

腕あげ動作コントロール訓練における筋電図の測定と分析 ～脳性まひを持つ人への適用の試み～

山下 裕市*・室橋 春光

Measurements and Analysis of Electromyogram Taken during Dohsa control Up-Down Arm Movements of People with Cerebral Palsy

Yuichi YAMASHITA and Harumitsu MUROHASHI

e-mail fwnc0239@mb.infoweb.ne.jp

キーワード : 腕あげ動作コントロール訓練, 筋電図, 筋電バイオフィードバック装置, 脳性まひ
Key words : Dohsa control, Electromyogram (EMG), Equipment for EMG biofeedback,

I はじめに

腕あげ動作コントロール訓練は、今野が動作訓練などを基本にして考案したものである⁶⁾。腕あげ動作コントロール訓練は、上肢の運動機能やコントロールに問題を持つ脳性まひ児を対象として、腕や肩の慢性緊張の低減並びに力のコントロールの仕方の改善を目的として行われてきた。その結果、訓練を受けた子どもたちにおいて、慢性緊張の低減や力のコントロール機能の向上だけでなく、心理的不適応の改善も報告されるようになってきた。そして、脳性まひ児だけでなく、他の種々な障害を持つ子どもたちを対象として行われるようになった^{2), 3), 5), 6), 7), 10), 12)}。例えば、今野(1990)⁶⁾は、運動発達の遅れを伴った知恵遅れを持つ子どもや自閉症児に適用し、対人行動や言語行動に向上がみられたことを報告した。佐藤(1992)¹⁰⁾は、学習障害児に適用し課題学習場面での構えの形成がみられたことを報告した。

これらのことから、現在では肢体不自由養護学校ばかりではなく知的障害養護学校をはじめ多くの臨床場面で実施されるようになってきた(成瀬, 1992)¹⁶⁾。

現在、腕あげ動作コントロール訓練は肢体不自由養護学校や知的障害養護学校で、運動・動作やコミュニケーション能力を高める指導法の一つとして広く実施されている。実際の指導は、学習活動の一貫として教育課程に位置付けられることから、教師が訓練者となる場合が多い。

今野による腕あげ動作コントロール訓練法(今野, 1990)⁶⁾には、代表的な2つの課題がある。ひとつは、背臥位になった被訓練者の腕を訓練者が上下に動かしながら脱力を指示し、腕から肩の部分の慢性緊張を訓練者の力を借りながら、自ら

の意思でゆるめる弛緩動作(他動動作)である。もうひとつは、訓練者の動きに合わせて被訓練者が自分の意思で腕を上下に動かす動作(主動動作)である。

腕あげ動作コントロール訓練の進め方は、訓練者が子どもの肩の筋緊張の状況进行评估することによって行われる。

しかし、経験の浅い初心の訓練者にとっては、筋緊張の状態を把握することは容易でない。慣れない初心者は、戸惑いを感じながら訓練を行っているのが現状である。

一方、子ども(被訓練者)に対しては、訓練中に、自分の腕や肩に意識を向け続けることが要求される。しかし、腕や肩に注意を集中することも、訓練に慣れない子どもにとっては、容易なことではない。

初心の訓練者と被訓練者におけるこれらの課題は、訓練の積み重ねによって改善されることも少なくないと考えられる。しかし、筋緊張の状態の把握は熟練した訓練者にとっても容易ではなく、勘に頼って実施している。また、初心の被訓練者にとっても自分の腕や肩の筋緊張状態を把握することは容易ではない。

このため筋緊張の状況を客観的に把握できる方法を工夫することが望まれる。そこで、本研究では筋緊張の状況をより直接的に知るために筋電図を利用した。動作訓練における筋電図の分析は、大野(1969)⁴⁾が行っている。その後の研究は富永(1989)¹³⁾、福島ら(1995)¹⁸⁾にみられるものの、ほとんどみあたらない。しかし、筋電図を利用した動作訓練は、脳性まひを持つ人たちに対する動作範囲の拡大訓練としては、有効であると考えられる。また、動作に対応する筋緊張状態の変化を客観的に記述することは、効果判定の上で重要である。さらに、初心の訓練者および被訓練者に対して

本論文は、第一筆者の修士論文をもとに加筆・修正したものである。

*富山県立しらとり養護学校

視覚的あるいは聴覚的に提示できるように工夫すれば、訓練効果が高まると期待できる。

そこで、筋緊張の状態を訓練者及び被訓練者に客観的に提示するために、筋電バイオフィードバック装置の使用を試みた。筋電バイオフィードバック装置は、筋収縮の度合に対応して、光や音を変化させることができる。この装置で、目的の筋群と他の筋群を弁別したうえで、目的の筋群を活性化させたり鎮静化させたりする能力を促すことができる^{1), 8), 14), 17)}。

被訓練者は、光や音の変化を手がかりに筋の緊張状態を一人でコントロールできるようになることが期待される。特に、脳性まひを持つ人にとっては特定の筋群を自己弁別しコントロールすることが困難なことが多い⁸⁾。そのため筋電バイオフィードバック法が利用できれば、より効果的に訓練を実施できると考えられる。一方訓練者は、被訓練者の筋緊張の状況をフィードバック刺激の変化をもとに把握することも可能である。そこで、腕あげ動作コントロール訓練に筋電バイオフィードバック法を適用し、訓練の進行に伴う筋電図の変化とフィードバック状況との対応についても検討する。

以上のことより、本研究の目的を次のように設定した。

①筋電図を指標とし、腕あげ動作コントロール訓練における筋緊張の状態を分析し検討すること、②腕あげ動作コントロール訓練に筋電バイオフィードバック法を利用した際の筋緊張状態への影響を分析し検討すること、③脳性まひを持つ人に筋電バイオフィードバック法を用いた腕あげ動作コントロール訓練を実施し、訓練による筋電図の変化や行動の変容について検討すること。

II 研究方法

1 被験者

実験に同意した、健康に問題のない大学生8名(男性2名、女性6名18歳~25歳、平均19.9歳、筋電図に雑音が混入し分析不能の3名を除いたため分析は5名)、健康に問題のない小学生4名(男子2名12歳、女子2名9歳、女子1名は身体に電極をはりつけることを嫌がったため訓練のみ行った。分析は3名)、脳性まひをもつ男性2名(S1, S2ともに18歳、分析は2名)。S1は、両上肢をつかっただけの這いずりや車椅子(手動、電動)をつかっただけの移動が可能である。独立歩行は困難である。右上肢では、食事の際にスプーンを使う、コップで飲み物を飲む、衣服を脱ぐ、ワープロを打つ、オセロゲームをするなどができた。日常動作のほとんどは右上肢で行っている。左上肢の主な機能は、座位を保つために体幹を支えることであった。食事、更衣、排泄、洗面など日常生活面においては一部を援助してもらえれば時間はかかるがほぼ遂行できる。しかし、腕を伸ばして遠くの物や高い位置にある物を取る動作、文字を書くなどの細かな手作業、お菓子の袋を破るなどの両手を用いた動作については困難を感じている。運動年齢検査(平成7年9月)の結果は、上肢が61.7か月、下肢が11か月であった。

