正確な追従動作が要求される筋力発揮の場合、筋調整能力に劣る高齢者であっても試行を重ねる毎に神経-筋系の調節機能に何らかの好影響を与える、つまり練習効果による改善の可能性が考えられる。

高齢者の場合、若年者と比べて、筋力発揮調整能の分散はいずれの試行においても大きかった。分散は、若年者と同様に統計的に有意差が認められなかったが、試行を重ねる毎に小さくなる傾向が認められた。高齢者の場合、体力要因の個人差が大きいことは知られており(Paffenbarger, et al., 1995)、筋力発揮調整能の個人差も若年者と比べて大きいと考えられる。Yan, et al. (1998)は、65~80歳の高齢者は若年者よりも反応時間やタイミングの変動が大きく、また動作時間も長く、安定していないと報

告している。高齢者の場合、体力の個人差が大きく、これらのことが筋力発揮調整能発揮値に影響を及ぼし、測定値の個人差として反映すると考えられる。試行の当初は、テスト課題に対し適応が比較的早い者と非常に遅い者が存在するが、試行を重ねるに従い、理解力の劣る者も課題に慣れ、課題をより合理的に成就しようようになり、個人差も小さくなることが推測される。

第3項 高齢者の筋力発揮調整能の性差

高齢者では男子と同様に、女子の場合も試行を重ねる毎に筋力発揮調整能測定値の平均値は有意に低下した。また、男性の筋力発揮調整能は女性より優れることが明らかにされた(図7-2)。Anianson, et al. (1980)、Sperling (1980)、Ruff and Parker (1993)やSpeller, et al. (1997)は、神経機能に関する手指の器用さについて検討し、男性が女性より優れると報告している。また、Houx and Jolles (1993)は、20~80歳代を対象とし、選択反応課題に対する動作スピードの性差を検討し、いずれの年齢段階においても、男性は女性より動作スピードに優れると報告している。一方、York and Biederman (1990)のタッピング課題を用いた敏捷性に関する研究において、30歳代以上のすべての年齢段階において誤差率は男女間でほぼ等しいと報告している。一般に、「力量感覚」や「指標マッチング」など大脳での情報処理(フィードバック)が関与する場合、反応時間の延長する割合はタッピングのような敏捷性よりも一層大きくなることが明らかにされている(Benecke, et al., 1985; Klapp, 1975)。本研究で用いた追従運動の場合には、前述の敏捷性による神経機能評価とは異なり、その動作の成就に「力量感覚」や「指標マッチング」等情報のフィードバックの影響が深く関与する。本研究の結果から、手指の器用さや動作スピードと同様、筋力発揮調整能も男性が女性より優れると推察される。また、Speller, et al. (1997)は、手指の器用さが要求される課題の運動パフォーマンスはその動作経験(器用さ)を有している男性の方が優れると報告している。左右差の違いも十分検討されていない。以上より、手指の

器用さや動作スピード等は日常生活における動作経験が深く関与し、その動作経験の違いが筋力発揮調整能の性差に影響を及ぼすことが推測される。また、継続的な運動が、特に判断を含んだ高次の情報処理に関与する中枢神経機能の低下、筋量の低下、あるいはパフォーマンスの低下を防ぎ、筋力発揮調整能へプラスの作用を及ぼす (Skelton, et al., 1994) ことも考えられる。今後、筋力発揮調整能の左右差の問題や筋力発揮調整能と運動習慣や生活諸状況との関係を検討する必要がある。

本研究で用いた筋力発揮調整能テストは、信頼性が比較的高く、危険性もなく、高齢者のための神経-筋機能のテストとして有効と考えられる。

第5節 まとめ

本章では、健康な高齢者60名（男性30名，女性30名）を対象に、性差および若年者60名（男性30名，女性30名）との比較の観点から筋力発揮調整能の特性を明らかにすることを目的とした。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。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。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。

第8章 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

第1節 緒言

壮年期から高齢期にかけて体力は著しく低下し、個人差も拡大する (Fisher, et al., 1990 ; Kallman, et al., 1990 ; Bemben, et al., 1991 ; Rikli and Edwards, 1991 ; Stanley and Taylor, 1993)。特に高齢期には、調整力や神経機能の低下が著しく (木村ほか, 1989 ; 宮口ほか, 1990)、転倒や自動車事故等の傷害の発生率も高くなるが、南ほか (1998) は、加齢に伴う高齢者の体力要因の低下を検討し、低下特性が男女間で異なると報告している。調整力と関係が深い敏捷性や平衡性テストの結果でも同様なこ

とが明らかにされている (Dustman, et al., 1984 ; Rikli and Busch, 1986 ; Welford, 1988 ; Rikli and Edwards, 1991)。

高齢者の自立のために重要な要素の一つである筋力発揮調整能の研究はいくつか報告されているが (Aniansson, et al., 1980 ; Judge, et al., 1993)、筋力発揮調整能の加齢変化についてはこれまでほとんど明らかにされていない。最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能の性差や加齢変化、あるいは他の体力要素との関係は、エネルギー系の体力あるいは最大能力発揮に基づく神経機能 (敏捷性や平衡性) とは異なり、また同じ上肢機能のテストであっても握力とは異なることが考えられる。

本章では、健常な中・高年者を対象とし、最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能と体力との関係、およびその性差を検討することを目的とする。

第2節 方法

第1項 被験者

被験者は健康な中・高年者 (54~78歳) の男性41名 (身長 161.0 ± 5.17 cm, 体重 55.7 ± 8.89 kg, 年齢 69.6 ± 4.94 歳)、女性41名 (身長 150.8 ± 4.78 cm, 体重 51.0 ± 8.36 kg, 年齢 67.8 ± 4.14 歳) 計82名であった。平均年齢に有意な性差は認められなかった。身長および体重は男性が女性より有意に大きかった。被験者の体格特性は従来の報告と概ね一致していた (南ほか, 1998 ; 中ほか, 1997)。被験者は全員心身ともに健康と自覚している者であり、手首あるいは足首の傷害や上肢あるいは下肢の神経障害を有する者はいなかった。また、過去1年間のうち、呼吸・循環系、泌尿・消化器系等の内科的な疾患で入院した者はいなかった。実験の内容およびその手順を十分説明した後、全ての被験者から実験参加の同意を得た。

第2項 実験計画

実験計画はクロスオーバーデザインであった。即ち、各被験者は全てのテスト条件 (筋力発揮調整能テスト, および体力テスト) を測定間に十分な間隔をおいて行った。各テスト条件は測定順序の影響を考慮して被験者に対して特定の

順序でランダムに割り当てた。なお、筋力発揮調整能テストにおいては、先行研究（出村・長澤，1994a）に基づき、棒グラフの画面表示法を採用し（図4-4参照）、被験者がその課題に慣れるために1回の練習試行を行った後、いずれも同一被験者に1分間の休憩を挟んで本実験を3回実施した。被験者は、全てのテストを同一の日にそれぞれ実施した。休憩は、被験者の疲労やテスト間の影響を排除するため、十分に取った。

第3項 測定装置および測定手順

1. 筋力発揮調整能テスト

第7章、第2節、第3項に同じである。先行研究（出村・長澤，1994b）より、筋力発揮調整能評価変量として筋力発揮調整能テストにおける3試行目の値を代表値として採用した。

2. 体力テスト

中・高齢者を対象としたため、安全性の高い体力テストを選択するよう配慮した。本研究では行動体力を構成する筋機能、関節機能、神経機能、および肺機能の各領域を代表し、妥当性、信頼性、および客観性の高い11項目を選択した（李ほか，1993；花井ほか，1996；中ほか，1997）。すなわち、筋機能より握力、肩腕力（押・引）および垂直跳びの4項目、神経機能よりフィンガータッピング（タッピング）、ステッピング、開眼片足立ちおよび全身反応時間の4項目、関節機能より立位体前屈および体捻転の2項目を選択した。肺機能に関しては、肺活量がFVC（Forced Vital Capacity：強制呼出曲線）やFEV1.0（Forced Expiratory Volume in 1 sec.：1秒量）と高い相関があり、同じ低下傾向がある（東京都立大学体育学研究室，1989）。よって、肺活量を中・高齢者を対象とした場合でも比較的測定が容易な、呼吸機能を代表するテストとして選択した（宮口ほか，1990；中ほか，1997）。肺活量の測定は、ミナト医科学社製（オートスパイロAS-500）を用いた。また、タッピングおよびステッピングの測定は、LED社製（TAPPING COUNTER MODEL AM3）を用いて利き手（人差し指）と利き足（かかとをつけたつま先上げ）による