S2は、杖を使っただけの独立歩行が可能であった。階段は手すりを利用し昇降可能である。左上肢は、日常よく使用する手であり食事、更衣、排泄、買い物など日常生活面においてはほぼ自立している。しかし、腕を伸ばして遠くの物や高い位置にある物を取る動作、衣類の糸くずとりなど机上での細かな手作業については困難を感じており本人も良くなりたいたいと願っていた。また、無理をして上肢を使うと肩が凝ったり、首が痛くなるといい、改善するための良い方法はないかと思っているが、特に自らは何もしていないようであった。運動年齢検査(平成7年9月)の結果は、上肢が72か月、下肢が26か月であった。

2 測定装置

1) 記録電極

被験者の利き手に2個の脳波用銀電極(直径11mm)を電極ペースト(日本光電製)を介して接着し、医療用補助テープにより固定した。2個の電極間中心間隔は12mmとした。電極間の皮膚電気抵抗は約10キロオーム以下となるようにした。しかし、小学生被験者の場合、表面処理で皮膚をいためないようにするため、皮膚電気抵抗は10キロオーム以上であった。

2) 脳波計

測定は、日本電気三栄製多用途脳波計1A94により行われた。高域遮断周波数が1A94内で、200Hzに設定された。低域遮断周波数は、コンデンサーフィルターにより約5Hzとした。

3) データレコーダ

脳波計により測定された筋電図波形は、ティアック製データレコーダ(TEAC MR-40)により磁気テープ(速度2.4cm/s)に記録した。

3 記録方法

磁気テープ(速度2.4cm/s)に記録された筋電図波形は、再生され、日本光電製データ処理装置ATAC-450に入力して筋電図加算値への変換処理が行われた。

4 分析方法

1) 筋電図加算値への変換

筋電図のアナログデータはサンプリング間隔4ミリ秒、サンプリング数512ポイントでA/D変換された。その後、専用処理言語BASIC-450のHISTO文を用いて作成されたプログラムによって、振幅ヒストグラム処理が行われた。

この処理では、A/D変換された入力信号の振幅が、

$$\text{振幅} = \frac{\text{入力アンプのフルスケール電圧}}{\text{解析点数}}$$

で示される単位電位から単位電位×解析点数(本研究では128倍)までの電位段階に分類される。そして、電位段階ごとの個数が処理時間内ですべてカウントされる。この電位段階ごとの波の個数に、該当電位を掛け合わせたものを各電位

段階ごとの電位量とした。これらの電位量をすべて合計して、一つの分析区間における筋電図加算値とした。

2) 分析処理

肩関節角度を0°から順に30°ずつ180°まで、合計12区間に分けた。各区間ごとに筋電図加算値の合計と移動に要した時間を求め、1秒当たりの筋電図加算値を算出した。

関節角度の表示については、日本リハビリテーション医学会の関節可動域表示法⁹⁾に準じた。

5 筋電図の測定

1) 予備検査

表面筋電図の測定により、立位(座位)での肩の屈曲動作に三角筋前部が最良の屈筋として働くことが認められている。¹⁷⁾しかし、筋電図は、測定する姿勢によって異なった結果を示すことが考えられる。そこで、大学生被験者2名、小学生被験者3名、脳性まひを持つ被験者2名を対象に、腕あげ動作に関係すると思われる筋群のうちから主要な筋群を選択するために予備検査を実施した。

①測定筋

1.三角筋(前部), 2.三角筋(中部), 3.三角筋(後部), 4.上腕2頭筋, 5.上腕3頭筋(長頭), 6.僧帽筋(中部), 7.腕橈骨筋, 8.尺側手根屈筋に電極を装置し、腕あげ動作中の筋電図を測定した。

②手続き

被験者は、利き手に電極を装着した後、実験室で背臥位になった。その後、訓練者が被訓練者の肘と手首の辺りを軽く持ち、肩関節0°の位置から180°の位置まで、一緒に体側に沿ってゆっくりと動かし、腕を動かす軌道を教示した。背臥位のまましばらく休んだ後、「練習したときと同じ軌道で、すごくゆっくりと腕をあげていき、床についたら、またゆっくりともどしてください」と教示した。腕が速く動いてしまう時には「ゆっくりと」と動作中に声をかけた。

2) 腕あげ動作コントロール訓練期間中の測定

原則として、大学生及び小学生被験者に対して合計5セッション(1週間に1セッション, 約30分), 脳性まひを持つ被験者に対して合計7~8セッション(7日~10日間に1セッション, 約30~50分, 筋電バイオフィードバック装置使用)の訓練を実施した。訓練は、第一筆者が担当した。1つのセッションは、他動動作課題, 練習課題(不適当な力が入りやすいとされる肩関節角度(45°, 90°, 135°)で肩の力を弛緩させる練習, および訓練者と被訓練者が力を半分ずつだしあって一緒に腕あげ動作を行う), 主動動作課題を実施した。各セッション終了直後に、他動動作課題及び主動動作課題を行い、それぞれの課題中の筋電図を測定した。

また、バイオフィードバック装置の影響を調べるために、大学生3名を被験者として、バイオフィードバック装置を用いた腕あげ動作コントロール訓練を実施し、上記と同様の手続きにしたがって筋電図を測定した。

III 結果及び考察

1 予備検査

いずれの被験者においても、三角筋前部が測定した他の筋群に比べて、大きな筋電図波形を示した。そのため本研究では、三角筋前部の筋電図を指標とすることとした。図1に筋電図波形の一例を示す。

2 大学生における筋電図の測定と分析

他動動作及び主動動作中の各被験者の三角筋前部の筋電図加算値をセッション前半(session 1 + 2)及びセッション後半(session 3 + 4 + 5)に分けて検討した。それぞれの課題ごとの5名の平均値を、角度毎にプロットしたものが図2(他動動作)及び図3(主動動作)である。

なお、統計的検定は、繰り返しのある2元分散分析(角

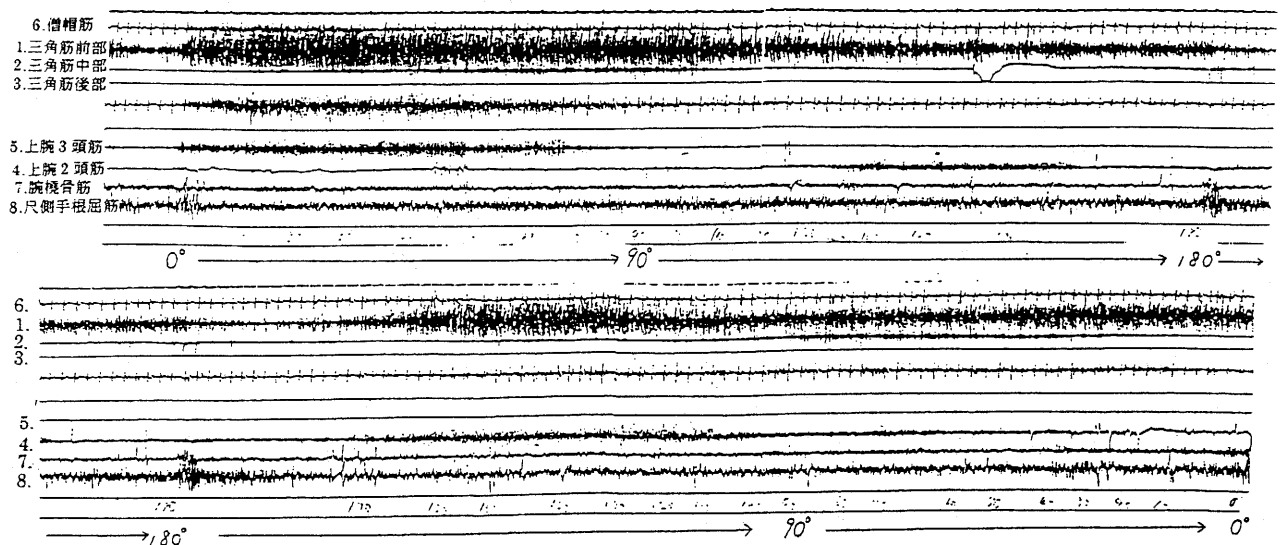


図1 予備検査における筋電図波形(22歳, 女性)

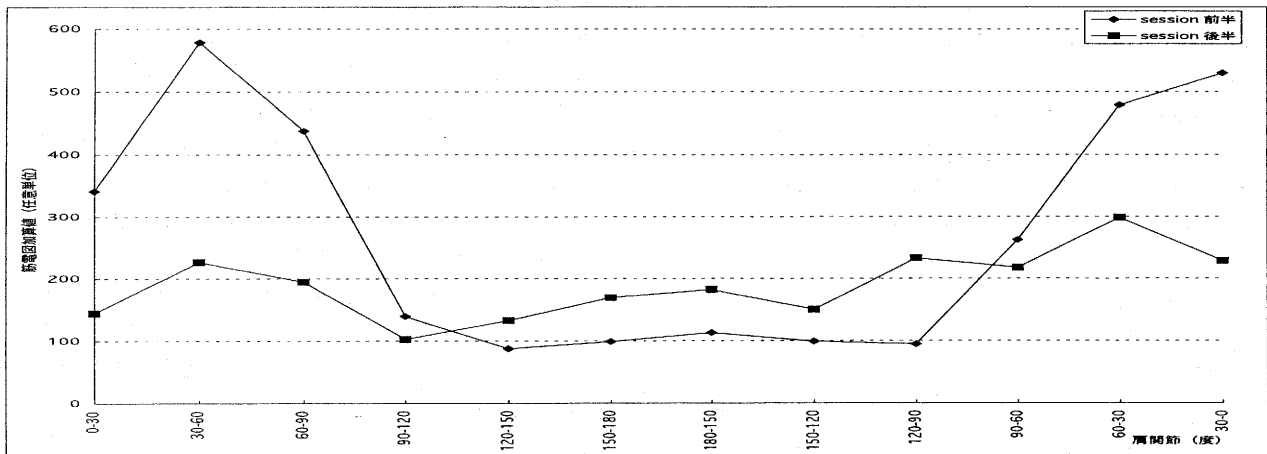


図2 セッション前半と後半における他動動作中の筋電図加算値 (大学生 n = 5)

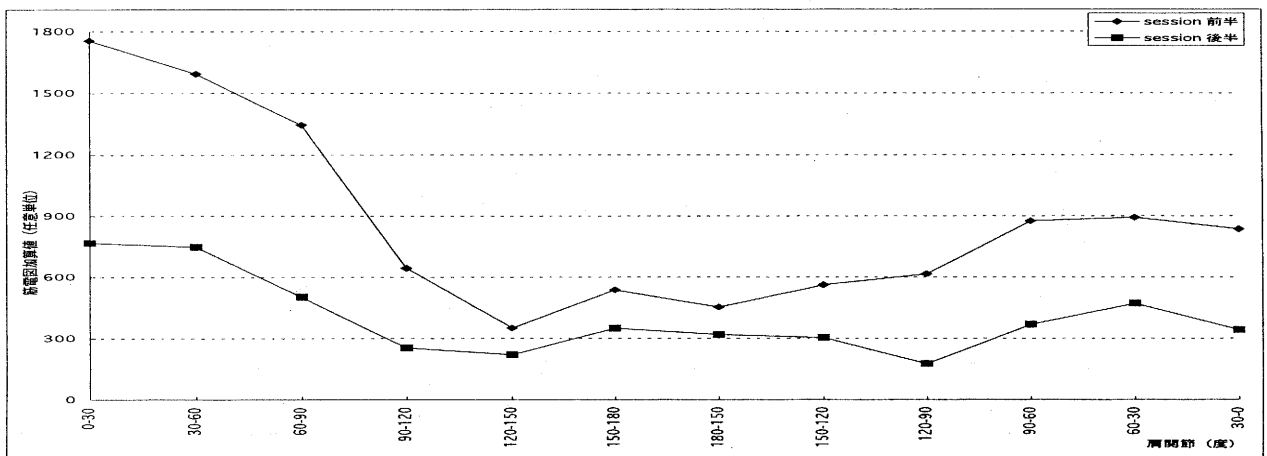


図3 セッション前半と後半における主動動作中の筋電図加算値 (大学生 n = 5)

度範囲3水準×セッション2水準)を実施した。角度範囲は、肩関節角度を90°ごとに4つに分けた(0°→90°, 90°→180°, 180°→90°, 90°→0°)。

他動動作中の加算値は、0°→90°の区間で、セッション後半の筋電図加算値がセッション前半よりも低下(F(1/29)=7.19, p<0.03)した。その他の区間では、有意な差が認められなかった。

セッション前半では、他動動作中の筋電図加算値の変動傾向が、主動動作中の加算値の変動とよく似た傾向を示した。しかし、セッション後半では、0°より腕を上げはじめてから再び戻ってくるまで、筋電図加算値の変動は小さくなる傾向がみられた。

これは、三角筋前部をほぼ同じ割合で緊張させられるようになってきたことを示している。セッションの進行にともなって、三角筋前部の弛緩コントロールが進んだことが示唆される。また、他動動作課題においても、0°→90°の区間で訓練効果がやすいといえる。

主動動作については、0°→90°(F(1/29)=25.43, p<0.01), 90°→180°(F(1/29)=7.00, p<0.03), 180°→90°(F(1/29)=7.90, p<0.01), 90°→0°(F(1/29)=24.04, p<0.01)の各区間で、セッション後半の筋電

図加算値がセッション前半よりも低下した。他動動作課題に比べて、主動動作におけるセッション前半と後半の変化の差は大きかった。特に肩関節角度0°→90°の区間では筋電図加算値は顕著に低下した。また、セッション前半と後半の肩関節角度の変化と筋電図加算値の変動傾向は、類似している。0°から腕をあげていくとき、および0°へ向かって腕をおろしていくときに、三角筋前部の筋電図加算値が大きくなっている。