10秒間の反復回数を記録した。全身反応時間の測定は、竹井社製（WHOLE BODY REACTION TYPE II）を用い、光刺激による跳躍（両脚屈曲の姿勢より両足跳躍動作）反応時間を5試行測定し、最大値と最小値を除く3試行の平均値を代表値とした。体捻転は角度法により測定し、左右の測定値の平均を代表値とした。開眼片足立ちは利き足（左右いずれか実施しやすい足）を用い、測定時間を最大120秒間とした。いずれの体力テスト項目も、最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能テストとは異なる最大能力発揮に基づくものであった。

第4項 統計解析

体力および筋力発揮調整能評価変量の性差を検討するため、対応のない検定を利用した。男女を込みにして、11体力変量からなる相関行列に主成分分析法を適用し、完全推定法より第1主成分得点を算出した（南ほか，1998）。体力、第1主成分得点と筋力発揮調整能評価変量および年齢との関係を検討するためにピアソンの積率相関係数を算出した。筋力発揮調整能と体力および第1主成分得点との関係を明らかにするために男女別に年齢を一定とした偏相関係数を算出した（出村，1996）。また、男女別に各体力領域毎に筋力発揮調整能を従属変数、各体力テスト変量を独立変数として重回帰分析を実施した。有意水準は5%とした。

第3節 結果

第1項 被験者の体力特性

表8-1は、11体力変量および筋力発揮調整能評価変量における男女別の平均値、標準偏差および男女間の平均値の差の検定結果を示している。筋機能および肺機能は男性が有意に優れていた。関節機能の中でも立位体前屈は女性の方が優れていた。神経機能では全身反応時間およびタッピングに有意な性差は認められず、開眼片足立ちおよびステッピングは男性の方が有意に優れていた。筋力発揮調整能は男性が女性よりも有意に優れていた。

Table 8-1 Means and standard deviations for 11 physical fitness-test variables and coordinated exertion of force

	(unit)	Element	Men (n=41)		Women (n=41)		t-value
			Mean	SD	Mean	SD	
1. Grip strength	(kg)	strength	36.4	5.28	24.8	4.69	10.51 **
2. Shoulder arm strength [pull]	(kg)	strength	21.7	6.70	13.8	3.64	6.64 **
3. Shoulder arm strength [push]	(kg)	strength	22.5	6.46	14.6	4.87	6.28 **
4. Vertical jump	(cm)	strength	31.9	7.45	23.5	6.46	5.46 **
5. Foot balance with eyes open	(sec)	balance	87.4	38.59	59.5	43.65	3.07 **
6. Whole body reaction time	(msec)	agility	451.1	144.93	509.2	170.96	1.66
7. Tapping with finger	(times)	agility	56.4	7.29	54.6	6.13	1.20
8. Stepping with foot	(times)	agility	45.3	9.46	39.2	8.76	3.03 **
9. Trunk flexion	(cm)	flexibility	1.4	8.07	9.6	6.96	4.96 **
10. Trunk rotation	(degree)	flexibility	104.7	17.28	100.3	19.41	1.08
11. Vital capacity	(ml)	lung function	3323.4	698.72	2390.5	450.65	7.18 **
12. Coordinated exertion of force	(%·sec)	coordination	726.8	204.29	853.8	222.77	2.69 **

Note) t-value : sex difference, **p<0.01, *p<0.05

Table 8-2 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	-0.060	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	-0.263	-0.212
3 Shoulder arm strength [push]	0.308	0.465 **		0.307	-0.052	-0.312 *	0.259	0.363 *	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	0.165	0.092	0.303	0.280	-0.276	-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	0.188	-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	0.176	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	0.056	-0.215
11 Vital capacity	0.454 **	0.315 *	0.266	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	0.026	0.020	-0.007	-0.145		0.356 *	
13 age	-0.495 **	-0.406 **	-0.104	-0.317 *	-0.169	0.294	-0.289	0.022	0.046	-0.319 *	-0.136	0.020		
pr	-0.337 *	-0.081	-0.134	-0.067	0.089	0.098	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

第2項 筋力発揮調整能評価変量と年齢および体力各変量との関係

表8-2は、11体力変量、筋力発揮調整能評価変量および年齢相互の相関係数と年齢を一定とした筋力発揮調整能評価変量と各体力変量との偏相関係数を男女別に示している。各体力変量と年齢間には、男性では握力、肩腕力(引)、垂直跳びおよび体捻転に、女性では垂直跳びおよび肺活量に有意な相関が認められた。筋力発揮調整能評価変量と年齢間には、男性では有意な相関は認められなかったが($r=0.020$, $p>0.05$)、女性では低いながらも有意な相関が認められた($r=0.356$, $p<0.05$)。筋力発揮調整能評価変量と体力変量間には女性の握力にのみ有意な相関が認められた($r=-0.411$, $p<0.05$)。また、年齢の影響を消去した場合、筋力発揮調整能は男女とも握力にのみ低いながらも有意な負の相関(男性: $r=-0.337$, 女性: $r=-0.381$, $p<0.05$)が認められた。

表8-3は、各体力領域毎に筋力発揮調整能評価変量を従属変数、体力各変量を独立変数と

Table 8-3 Results of multiple regression analysis for each physical fitness domain to coordinated exertion of force and loading for principal components

Test item	Men (n=41) SPRC	Women (n=41) SPRC	Principal components
Muscular function			
1. Grip strength	-0.315	-0.315	0.393 **
2. Shoulder arm strength [pull]	0.066	-0.132	0.369 **
3. Shoulder arm strength [push]	-0.074	0.113	0.364 **
4. Vertical jump	0.032	-0.187	0.368 **
Multiple correlation coefficient	0.312 (9.7%)	0.459 (21.1%)	
Nervous function			
5. Foot balance with eyes open	0.085	0.018	0.225 *
6. Whole body reaction time	0.129	0.156	-0.216 *
7. Tapping with finger	0.065	-0.081	0.250 *
8. Stepping with foot	0.014	0.038	0.297 **
Multiple correlation coefficient	0.155 (2.4%)	0.177 (3.1%)	
Articulate function			
9. Trunk flexion	0.024	0.051	-0.142
10. Trunk rotation	-0.013	-0.194	0.181
Multiple correlation coefficient	0.024 (0.1%)	0.187 (3.5%)	
Lung function			
11. Vital capacity	-0.145	-0.133	0.375 **
Multiple correlation coefficient	0.145 (2.1%)	0.133 (1.8%)	4.194 ^a (38.1%)

SPRC : standardized partial regression coefficient, **p<0.01, *p<0.05 () : degree of contribution, a : Eigen value of 1st principal component.