これは、0°→90°の区間で、筋緊張の弛緩が生じやすかったことを示している。

したがって、背臥位での腕あげ動作に慣れておらず、腕や肩に意識を向けにくい初心者や子どもにおいては、これらの角度で腕を上下させる課題の提示が有効と考えられる。

今野(1990)⁸⁾は、主動の腕あげで力の入りやすい角度を、経験的にいくつか指摘している。今野の指摘する「腕の上げ始め」や「90°から少し上の辺り」などの指摘箇所と、本研究で得られた筋電図の減少しやすい角度とはほぼ一致している。0°→90°の区間は、腕や肩への意識を向けやすい角度であると考えられる。

また、本研究の結果から指導者が、初心者や子どもの腕のコントロール状況を知る手がかりとして、三角筋前部の筋収

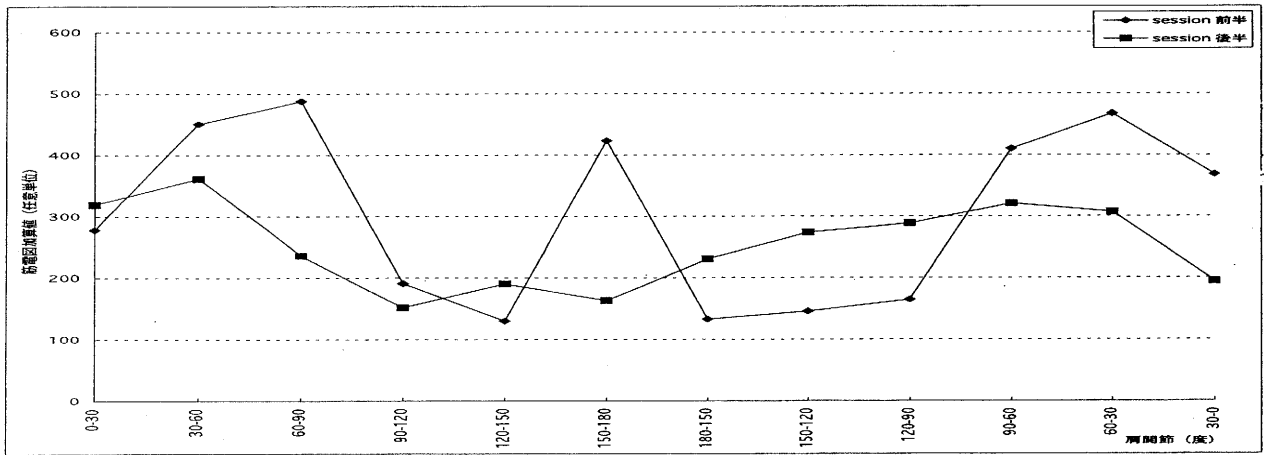


図4 セッション前半と後半における他動動作中の筋電図加算値 (小学生 n = 3)

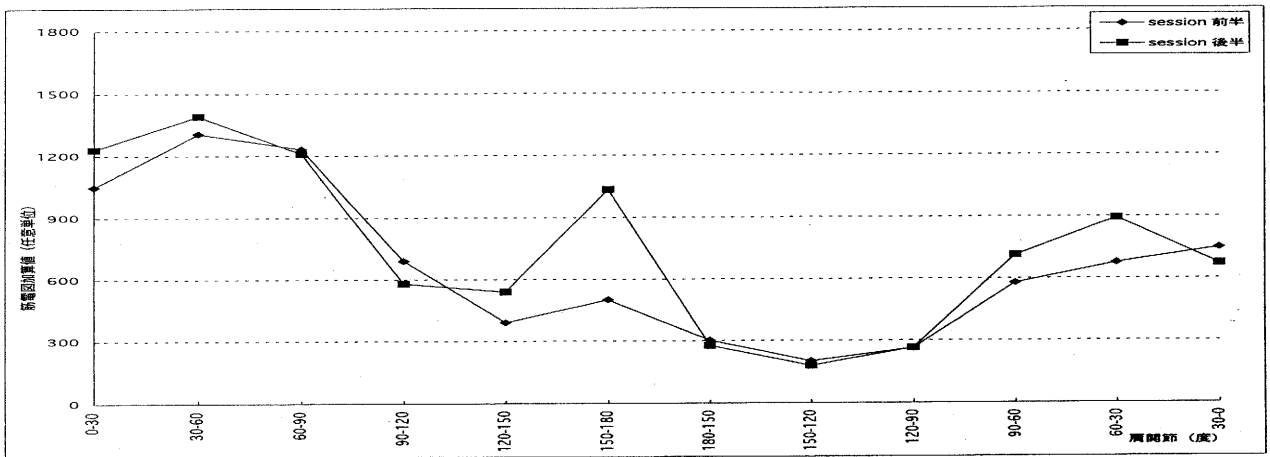


図5 セッション前半と後半における主動動作中の筋電図加算値 (小学生 n = 3)

縮の変化を利用することが有効であると考えられる。

3 小学生における筋電図の測定と分析

三角筋前部の筋電図加算値の処理の仕方は、大学生被験者と同様である。

他動動作課題中の筋電図加算値は、セッション前半と後半との間で統計的に有意な差はみられなかった (図4)。しかし、他動動作課題中の筋電図加算値はセッション前半、後半ともに主動動作中の筋電図加算値よりも明らかに低い値を示した。セッション前半では、肩関節角度により筋電図加算値の変動がみられた。しかし、セッション後半では、セッション前半に比べ、肩関節角度の変化にともなう筋電図加算値の変動は小さくなっている。また、前出の大学生被験者の他動動作課題でセッションの前後で有意な差が生じた角度は $0^{\circ} \rightarrow 90^{\circ}$ の区間だけであった。

すなわち、小学生被験者にとっては、5セッションの指導期間では効果の生じにくい課題であったといえる。しかし、小学生被験者のセッション後半では、筋電図加算値の肩関節角度による変動が小さくなる傾向にあった。このことから、練習の繰り返しと三角筋前部の力を弛緩させる手がかりの提示により、三角筋前部をほぼ同じ割合で緊張させられるよう

になることが示唆される。

主動動作課題では、セッションの進行に対応した筋電図加算値の変化は認められなかった (図5)。

セッション前半では、腕の上げ始めの区間 ($0^{\circ} \rightarrow 30^{\circ}$) よりも肩関節角度 $30^{\circ} \rightarrow 60^{\circ}$ の区間で筋電図加算値が最大値を示し、腕が頭上へと上がっていくにつれ、低下した。再び、腕を戻してくる際には、肩関節角度が 90° を過ぎるところから上昇を示した。筋電図加算値は、 $150^{\circ} \rightarrow 120^{\circ}$ の区間で最小値を示し、腕が 0° に近づくとつれて上昇した。

セッション後半では、ほぼセッション前半と同様の傾向を示したが、腕が頭上付近 ($150^{\circ} \rightarrow 180^{\circ}$) にあるときに急激な上昇を示した (図5)。

小学生被験者における筋電図加算値の変動の傾向は、セッション後半の $150^{\circ} \rightarrow 180^{\circ}$ の区間を除いて、大学生被験者とほぼ類似していた。しかし、腕をあげ始める際の筋電図加算値の最大値が、大学生被験者の場合 $0^{\circ} \rightarrow 30^{\circ}$ の区間に存在するのに対し、小学生被験者の場合には $30^{\circ} \rightarrow 60^{\circ}$ の区間に存在していた。これらのことから、本実験における小学生被験者において、5セッションの指導期間は筋電図加算値を有意に低下させるには十分でなかったといえる。すなわち、本実験の小学生被験者は、5セッションの指導期間では三角

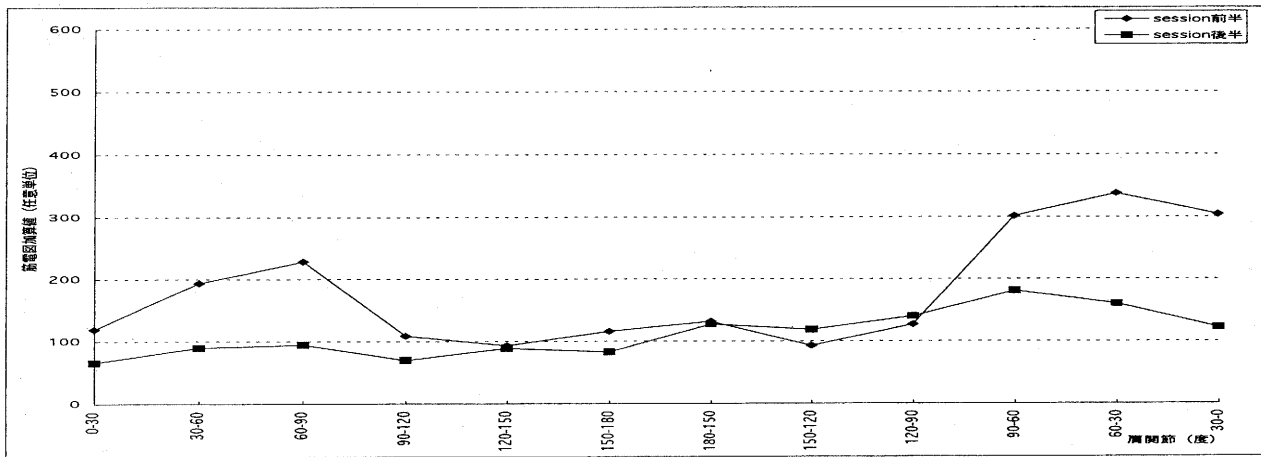


図6 セッション前半と後半における他動動作中の筋電図加算値 (FB群 n = 3)

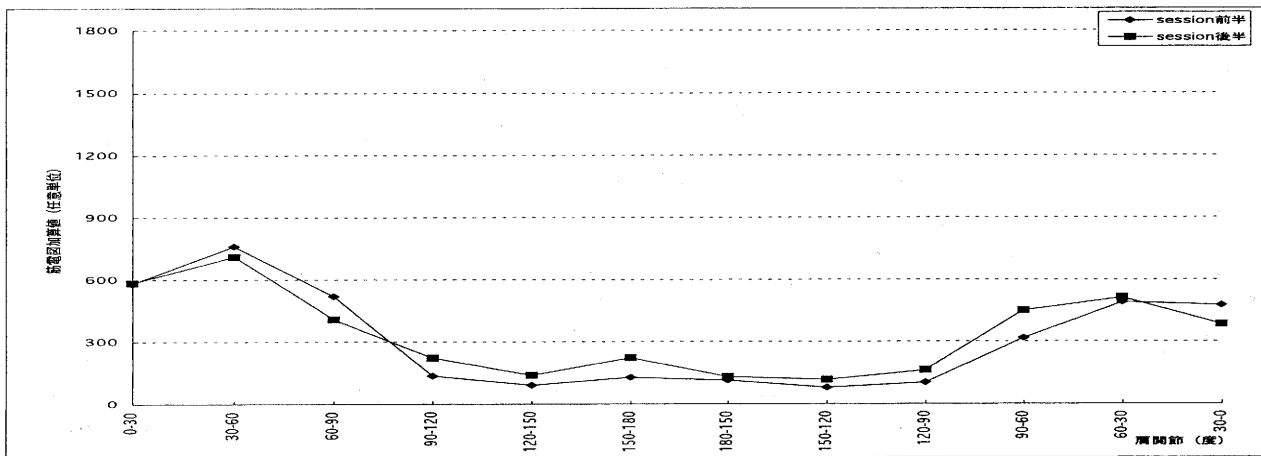


図7 セッション前半と後半における主動動作中の筋電図加算値 (FB群 n = 3)

筋前部の力を緩める方法を習得できなかったことを示している。

腕を動かす速度の観点からみると、小学生被験者の場合は大学生被験者に比べ、肩関節角度によって腕を動かす速度がばらつきやすかった。特に、腕が視界からはずれると考えられる角度 (120° → 180°, 180° → 120°) で腕の動きが速くなる傾向がみられた。すなわち、小学生被験者の方が、大学生被験者よりも腕を動かす速度のコントロールが不得手であると思われる。

以上のことから、力が抜けているという正しい手がかりを与えた上で、さらに練習の回数を積むことにより、筋電図加算値が減少すると想定される。

4 筋電バイオフィードバックを利用した腕あげ動作コントロール訓練

大学3名を被験者 (フィードバック群) として腕あげコントロール訓練を実施した。その際に、三角筋前部の筋収縮の変化を筋電バイオフィードバック装置 (ドイツ, ゾム社製, MYO Trainer 2000) によりほぼリアルタイムに視覚刺激に変換して提示した。このときに得られた三角筋前部の筋電図加算値を、大学生被験者と同様の手続きにより処理し分析

した。

1) フィードバック装置を利用した際の筋電図加算値の変動
他動動作課題中の筋電図加算値は、0° → 90° ($F(1/17) = 10.43, p < 0.01$), 90° → 0° ($F(1/17) = 8.51, p < 0.03$) の区間でセッション後半の加算値が低下した (図6)。セッション前半の筋電図加算値は、主動動作遂行時の変動とよく似た傾向を示した。すなわち、腕のあげ始めや再び腕をおろすときに三角筋前部に力が入りやすいことがわかる。セッション後半では、腕を上げ始めてから再び0°に戻すまで、肩関節角度による筋電図加算値の変動は小さくなる傾向がみられた。これらのことから、肩関節角度の変化によらず、三角筋前部をほぼ同じ割合で緊張させられるようになってきたといえる。特に、0° → 90°, 90° → 0° の区間で訓練効果が生じやすいといえる。

筋電図加算値と肩関節角度の変動の全体的傾向は、フィードバック無し条件の場合とよく似た傾向を示した。腕のあげ始めや再び腕を0°に戻そうとするときには、三角筋前部をよく使用していることがうかがわれる。

主動動作中の筋電図加算値はセッション前半と後半で、どの肩関節角度においても有意な変化は示さなかった。その上、肩関節角度による筋電図加算値の変動傾向は前半と後半で類