した重回帰分析の結果および第1主成分の負荷量を示している。男女ともいずれの体力領域においても有意な重相関係数は得られなかった。

第3項 基礎体力得点の算出および筋力発揮調整能評価変量と基礎体力の関係およびその性差

11体力変量からなる相関行列に主成分分析法を適用した結果、第1主成分は全分散量の約38%を示し、ほとんどの変量と有意な相関(負荷量)が認められた(表8-3)。よって、中・高年者の日常の基本的な活動や運動の成就に共通に関与する基礎的能力と考え(南ほか, 1998)、第1主成分を基礎体力と解釈し、完全推定法より基礎体力得点(Fundamental Physical Fitness Score: FPFs)を算出した(南ほか, 1998)。FPFsの性差を検討した結果、男性が女性より有意に高い値であった($t=9.442$, $p<0.01$)。FPFsと年齢とは、男女とも中程度の有意な負の相関(男性: $r=-0.433$, 女性: $r=-0.308$, $p<0.05$)が認められた。筋力発揮調整能評価変量とFPFsの間には女性にのみ有意な相関が認められたが(女性: $r=-0.335$, $p<0.05$)、年齢を考慮した偏相関係数は男女とも有意ではなかった(男性: $r=-0.139$, 女性: $r=-0.253$, $p>0.05$)。

第4節 考察

上肢機能の評価には、これまで握力に代表されるように、主として最大能力発揮に基づくテストが多く用いられている。ピンチ力、ペグボード等手指の筋力や器用さを検討する方法も同様に最大努力や最大速度に基づくテストであり、筋力発揮調整能の構成要素であるグレーディング、スペーシング、タイミング等を最大下努力で合理的・客観的に評価するテストはみられない。つまり、筋力やスピードを最大努力で発揮する最大能力発揮に基づくテストとこれらを最大下努力で発揮する最大下の筋力発揮に基づくテストの関係、およびその性差は明らかにされていない。本章では、中・高年者の筋力発揮調整能と体力の関係およびその性差を検討した。

体力各変量の性差を検討した結果、筋機能、肺機能、神経機能の中でも開眼片足立ちおよびステップは男性が、関節機能のうち立位体前屈は女性が優れていた。南ほか(1998)は、60~89歳の高齢者を対象に体力の性差を検討し、筋機能、心肺機能、神経機能の中でもステップ

ングにおいて男性が、立位体前屈において女性が優れると報告している。木村ほか(1989)は、神経機能に関して全身および手指の敏捷性には性差が認められず、下肢の敏捷性には性差が存在すると報告している。以上より、高齢期にはエネルギー系の体力あるいは最大能力発揮に基づく神経機能の中でも下肢に関する敏捷性や平衡性には性差が存在すると考えられる。

本研究においては最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能に有意な性差が認められ、タッピングの結果とは異なった。Anianson et al. (1980)やSpeller, et al. (1997)は、神経機能に関する手指の器用さについて検討し、男性が女性より優れると報告している。また、Houx and Jolles (1993)は、20~80歳代を対象とし、選択反応課題に対する動作スピードの性差を検討し、いずれの年齢段階においても男性は女性より動作スピードに優れると報告している。Nagasawa et al. (2000)は、65~78歳の高齢者の筋力発揮調整能に有意な性差が認められたと報告している。一般に、「力量感覚」や「指標マッチング」など大脳での情報処理(フィードバック)が関与する場合、反応時間が延長する割合はタッピングのような敏捷性よりも一層大きくなることが明らかにされている(Klapp, 1975; Benecke, et al., 1985)。本研究で用いた追従運動の場合には、敏捷性による神経機能の評価とは異なり、その動作の成就に「力量感覚」や「指標マッチング」等情報フィードバックの影響が深く関与する。本研究の結果から、手指の器用さや動作スピードと同様、筋力発揮調整能も男性が女性より優れると推察される。つまり、同じ上肢の神経機能を捉えるものであっても大脳への情報フィードバックの関与が小さいと考えられる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大きく関与すると考えられ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すると推測される。また、Speller, et al. (1997)は、手指の器用さを要求する課題の運動パフォーマンスはその動作経験(器用さ)を有している男性の方が優れていると報告している。本研究で対象とした男性の7割が運動習慣を有し、女性に比べて仕事を行っている者の割合が多かった。

以上より、手指の器用さや動作スピード等は日常生活における動作経験が深く関与し、その動作経験の違いが筋力発揮調整能の性差に影響を及ぼしていることが推測される。今後、被験者を増やすと共に、過去の運動経験の有無や運動内容、等について詳細に検討する必要がある。

年齢との関係を見ると、男性では筋機能および柔軟性（体捻転）と、女性では筋機能（垂直跳び）および肺機能とに有意な相関が得られ、各体力変量と年齢との関係は男女間で異なった。南ほか（1998）は、体力と年齢との関係は男女で異なると報告している。本研究の結果も同様な結果であった。筋力発揮調整能評価変量は女性にのみ年齢と低い関係が認められた（ $r = 0.356, p < 0.05$ ）。筋力発揮調整能評価変量と年齢との関係は各体力変量の結果と同様であり、南ほかの報告結果を支持するものであった。千葉ほか（1987）は66～91歳の健康な高齢者を対象に動的指標追跡能力と年齢との相関は0.29であったと報告している。千葉ほかの結果は男女を統合した場合の結果であり、同様に比較することはできないが、本研究の結果から筋力発揮調整能評価変量と年齢との関係は最大能力発揮に基づく体力テストと年齢との関係と同様に男女で異なると推測される。

筋力発揮調整能評価変量は男女とも神経機能を代表する4体力変量とは有意な関係が認められなかった。千葉ほか（1987）は、動的指標追跡能力と閉眼片足保持時間との関係を検討し、両者の相関は0.28の有意な値と報告しており、本研究結果とは異なった。千葉ほかの報告は男女を統合した場合の結果であり、このことが結果の相違に影響を及ぼしたものと考えられる。本研究の結果から、本研究で選択した最大努力および最大速度で行う神経機能テスト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と推測される。

筋力発揮調整能評価変量と年齢との関係が男女で異なるために、年齢を一定とした筋力発揮調整能評価変量と各体力変量の偏相関係数を算出した。筋力発揮調整能評価変量は年齢を一定とした場合、男女とも筋機能の中でも握力と有意な相関関係が認められ、神経機能を代表する4体力変量とは関係が認められなかった。八田

ほか（1993）は、手指筋力を代表する握力とピンチ力、両者と巧緻性を代表するペグボードとに有意な関係が認められ、前者の関係が高かったと報告している。本研究の結果もこの点は同様な結果であった。従って、同じ上肢機能であっても最大能力発揮に基づく握力（筋力）およびタッピング（神経機能）と最大下での筋力発揮に基づく筋力発揮調整能（神経-筋系の調整能力）の関係は男女とも低く、これらは異なる能力を測定しているものと推測される。

筋力発揮調整能評価変量と各体力領域毎の関係では、男女ともいずれの体力領域においても有意な重相関係数は認められなかった（表8-3）。情報フィードバックが要求される手足の運動や目と手の協調等、いわゆる局所の動作の成就には、神経-筋系の筋力発揮調整能が深く関与する（Henatsch and Langer, 1985）。本研究で選択したいずれの体力テストも、最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能テストとは異なる最大能力発揮に基づくものであった。つまり、最大能力発揮に基づく体力テストと最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能テストとは異なるが、男女においてその関連の程度に差異はないものと推測される。よって、筋力発揮調整能は男女とも本研究で選択した最大能力発揮に基づく各体力変量で捉えられる体力要因とは異なる体力要因を捉えているものと考えられる。

筋力発揮調整能評価変量と各体力領域の関係とともに総合的な体力との関係の検討も重要と考えられる。若年者に認められる運動能力の分化は加齢に伴い変化し、各運動能力の融合と考えられる一般運動能力の各運動能力に対する貢献が相対的に増加する（金・田中, 1994）。本研究では、柔軟性の2体力変量を除く全ての体力変量と有意な相関を示す第1主成分を基礎体力と解釈した。南ほか（1998）も同様な手順により「基礎行動体力」なる総合的な体力水準の指標を算出している。本研究の基礎体力得点（FPFS）は11変量に共通する最大の分散を示し、高齢者の体力を総合的に評価する上で有効な指標と判断した（金・田中, 1994）。本研究ではFPFSに性差が認められ、年齢との相関も有意であった。南ほか（1998）はFPFSについ

て高齢男性が女性より優れ、年齢と有意な相関が認められたと報告している。本研究の結果も同様な結果であった。基礎体力の指標としたFPFSは、行動体力を代表する11変量とその係数による一次式から算出されるため、女性に比べて男性の方が優れる筋機能や肺機能（肺活量）などが大きく影響する。FPFSは活動性豊かな自立した日常生活を送るための健康度や老化度の有効な指標（南ほか，1998）と考えられる。年齢を調整した場合、男女とも筋力発揮調整能評価変量とFPFSの関係は低かった。つまり、各体力領域の結果と同様、筋力発揮調整能は基礎体力と異なる能力を捉えるものと推測される。