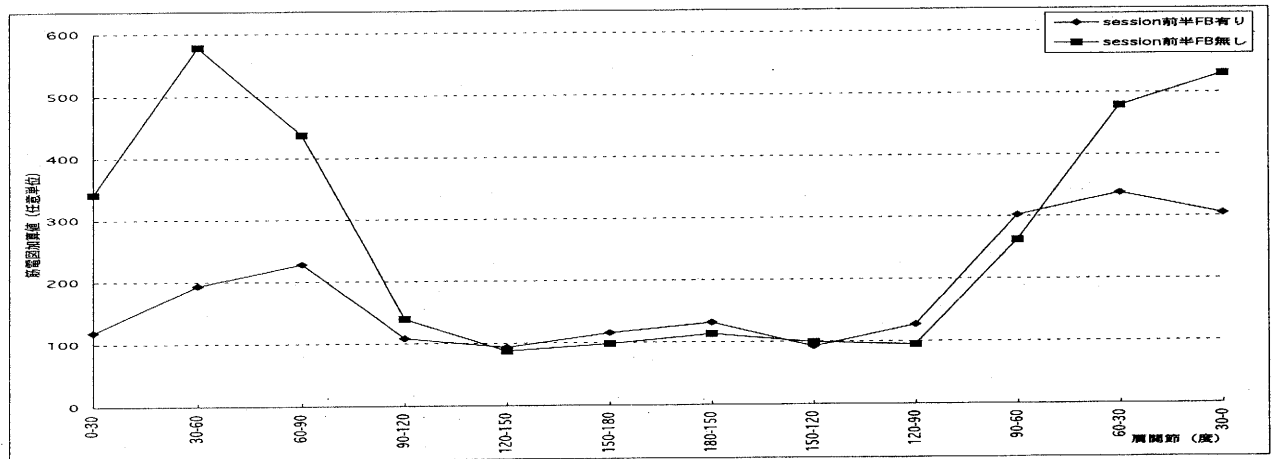


図8 他動動作前半における統制群との比較 (FB群 n = 3, 統制群 n = 5)

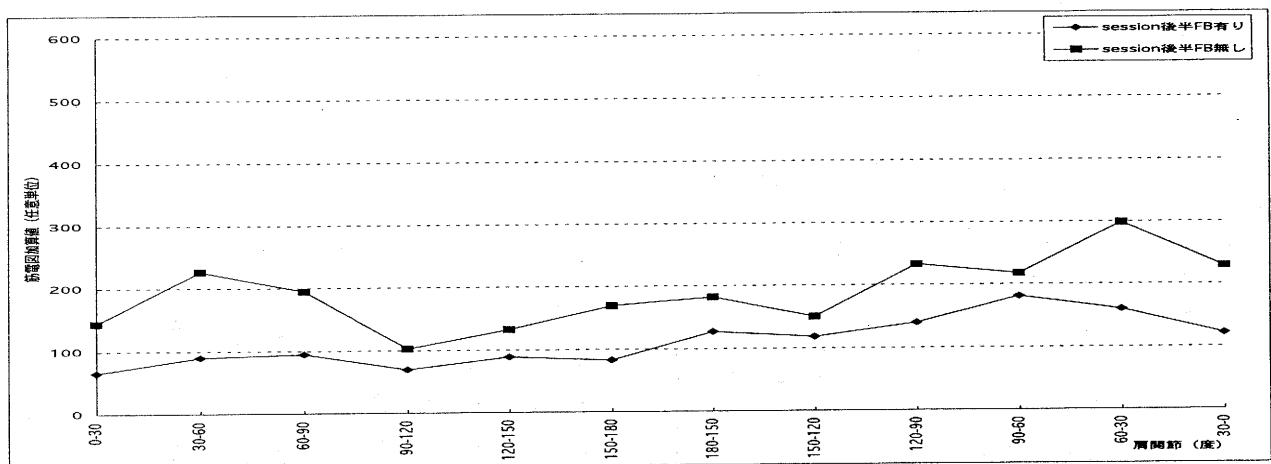


図9 他動動作後半における統制群との比較 (FB群 n = 3, 統制群 n = 5)

似していた (図7)。

これらのことより、フィードバック装置を利用した腕あげ動作コントロール訓練において、セッションの進行に対応した三角筋前部の筋緊張のコントロールは生じなかったといえる。

しかし、本研究で得られたフィードバック群の筋電図加算値の変動範囲は、フィードバック装置を利用しない大学生被験者 (主動動作課題、セッション後半) から得られた筋電図加算値とよく似た範囲に分布していた。

すなわち、健常大学生において、フィードバック装置を利用することにより、セッション早期から三角筋前部のコントロールが可能になることが示唆される。

2) フィードバックなし群 (統制群) との筋電図加算値の比較

フィードバック装置の影響を検討するために、フィードバック装置を用いずに、訓練を行った前出の大学生被験者 (統制群: n = 5) と、本実験で得られたフィードバック装置を用いて訓練を行った大学生被験者 (フィードバック群: n = 3) との筋電図加算値の比較を試みた。

図8, 9は、他動動作課題におけるセッション前半 (session 1 + 2) 及びセッション後半 (session 3 + 4 + 5) の

筋電図加算値をそれぞれフィードバック群と統制群について示したものである。同様に、図10, 11は、主動動作課題におけるセッション前半 (session 1 + 2) 及びセッション後半 (session 3 + 4 + 5) の筋電図加算値をそれぞれフィードバック群と統制群について示したものである。統計的検定については、肩関節角度30°毎にt検定を実施した。

他動動作課題におけるセッション前半及びセッション後半においては、フィードバック群と統制群との間には、どの区間においても有意な差はみられなかった。

すなわち、他動動作課題においてはフィードバックの影響はみられなかったといえる。

主動動作課題では、セッション前半において、フィードバック群は、統制群に比べてどの区間においても筋電図加算値は低下の傾向 (0° → 150°, 180° → 150°, 90° → 30° (p < 0.05), 150° → 180°, 150° → 120°, 30° → 0° (p < 0.1)) を示した。また、主動動作課題におけるセッション後半においてはフィードバック群と統制群の間には、どの区間においても筋電図加算値の有意な差はみられなかった。