以上、本研究で選択した最大努力（速度）で行う神経機能テストおよび最大能力発揮に基づく握力（筋力）テスト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、各体力要因や基礎体力と筋力発揮調整能との関係は男女とも低かったことから、筋力発揮調整能は本研究で選択した各体力変量で捉えられる体力要因とは異なる能力を捉えるものと推測される。

第5節 まとめ

本章の目的は、54～78歳の健康な中・高年者82名（男性41名，女性41名）を対象に、最大下の筋力発揮を手掛かりに中・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を検討することであった。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。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。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。よって、中・高年者の場合、男女の別なく、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。

第9章 中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果

第1節 緒言

中・高年者、すなわち、壮年期から高齢期にかけて体力は著しく低下し、個人差も拡大する（Fisher, et al., 1990；Kallman, et al., 1990；Bemben, et al., 1991；Rikli and Edwards, 1991；Stanley and Taylor, 1993）。特に高齢期には、調整力や神経機能の低下が著しい（木村ほか，1989；宮口ほか，1990）。中・高年者の健康問題に関しては、日常生活に密接に関連したこれらの運動機能や体力低下が重要な課題として認識されているが（八田ほか，1993）、このような運動機能の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。

前章まで、指標追従課題は運動制御を定量化するための有効な方法であるとの考えに基づき、中・高年者の筋力発揮調整能の特性を、測定値の変動や既存の体力との関係から明らかにした。高齢者の自立のために重要な要素の一つである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）。しかし、課題の反復や運動制御を向上させるよう計画された運動学習による筋力発揮調整能の効果については定量的に明らかにされていない。制限回数内での反復試行による練習で被験者の最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能が向上すると予想し、筋力発揮調整能テスト結果が統計的に有意に向上すると仮説を立てた。

本章では、上肢に障害のない健常な中・高年者を対象に、握力最大値に対する相対的要求値を用いて、最大下の筋力発揮に基づく筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討することを目的とする。

第2節 方法

第1項 被験者

被験者は、健康増進事業に参加している健康な中・高年者（38～65歳）の男性6名、女性4名の計10名（身長 164.6 ± 9.2 cm，体重 63.2 ± 13.4 kg，年齢 50.1 ± 8.3 歳）であった。被験者は、週1～2日、1日20分程度のストレッチ、20分間歩行、低負荷強度での筋力マシーントレーニ

ングを過去3年以上継続しており、3週間の筋力発揮調整能訓練期間中も同様の運動を遂行した。被験者の体格特性は従来の報告と概ね一致していた(南ほか, 1998; 中ほか, 1997)。被験者は全員心身ともに健康と自覚している者であり、手首あるいは足首の傷害や上肢あるいは下肢の神経障害を有する者はいなかった。また、過去1年間のうち、呼吸・循環系、泌尿・消化器系等の内科的な疾患で入院した者はいなかった。実験の内容およびその手順を十分説明した後、全ての被験者から実験参加の同意を得た。

第2項 実験計画

棒グラフの表示方法による筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討した。すなわち、週に1度、先行研究を参考に、被験者がその課題に慣れるために1回の練習試行を行った後に、いずれも同一被験者に1分間の休憩を挟んで本実験試行を3回実施した。これを繰り返し、筋力発揮調整能の測定は週に1度、計4週行った。

第3項 測定装置および測定手順

第7章、第2節、第3項に同じである。先行研究(出村・長澤, 1994b)より、筋力発揮調整能評価変数として筋力発揮調整能テストにおける2試行目と3試行目の平均値を代表値として採用した。

第4項 統計解析

筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討するため、Friedman検定を用いた。また、最初の測定時における中央値を基準に優群と劣群の2群に分類し、両群間の練習前後の変化率をMann-WhitneyのUテストを用いて検討した。さらに、反復試行による練習時の測定値間の対応関係をSpearmanの順位相関係数により検討した。有意水準は5%とした。

第3節 結果

Friedman検定の結果、4回の測定値間に有意差は認められなかった($\chi^2=5.16$, $df=3$, $p>0.05$) (図9-1)。最初の測定時に分類した優群と劣群間における筋力発揮調整能の反復試行による練習前後の変化率をMann-Whitney

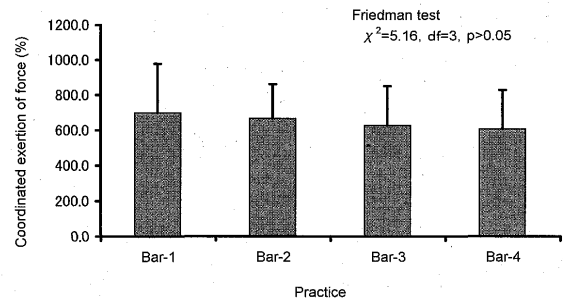


Fig. 9-1. Practice effect by bar chart display (two or three times per week, three weeks) (Note) Bar-1: Pre-training. Bar-4: after three weeks.

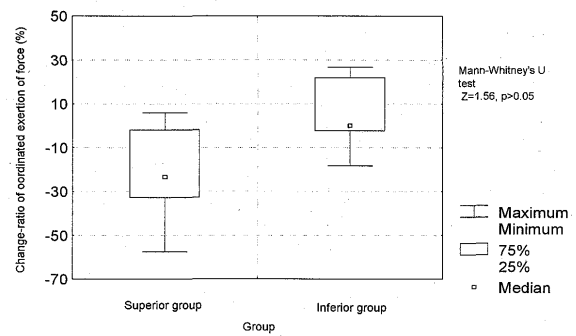


Fig. 9-2. Change-ratio of coordinated exertion of force by repeated trial

Table 9-1 Relationship between measurement value (Spearman's rank order correlation coefficient)

	Bar-1	Bar-2	Bar-3	Bar-4
Bar-1	1.00			
Bar-2	0.73 *	1.00		
Bar-3	0.78 *	0.89 **	1.00	
Bar-4	0.58	0.83 **	0.79 **	1.00

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

のUテストにより検討した結果、両群間の筋力発揮調整能の変化率に有意差は認められなかった($z=1.56$, $p>0.05$) (図9-2)。反復試行による練習時の測定値間の対応関係をSpearmanの順位相関係数により検討した結果、1回目と4回目の相関係数($r_s=0.58$)を除いて有意な相関係数が認められた($r_s=0.73\sim0.89$, $p<0.05$) (表9-1)。

第4節 考察

本章では、筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討した。我々は、筋力発揮調整能テストによる4回の測定値(代表値)間の差には、筋力発揮調整能の反復試行による練習の特異的な影響が現れると仮定した。

仮説に反して、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って有意な向上はみられなかった。本研究の結果は先行研究の見解と一致している（江藤ら，1983）。筋力発揮調整能テストは、4週間にわたる反復試行による練習により有意に向上すると仮定したが、本研究で設定した練習期間や頻度では測定値の有意な変化はみられないことを確認した。従って、各測定値に及ぼす反復試行による練習の影響は測定時に発揮される筋力発揮調整能に大きな影響を及ぼさないと推測される。

先行研究によれば、調整能には大きな個人差が認められると報告されている（江藤ほか，1993；中村ほか，1995）。本研究では、反復試行による練習の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効果に一定の傾向は認められなかった（図9-3）。つまり、正確性を要する運動制御に優れる者は課題の遂行に対して反応が優れ、変動が少なく安定し、一方劣る者は変動が大きく安定せず、逆に課題に一度慣れると大きく改善すると考えられる。本研究の被験者は、いずれも過去に筋力発揮調整能テストを実施した者は含まれていなかった。過去に類似の指標でのテストを実施したり、他の者がテストを実施している場合に見学している者と全く初めてテストを実施する場合の測定値には差がみられるとの報告がある（中村ほか，1995）。運動機能の練習（学習）効果や指標の記憶の影響が示唆され、測定による練習効果の判定には被験者の選定が重要な要因の一つと考えられる。また、1回目と4回目の相関は有意ではなかった。すなわち、測定値の対応関係からみると、3週間の反復試

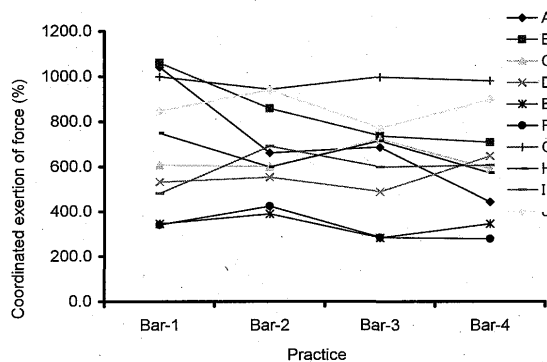


Fig. 9-3. Inter individual variation by bar chart display (one time per week, three weeks)
 Note) Bar-1 : Pre-training.
 Bar-4 : after three weeks.