すなわち、フィードバック装置を使用したことによる影響は、主動動作課題のセッション前半に認められた。

これらのことから、フィードバック装置を利用することに

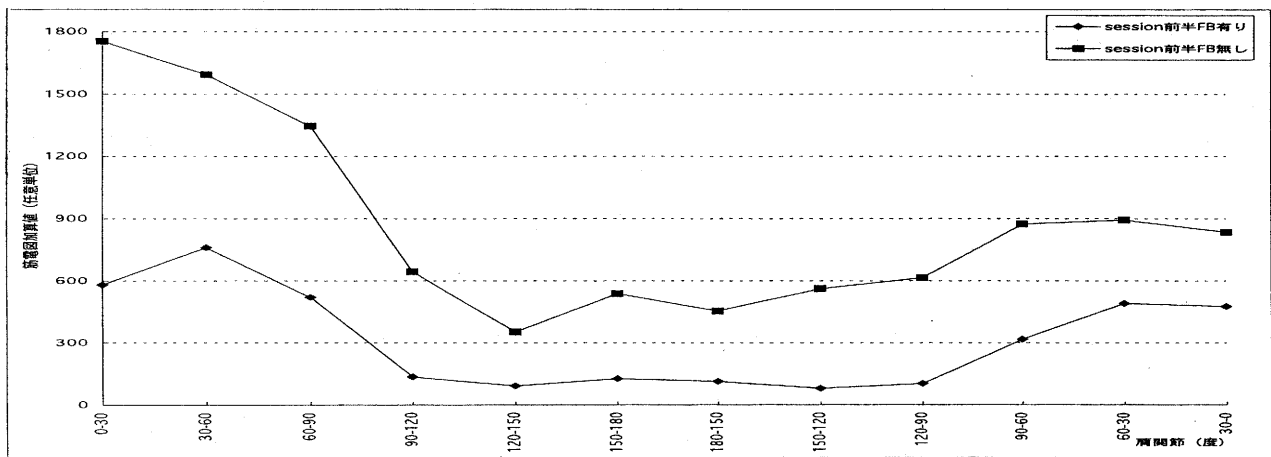


図10 主動動作前半における統制群との比較 (FB群 n = 3, 統制群 n = 5)

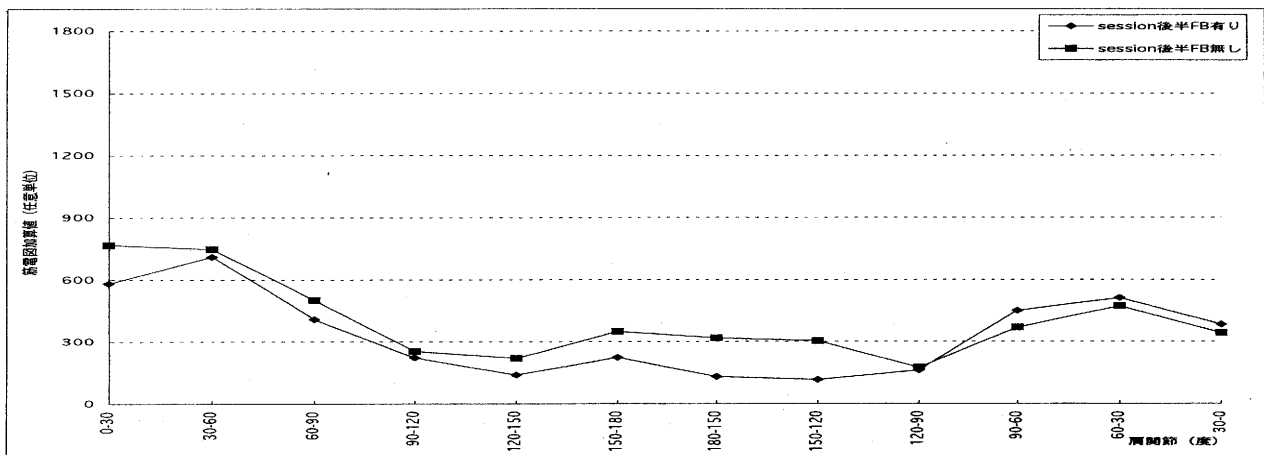


図11 主動動作後半における統制群との比較 (FB群 n = 3, 統制群 n = 5)

より、早いセッション段階から三角筋前部の弛緩コントロールが可能であったことがわかる。また、5回の訓練において主動動作課題における三角筋前部の筋電図加算値は最小で、100~800 (任意単位) の範囲で減少した。この値は、5回の訓練においては最小であった。

腕あげ動作コントロール訓練において、個体内部の筋感覚に意識を向けにくい人にとって、三角筋前部筋の筋電バイオフィードバックを利用することは有効であると考えられる。

臨床的には、脳性まひを持つ子どもや訓練初心者への利用が考えられる。同時に、訓練者が初心者で、被訓練者の筋緊張の微妙な変化を感じにくい場合にも有効であると考えられる。

5 脳性まひを持つ人の筋電バイオフィードバックを利用した腕あげ動作コントロール訓練

筋電バイオフィードバックには、前出の装置に付属しているソフトを利用した。このソフトにより、コンピュータ画面の色が、筋収縮に対応して変化するようにして提示した。

筋電図加算値の処理手続きは大学生と同様である。ただし、セッションによる進行をより明確に知るために導入期 (訓練開始から最初の2セッション) と終了期 (訓練終了に最も近

い2セッション) にわけて検討した。なお、事前テストとして、フィードバック装置を用いない訓練中の筋電図加算値を測定した。

1) 事例1 (被験者, S1)

①筋電図加算値の変動

a) 他動作課題

導入期 (session 1 + 2) と終了期 (session 6 + 7) における比較では、腕を下ろしていく $150^{\circ} \rightarrow 90^{\circ}$ の区間 ($F(1/7) = 47.93, p < 0.01$)、および $90^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$ の区間 ($F(1/11) = 38.02, > p < 0.01$) で、終了期の筋電図加算値が低下した。その他の区間では有意な差が認められなかった (図12)。このことは、7回の訓練中に $150^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$ の区間で、三角筋前部の緊張のコントロールが訓練中に進んだことがうかがわれる。特に、腕を頭上からもどす際に効果がやすかったことが示唆される。導入期と終了期の筋電図加算値の変動傾向は類似していた。すなわち、腕を上げていくときには三角筋前部に力が入りがちになるが、腕を戻してくるときには、逆に力が入らないといえる。

しかし、フィードバック刺激を利用していない事前テストの筋電図加算値は、腕をあげていく $90^{\circ} \rightarrow 150^{\circ}$ 、及び腕を

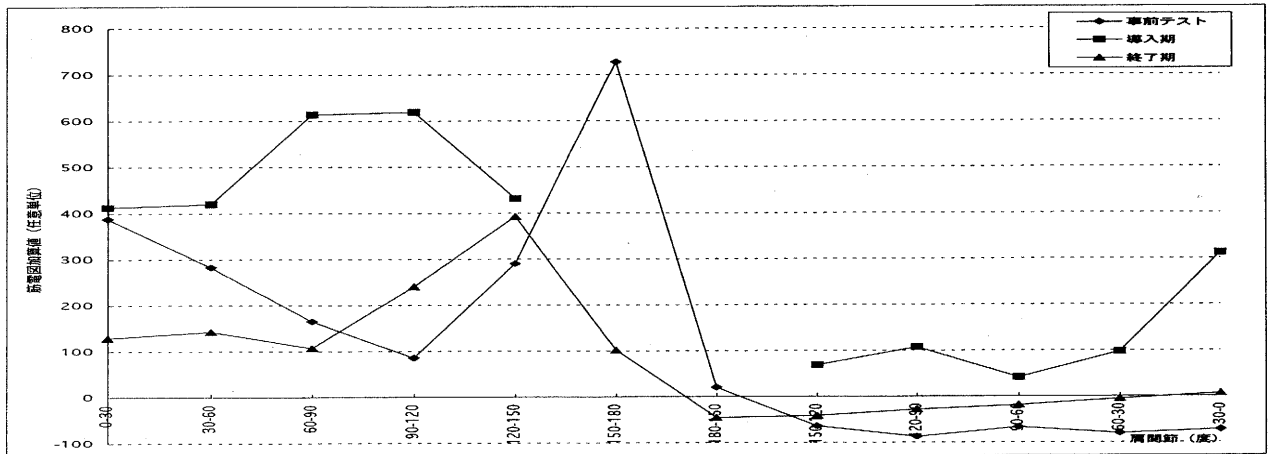


図12 他動動作中の筋電図加算値 (事例 S 1)