行による練習の効果には個人差が認められる可能性が示唆される。しかし、普段定期的に運動を行っていることによる影響か否かは本結果から定かではないため、今後、普段運動を行っていない対照群を設定し、検討する必要がある。また、本研究の対象者は少なく、一般人や対象を増やし、異なる頻度での反復試行による練習の効果を今後さらに検討する必要がある。

第5節 まとめ

本章の目的は、上肢に障害のない健常な中・高年者10名（50.1±8.3歳）を対象に、握力最大値に対する相対的要求値を用いて、指標追従による筋力発揮調整能の反復試行による練習効果を検討することであった。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。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。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た。つまり、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る。

第10章 総括

第1節 研究結果の要約および結論

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。このような随意筋運動は脳、脊髄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は、神経および筋との協応関係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を評価することも重要

かつ必要と考えられる。

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、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等がみられる。一方、高齢化社会においては、転倒や自動車事故等、調整力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・高年者の健康問題に関しては、日常生活に密着したこれらの運動機能や体力低下が重要な課題と認識されているが、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。よって、中・高年者の筋力発揮調整能を評価することが重要と考えられる。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。高齢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。そこで、本研究では、まず、筋力発揮調整能測定のための器具を開発し、その特性を明らかにすることを目的とした。最大下での筋力発揮調整能を評価するテストが確立されれば、競技者および一般人の体力測定だけでなく、リハビリテーション分野あるいは特に最大値測定では危険を伴う中高年者の体力測定テストとして十分活用できるであろう。

以上のことから、本研究では、まず、中・高年者をはじめとして人の筋力発揮調整能を捉える汎用性の高い合理的・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し、ヒトの筋力発揮調整能を捉えるテストを作成すること、そして、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および体力との関係、練習効果を明らかにすることを主たる目的とした。本研究では、はじめに第2章で広範な文献研究を通して検討すべき問題を明確にし、第3章で5つの研究課題を設定した。第4章では測定対象、本研究で開発した筋力発揮調整能テストの手順および実施方法等を決定し、適切な統計解析法の選定を行った。

本研究の目的を検討するにあたり、前述したように5つの研究課題を設定した。課題1は、筋力発揮調整能測定器具の開発に関する研究、

課題2は、筋力発揮調整能テスト作成に関する研究、課題3は、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、課題4は、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、課題5は、中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する研究である。すなわち、研究課題1および2において、中・高年者にも適用可能な汎用性の高い筋力発揮調整能測定器具を開発し、若年者を対象に、その測定方法を確立し、研究課題3によって、若年者との比較から、中・高年者（高齢者）の筋力発揮調整能の特徴を明らかにした。研究課題4および5では、研究課題3で得られた測定方法により、中・高年者の筋力発揮調整能と既存の体力との関係、および反復試行による練習効果を定量的に検討した。

本研究における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、および38～78歳の152名の健常な中・高年者を対象として種々の測定を実施した。図4-1の研究手順に従い、本研究における5つの研究課題の検討を行った。

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、あるいは統計解析法、等の限界の下で、各章で得られた知見を以下に要約する。

第2節 筋力発揮調整能測定器具の開発に関する研究結果

1. 時間経過に伴う要求値と握力発揮値との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. ヒトの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：0.964、差の総和：0.916）、30秒テストが有効と判断された。
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。

第3節 筋力発揮調整能テスト作成に関する研究結果

- 異なる検者における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。
- 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。
- 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。
- 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)。
- 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($r = 0.49, p < 0.05$)。
- 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。
- 棒グラフおよび波形の両テストにおいて、日間測定値のtテストは有意な改善を示した。
- 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-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、力の応答が視覚的に補助されている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。

第4節 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結果

- 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。
- 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。
- 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。

第5節 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結果

- 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。
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。

第6節 中・高年者の筋力発揮調整能の練習効果に関する研究結果

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る。

第7節 結語

以上に示したように、博士論文においては、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。

第8節 今後の課題

筋力発揮調整能測定器具の開発とテスト作成、および中・高年者の筋力発揮調整能特性についての研究課題1～5の検討を通して、今後さらに検討が必要と考えられる具体的研究課題は以下に示す通りである。

1. 筋力発揮調整能の加齢に伴う発達変化の検討および標準値の作成

中・高年者の筋力発揮調整能特性については、従来ほとんど検討されることがなかったため、若年者を対象に、筋力発揮調整能測定器具の開発およびテスト作成等が行われ、これらの過程を通して、中・高年者の諸特性が中心として明らかにされた。今後、筋力発揮調整能の加齢に伴う発達傾向（変化）を明らかにする場合には、幼児や青年期といった対象範囲を広げた資料の追加や縦断的資料による分析が必要であると考えられる。これらにより、標準値（ノルム）作成が達成できれば、筋力発揮調整能テストの即時処理が可能となり、リハビリテーション等幅広く応用できる可能性がある。

2. 握力以外の筋力発揮動作を用いた筋力発揮調整能の特性の検討

握力、すなわち上肢を用いた指標追従に基づく筋力発揮調整能に関する諸特性が明らかにされたが、ヒトの筋力発揮調整能は、上肢以外の筋力発揮動作によっても成就される。中・高年者の筋力発揮調整能、あるいは身体運動現象をさらに洞察するためには、下肢や上腕屈曲・伸展動作を用いた指標追従に基づく筋力発揮調整能の特性を明らかにする必要があるだろう。

3. 指標追従による筋力発揮調整能に関する脳部位の解明

一定の周期で変動する棒グラフおよび波形の

画面表示法における筋力発揮調整能特性が明らかにされたが、指標追従による筋力発揮調整能に関する研究の大きな目的は、指標追従による筋力発揮調整能評価変量とその追従運動を司る脳の部位との関係を詳細に明らかにすることにある。これらを解明するために、指標追従による筋力発揮調整能の練習過程における学習効果に着目し、脳波あるいはMRI等を利用して脳の各部位の役割と随意運動機能の特徴とを明確にすることが必要であると考えられる。

謝 辞

博士論文の作成にあたり、本研究科への進学
の機会、研究内容あるいは本論文のみならず長
年にわたり研究活動全般に対して終始懇切丁寧
な御助言・御指導を頂きました本論文の主任指
導教官であります金沢大学自然科学研究科生命
科学専攻動態生理学講座教授出村慎一先生には、
心から感謝の意を表します。今後とも研究活動
におきましてご教授賜りたくよろしくお願い申
し上げます。また、博士課程自然科学研究科に
おいては、副指導教官であります藤原勝夫先生
(金沢大学医学系研究科環境医科学専攻環境社
会医学講座教授)、外山寛先生(金沢大学医学
系研究科環境医科学専攻環境社会医学講座助教
授)から、研究報告会や予備審査会において、
運動制御や身体適応等の各専門領域から貴重な
御助言・御指導を頂きましたことを深く感謝致
します。さらに、研究報告会や予備審査会にお
いては、同指導教官であります寺沢なお子先生
(金沢大学自然科学研究科生命科学専攻動態生
理学講座助教授)、増田和実先生(金沢大学自
然科学研究科生命科学専攻動態生理学講座助教
授)から論文全体に対する御指摘を頂きました
ことを感謝致します。

資料の収集においては、福井県、石川県、秋
田県での測定実施に御理解と御協力を頂き快く
参加して下さいました被験者の皆様に、この場
を借りて感謝の意を表します。皆様のお陰で、
博士論文を完成することができました。

更に、金沢大学出村研究室の勉強会やゼミに
おいて、共に学んできた南雅樹先生(米子工業
高等専門学校)、小林秀紹先生(福井工業高等
専門学校)、佐藤進先生(金沢工業大学)、山次

俊介先生(福井工業高等専門学校)、中田征克
先生(防衛大学校)、北林保先生(金沢美術工
芸大学)を始め、先生方、先輩、後輩諸氏には、
多くの貴重な御助言・御指摘を頂きました。ま
た、現職の教職員の皆様からたくさんの励まし
の言葉を頂きました。論文を完成させることが
できましたのも皆様のお陰と心より感謝致しま
す。

最後に、金沢大学出村研究室に在籍してから
15年間、研究を継続したいという自分の意志を
尊重し、暖かく見守ってくれた両親、家庭を守
り、終始元気に見守り支えてくれた妻の真由美、
そして最愛の3人の子どもたち(長男:克祐、
次男:章悟、長女:享加)には、ここに感謝の
気持ちを表します。

《文 献》

- 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 Rehabil-
itation and Medicine*, 12, 145-154.
- 浅井英典, 石河利寛(1983) 子供の筋力測定. *小児
医学*, 16, 854-870.
- Bass, B. M., and Stucki, R. E. (1951) A note on
a modified Purdue Pegboard. *Journal of Ap-
plied Psychology*, 35, 312-313.
- Bemben, M. G., Massey, B. H., Bemben, D. A.,
Misner, J. E., and Boileau, R. A. (1991) Iso-
metric muscle force production as a function
of age in healthy 20-to 74-yr-old men. *Medicine
and Science in Sports Exercise*, 23, 1302-1310.
- Bemben, M. G., Massey, B. H., Bemben, D. A.,
Misner, J. E., and Boileau, R. A. (1996) Iso-
metric intermittent endurance of four muscle
groups in men aged 20-74 yr. *Medicine and
Science in Sports Exercise*, 28, 145-154.
- Benecke, R., Meinck, H. M., and Conard, B. (1985)
Rapid goal-directed elbow flexion movements:
limitations of the speed control system due
to neural constraints. *Experimental Brain
Research*, 59, 470-477.
- Bernstein, N. A. (1967) Co-ordination and regu-
lation of movements, Oxford, Pergamon
Press.
- Bland, J. M., and Altman, D. G. (1986) Statistical

- methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, I, 307-310.
- Bland, J. M., and Altman, D. G. (1996) Measurement error. *British of Medicine Journal*, 312 (7074), 1654.
- Buddenberg, L. A., and Davis, C. (2000) Test-retest reliability of the Purdue Pegboard test. *American Journal of Occupational Therapy*, 54, 555-558.
- 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.
- Cauley, J. A., Petrini, A. M., LaPorte, R. E., Sandler, R. B., Bayles, C. M., Robertson, R. J., and Slemenda, C. W. (1987) The decline of grip strength in the menopause: relationship to physical activity, estrogen use and anthropometric factors. *Journal of Chronic Diseases*, 40, 115-120.
- Chen, H. M., and Chang, J. J. (1999) The skill components of a therapeutic chopsticks task and their relationship with hand function tests. *Kaohsiung Journal of Medicine Science*, 15, 704-709.
- Cherry, N., Johnston, J. D., Venables, H., Waldron, H. A., Buck, L., and Mackay, C. J. (1983) The effects of toluene and alcohol on psychomotor performance. *Ergonomics*, 26, 1081-1087.
- 千葉進, 松本博之, 小林信義, 笠井美智子, 浦沢喜一 (1987) 上肢巧緻動作に及ぼす加齢の影響—高齢者における動的指標追跡能力の定量的評価—。日老医誌, 24, 132-137.
- 出村慎一 (1996) 例解健康・スポーツ科学のための統計学。初版, 相関に関する検定 I (間隔尺度), 大修館書店: 東京。
- 出村慎一, 長澤吉則 (1994a) 筋力発揮調整能テストの作成—スケール表示法, 画面表示法, テスト時間及び評価時間の検討—。体育学研究, 38, 349-360.
- 出村慎一, 長澤吉則 (1994b) 筋力発揮調整能テストの作成—統計的妥当性, 信頼性及び客観性の検討—。体育学研究, 39, 176-188.
- 出村慎一, 長澤吉則, 島田茂, 郷司文男 (1991a) 指示条件の違いによる握力発揮特性の差異について。教育医学, 36, 306-310.
- 出村慎一, 長澤吉則, 島田茂, 勝木豊成 (1991b) 大学男子運動競技選手における握力発揮特性の種目別比較。北陸体育学会紀要, 27, 89-94.
- 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.
- 江藤文夫, 原澤道美, 平井俊策 (1983) 手指巧緻動作における加齢の影響。日本老年医学会雑誌, 20, 405-409.
- Ferslew, K. H., Manno, J. E., Manno, B. R., Vekovius, W. A., Hubbard, J. M., and Bairnsfather, L. E. (1982) Pursuit meter II, A computer-based device for testing pursuit-tracking performance. *Perceptual and Motor skills*, 54, 779-784.
- F. H. ジョージ著: 齊藤章二訳 (1968) サイバネティクスと人間生物学。白揚社: 東京。
- Fisher, N. M., Pendergast, D. R., and Calkins, E. C. (1990) Maximal isometric torque of knee extension as a function of muscle length in subjects of advancing age. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 71, 729-734.
- Fleishman, E. A., and Ellison, G. D. (1962) A factor analysis of fine manipulative tests. *Journal of Applied Psychology*, 46, 96-105.
- Fleiss, J. L. (1981) *Statistical Method for Rates and Proportions*. Toronto, Ontario, Canada: John Wiley & Sons.
- Franks, H. M., Hensley, V. R., Hensley, W. J., Starmer, G. A., and Teo, R. K. C. (1976) The relationship between alcohol dosage and performance decrement in humans. *Journal of Studies Alcohol*, 37, 284-297.
- Halaney, M. E., and Carey, J. R. (1989) Tracking ability of hemiparetic and healthy subjects. *Physical Therapy*, 69, 342-348.
- Hamilton, P., and Copeman, A. (1970) The effect of alcohol and noise on components of a tracking and monitoring task. *British Journal of Psychology*, 61, 149-156.
- 花井忠征, 古田善伯, 大森正英, 井上広国, 水野敏明, 森基要, 岩田弘敏 (1996) 高齢者の体力水準と体力評価基準の作成。教育医学, 41, 331-341.

- Hatano, Y. (1973) Motor ability of the educable mentally retarded boys. *Research Journal of Physical Education*, 17, 423-430.
- 波多野義郎 (1976) 正常児に比べた精神薄弱児の調整力的運動能力に関する研究. 体育科学, 4, 170-179.
- 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.
- Hewitt, J. E. (1943) Achievement scale scores for wartime swimming. *Research Quarterly*, 14, 391-396.
- H・ハリソン・クラーク : 栗本関夫訳 (1977) 保健・体育への測定の活用. ベースボール・マガジン社 : 東京. <Clarke, H.H. (1967) *Application of measurement to health and physical education*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs : New Jersey.>
- 本間日臣, 古谷博, 丸井英二 (1986) 健康科学. 医学書院 : 東京.
- Houx, P. J., and Jolles, J. (1993) Age-related decline of psychomotor speed : effects of age, brain health, sex, and education. *Perceptual and Motor Skills*, 76, 195-211.
- Howe, C. E. (1959) A comparison of motor skills of mentally retarded and normal children. *Exceptional Child*, 25, 352-354.
- 猪飼道夫 (1951) 健康人の姿勢反射に及ぼすアルコールの効果. お茶の水女子大学自然科学報告, 1, 118-123.
- 猪飼道夫 (1976) 調整力—その生理学的考察. 体育の科学, 26, 630-637.
- Ikai, M., and Steinhaus, A. H. (1961) Some factors modifying the expression of human strength. *Journal of Applied Physiology*, 16, 157-163.
- 猪飼道夫, 須藤春一 (1968) 教育生理学. 第一法規 : 東京.
- Jennings, J. R., Wood, C. C., and Lawrence, B. E. (1976) Effects of graded doses of alcohol on speed-accuracy tradeoff in choice reaction time. *Perception & Psychophysics*, 19, 85-91.
- J. R. トーマス and J. K. ネルソン著 : 宮下充正, 片岡暁夫監訳 (1999) 最新体育・スポーツ科学研究法. 初版, 大修館書店 : 東京.
- Judge, J. O., Underwood, M., and Gennosa, T. (1993) Exercise to improve gait velocity in older persons. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 400-406.
- Kallman, D. A., Plato, C. C., and Tobin, J. D. (1990) The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength : cross-sectional and longitudinal perspectives. *Journal of Gerontology*, 45, 1082-1088.
- Kauranen, K., Siira, P., and Vanharanta, H. (1998) A 10-week strength training program : effect on the motor performance of an unimpaired upper extremity. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 925-930.
- 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.
- 川村直次 (1951) 特殊学級児童生徒の運動能力 (小学校)—大阪市小学校児童実態調査より—. 精神薄弱児研究, 72, 9-12.
- 木村みさか, 平川和文, 奥野直, 小田慶喜, 森本武利, 木谷輝夫, 藤田大祐, 永田久紀 (1989) 体力診断バッテリーテストからみた高齢者の体力測定値の分布および年齢との関連. 体力科学, 38, 175-185.
- 金禧植, 田中喜代次 (1994) 高齢者の活動能力の評価モデル. 体力科学, 43, 361-369.
- 北本拓 (1979) 左右筋力の発現調節について. 人間工学, 15, 259-263.
- 北本拓 (1984) 脚屈曲・伸展運動における筋力調節能力の測定. 人間工学, 20, 111-117.
- 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.
- 北本拓, 吉田健一, 松永郁男 (1981) 中高年者の運動調節能力—脚の追跡運動調節—. 体力科学, 30, 231-239.
- Clapp, S. T. (1975) Feedback versus motor programming in the control of aimed movements. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 1, 147-153.
- Klein, R. H., and Jex, H. R. (1975) Effects of alcohol on a critical tracking task. *Journal of Studies Alcohol*, 36, 11-20.
- 児玉俊夫, 猪飼道夫, 石河利寛, 黒田善雄 (1965) スポーツ医学入門. 南山堂 : 東京.
- Kottke, F. J., Halpern, D., Easton, J. K., Ozel, A.

- T., and Burrill, C. A. (1978) The training of coordination. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 59, 567-572.
- 倉田博, 馬詰良樹, 柳本昭人, 森下芳郎, 山本直道 (1970) 筋力の調節能力について. *体力科学*, 19, 36-46.
- Landauer, A. A., and Howat, P. (1983) Low and moderate alcohol doses, psychomotor performance and perceived drowsiness. *Ergonomics*, 26, 647-657.
- Levin, H. S., and Benton, A. L. (1973) Age effects in proprioceptive feedback performance. *Gerontologia Clinica*, 15, 161-169.
- Light, K. E., and Spirduso, W. W. (1990) Effects of adult aging on the movement complexity factor of response programming. *Journal of Gerontology*, 45, 107-109.
- Linnoila, M., Erwin, C. W., Cleveland, W. P., Logue, P. E., and Gentry, W. D. (1978) Effects of alcohol on psychomotor performance of men and women. *Journal of Studies alcohol*, 39, 745-758.
- Linnoila, M., Erwin, C. W., Ramm, D., and Cleveland, W. P. (1980) Effects of age and alcohol on psychomotor performance of men. *Journal of Studies alcohol*, 41, 488-495.
- Malpass, L. F. (1960) Motor proficiency in institutionalized and non-institutionalized retarded children and normal children. *American Journal of Mental Deficiency*, 64, 1012-1015.
- 松浦義行 (1988) 現代の体育・スポーツ科学 体育・スポーツ科学のための統計学. 朝倉書店: 東京.
- 松浦義行 (1989) 現代の体育・スポーツ科学 体力測定法 (第5版). 朝倉書店: 東京.
- 松浦義行 (1993) 現代の体育・スポーツ科学 数理体力学. 朝倉書店: 東京.
- Maylor, E. A., and Rabbitt, P. M. A. (1987) Effects of practice and alcohol on performance of a perceptual-motor task. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 39A, 777-795.
- Maylor, E. A., Rabbitt, P. M. A., Sahgal, A., and Wright, C. (1987) Effects of alcohol on speed and accuracy in choice reaction time and visual search. *Acta Psychologica*, 65, 147-163.
- 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.
- 南雅樹, 出村慎一, 佐藤進, 春日晃章, 松澤甚三郎, 郷司文男 (1998) 高齢期における形態及び体力要因の加齢変化とその性差. *体力科学*, 47, 601-615.
- 宮口和義, 出村慎一, 宮口尚義 (1990) 高齢ゲートボール愛好者の体力特性. *体力科学*, 39, 262-269.
- 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.
- Moritani, T., and de Vries, H. A. (1980) Potential for gross muscle hypertrophy in older men. *Journal of Gerontology*, 35, 672-682.
- Nagasawa, Y., and Demura, S. (2002) Development of an apparatus to estimate coordinated exertion of force. *Perceptual and Motor Skills*, 94, 899-913.
- 長澤吉則, 出村慎一, 勝木豊成 (1991) 等尺性筋力発揮持続力について—ライン指標とその誤差量との関係から—. *日本体育学会測定評価専門分科会CIRCULAR*, 52, 129-133.
- Nagasawa, Y., Demura, S., and Nakada, M. (2003) Trial-to-trial and day-to-day reliability of a computerized target-pursuit system to measure the ability to coordinate exertion of force. *Perceptual and Motor Skills*, 96, 1071-1085.
- Nagasawa, Y., Demura, S., Yamaji, S., Kobayashi, H., and Matsuzawa, J. (2000) Ability to coordinate exertion of force by the dominant hand: comparisons among university students and 65-to 78-year-old men and women. *Perceptual and Motor Skills*, 90, 995-1007.
- Nagasawa, Y., Demura, S., and Yoshimura, Y. (1996) Changes in the co-ordination ability of strength exertion during hand-grasp following muscle fatigue. *The Journal of Education and Health Science*, 38, 228-234.
- 永田晟 (1974) 追跡運動のシステムの研究—各種負荷による運動調節変化について—. *体育学研究*, 19, 137-145.
- 永田晟, 北本拓 (1974) 脚筋力による持続追従運動の解析. *体力科学*, 23, 134-143.
- 永田晟, 北本拓, 室増男 (1981) 身体運動工学. 杏林書院: 東京.
- 中比呂志, 出村慎一, 松澤甚三郎 (1997) 高齢者における体格・体力の加齢に伴う変化及びその性差. *体育学研究*, 42, 84-96.

- 中村政俊, 井出順子, 杉剛直, 寺田清人, 柴崎浩 (1995) ランダム変動指標を用いた手の追跡運動機能学習効果検査法の開発とその健常成人への適用. 電子情報通信学会論文誌D-II, 78, 547-558.
- 中田征克, 出村慎一, 長澤吉則, 山次俊介, 松沢甚三郎 (2000) 最大下握力発揮時における筋力発揮調整能に及ぼす目標値表示速度の影響. 教育医学, 45, 901-906.
- 名取礼二, 五十島長太郎, 坪田修三, 馬詰良樹, 倉田博, 柳本昭人, 森下芳郎, 山本直道, 石井令三 (1970) 等尺性強縮時の張力時間関係からみた筋力指標について. 体力科学, 19, 75-85.
- 日本体育学会測定評価専門分科会編 (1981) 体力の診断と評価. 大修館書店: 東京.
- Oldfield, R. C. (1971) The assessment and analysis of handedness: the edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9, 97-113.
- Oliver, J. N. (1958) The effect of physical conditioning and activities on the mental characteristics of educationally subnormal boys. *British Journal of Educational Psychology*, 28, 155-165.
- 小野三嗣, 高橋泰光, 坪田修三, 大和真 (1966) 筋力調節能力に関する研究. 体力科学, 15, 113-119.
- 大築立志 (1989) 力のグレーディング. *Japanese Journal of Sports Science*, 8, 663-667.
- Paffenbarger, R. S., Hyde, R. T., and Wing, A. L. (1990) Physical activity and physical fitness as determinants of health and longevity. In C. Boucard, R. J. Shephard, T. Stephens, J. R. Sutton, and B. D. Mcpherson (Eds.), *Exercise, fitness and health. Champaign, IL: Human Kinetics*, 33-48.
- Price, D. L., Radwan, M. A. E., and Tergou, D. E. (1986) Gender, alcohol, pacing and incentive effects on an electronics assembly task. *Ergonomics*, 29, 393-406.
- Rabin, H. M. (1957) The relationship of age, intelligence and sex to motor proficiency in mental defectives. *American Journal of Mental Deficiency*, 62, 507-516.
- Rantanen, T., Masaki, K., Foley, D., Izmirlian, G., White, L., and Guralnik, J. M. (1998) Grip strength changes over 27 yr in Japanese-American men. *Journal of Applied Physiology*, 85, 2047-2053.
- 李美淑, 松浦義行, 田中喜代次 (1993) 中高年男性の体力年齢の評価. 体力科学, 42, 59-68.
- Rikli, R. E., and Busch, S. (1986) Motor performance of women as a function of age and physical activity level. *Journal of Gerontology*, 41, 645-649.
- 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.
- Ruff, R. M., and Parker, S. B. (1993) Gender- and age-specific changes in motor speed and eye-hand coordination in adults: normative values for the Finger Tapping and Grooved Pegboard Tests. *Perceptual and Motor Skills*, 76, 1219-1230.
- Rundell, O. H., and Williams, H. L. (1979) Alcohol and speed-accuracy trade-off. *Human Factors*, 21, 433-443.
- Ryan, C. (1980) Learning and memory deficits in alcoholics. *Journal of Studies Alcohol*, 41, 437-447.
- Salame, P. (1991) The effects of alcohol on learning as a function of drinking habits. *Ergonomics*, 34, 1231-1241.
- Sanes, J. N., Dimitrov, B., and Hallett, M. (1990) Motor learning in patients with cerebellar dysfunction. *Brain*, 113, 103-120.
- Savolainen, K., Riihimaki, V., Vaheri, E., and Linnoila, M. (1980) Effects of xylene and alcohol on vestibular and visual functions in man. *Scandinavia Journal of Working Environmental Health*, 6, 94-103.
- Sengstock, W. L. (1966) Physical fitness of mentally retarded boys. *Research Quarterly*, 37, 113-120.
- 椎原弘章 (1983) 神経筋協調能の測定. 小児医学, 16, 834-853.
- 島田茂, 出村慎一 (1990) パソコンを用いた握力測定と分析. 福井工業高等専門学校研究紀要自然科学・工学, 24, 13-18.
- 島田茂, 出村慎一, 長澤吉則, 勝木豊成 (1991) 握

- カテストの検討及び握力と体力・運動能力との関係. *教育医学*, 37, 227-232.
- Shrout, P. E. and Fleiss, J. L. (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86, 420-428.
- Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M., and Young, A. (1994) Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age and Ageing*, 23, 371-377.
- Sloan, W. (1951) Motor proficiency and intelligence. *American Journal Mental Deficiency*, 55, 394-405.
- Speller, L., Trollinger, J. A., Maurer, P. A., Nelson, C. E., and Bauer, D. F. (1997). Comparison of the test-retest reliability of the Work Box using three administrative methods. *American Journal of Occupational Therapy*, 51, 516-522.
- Sperling, L. (1980) Evaluation of upper extremity function in 70-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine*, 12, 139-144.
- Spiriduso, W. W. (1980) Physical fitness, aging, and psychomotor speed: a review. *Journal of Gerontology*, 35, 850-865.
- Stanley, S. N., and Taylor, N. A. S. (1993) Iso-kinetic muscle mechanics in four groups of women of increasing age. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66, 178-184.
- Stark, L., Iida, M., and Willis, P. A. (1961) Dynamic characteristics of the motor coordination system in man. *Biophysical Journal*, 1, 279-300.
- Stelmach, G. E., Goggin, N. L., and Garcia-Colera, A. (1987) Movement specification time with age. *Experimental Aging Research*, 13, 39-46.
- 鈴木和子, 武田日出子 (1951) 特殊学級児童生徒の運動能力 (中学校). *精神薄弱児研究*, 72, 13-15.
- 鈴木正成 (1991) スポーツの栄養・食事学. 同文書院: 東京.
- 高石昌弘, 樋口満, 小島武次 (1990) からだの発達-身体発達学へのアプローチ (第2版). 大修館書店: 東京.
- Tiffin, J., and Asher, E. J. (1948) The Purdue Pegboard: norms and studies of reliability and validity. *Journal of Applied Psychology*, 32, 234-247.
- 東京都立大学体育学研究室編 (1989) 日本人の体力標準値 (第4版). 不昧堂出版: 東京.
- 坪田修三 (1968) 等尺性握力の調節能について. *体力科学*, 17, 133.
- Turgeon, T. R., MacDermid, J. C., and Roth, J. H. (1999) Reliability of the NK Dexterity Board. *Journal of Hand Therapy*, 12, 7-15.
- 内野欽司, 佐藤誠治, 小倉貢, 岩下聡, 饒村清司, 中村靖 (1974) 名取の方法による運動選手の瞬発握力の解析. *体力科学*, 23, 53-59.
- Vercher, J. L., Volle, M., and Gauthier, G. M. (1993) Dynamic analysis of human visuo-oculo-manual coordination control in target tracking tasks. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 64, 500-506.
- Vincent, W. J. (1995) *Statistics in kinesiology*. Champaign, America: Human Kinetics.
- Walambies, M., and Turjanmaa, V. (1993) Assessment of the reproducibility of strength and endurance handgrip parameters using a digital analyzer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67, 83-86.
- 渡辺和彦, 朝比奈一男 (1974) 姿勢制御からみた調整力の研究 I. 方法論. *体育科学*, 2, 273-277.
- Welford, A. T. (1988) Reaction time, speed of performance, and age. *Annals of the New York Academy of Science*, 515, 1-17.
- 山本高司 (1983) 動作の調整能. 杏林書院: 東京.
- Yamashita, T. (1990) Effects of sine wave combinations on the development of precognitive mode in pursuit tracking. *The quarterly journal of experimental psychology*, 42A, 791-810.
- 山下利之, 鮫島宗広, 今泉好子, 鈴木保己 (1987) 脳性まひ者のトラッキング動作の解析: ステップ応答における運動制御および筋収縮と筋張力知覚について. *特殊教育学研究*, 25, 51-59.
- Yan, J. H., Thomas, J. R., and Stelmach, G. E. (1998) Aging and rapid aiming arm movement control. *Experimental Aging Research*, 24, 155-168.
- 谷島一嘉 (1983) 疲労の測定. *小児医学*, 16, 890-906.
- York, J. L., and Biederman, I. (1990) Effects of

age and sex on reciprocal tapping performance.
Perceptual and Motor Skills, 71, 675–684.

《連絡先》
〒010-0195
秋田県秋田市下新城中野字街道端西241-438
秋田県立大学 総合科学教育研究センター
TEL 018-872-1602 FAX 018-872-1672
e-mail : nagasawa@akita-pu.ac.jp

Coordinated exertion of force in healthy middle- and old-aged people

—Examination based on submaximal grip exertion pursuit ability to demand value—

Yoshinori Nagasawa
(Research and Education Center For Comprehensive Science)

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.