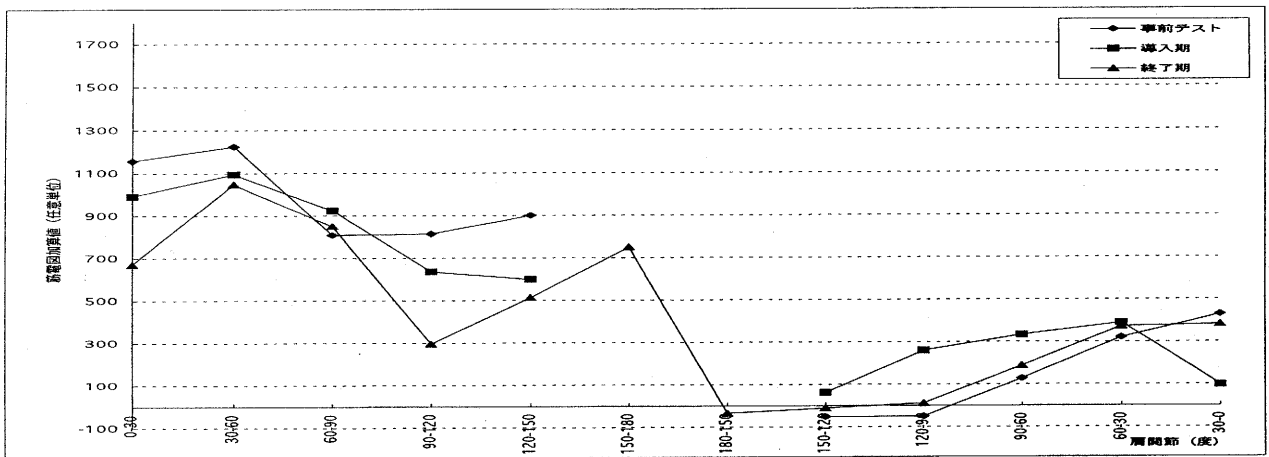


図13 主動動作中の筋電図加算値 (事例 S 1)

下ろしていく150° → 0° の区間で、終了期の平均値よりも低い値を示していた。つまり、終了期の筋電図加算値の減少は、フィードバック装置の利用によるものとはいえない。むしろ、フィードバック刺激を提示したために、筋緊張コントロールに一時的に混乱を招き、練習の効果が減少したといえるかもしれない。

終了期における腕を頭上から再び0°に戻してくる際の筋電図加算値は、ほぼ0～-81(任意単位)であった。すなわち、背臥位で肩関節0度の安静状態で測定した筋電図加算値よりも低下していた。

このような現象は、健康に問題のない大学生や小学生では認められなかった。緊張の弛緩が進みすぎたと考えられる。この現象は脳性まひを持つ人の特徴である可能性もあり、今後検討を要する。

b) 主動動作課題

主動動作課題では、セッションの進行による筋電図加算値の有意な低下は、どの区間においても認められなかった。フィードバック刺激を用いなかった事前テストの筋電図加算値は、0° → 60°、90° → 150°、30° → 0° の区間で、導入期及び終了期の筋電図加算値より高い値を示した(図13)。つまり、この区間でフィードバック刺激が筋緊張の弛緩に影響し

たことが推測される。

②フィードバック刺激の影響

脳性まひや重度の知的障害をもつ人への、バイオフィードバックを用いた筋緊張のコントロール訓練の研究は、いくつかみられる^{1) 11) 17)}。田嶋は¹¹⁾は、筋電図による視覚フィードバック法の影響を検討し、脳性まひ児(者)は様々な動作特徴を示すことを示した。すなわち、フィードバック刺激がすべての脳性まひをもつ人に働いたのではなく、1. 影響をまったく受けないタイプ、2. かえって弛緩困難になってしまうタイプ、3. 練習の後半により影響がでるタイプ等に分類できることを報告した。

本被験者 S 1 においては、フィードバック装置を用いた7回の訓練期間での効果は他動動作課題の腕を元に戻す区間(150° → 0°)でのみ確認された。また、最終セッション7の他動動作及び主動動作の筋電図加算値が、全セッション中一番低い値を示した。これらのことから、フィードバック刺激をうまく利用できるようになるためには、もう少し訓練時間を必要とすると考えられる。

③日常生活面への影響

本被験者において、訓練により背臥位での肩関節屈曲角度が150°から、最大で170°まで拡大した。しかし、肩関節

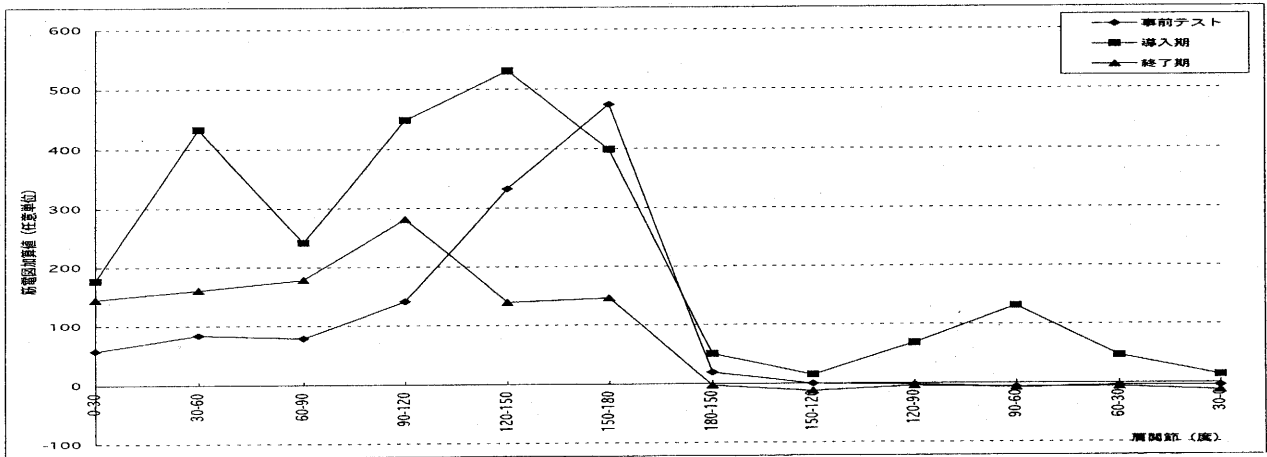


図14 他動動作中の筋電図加算値 (事例 S 2)

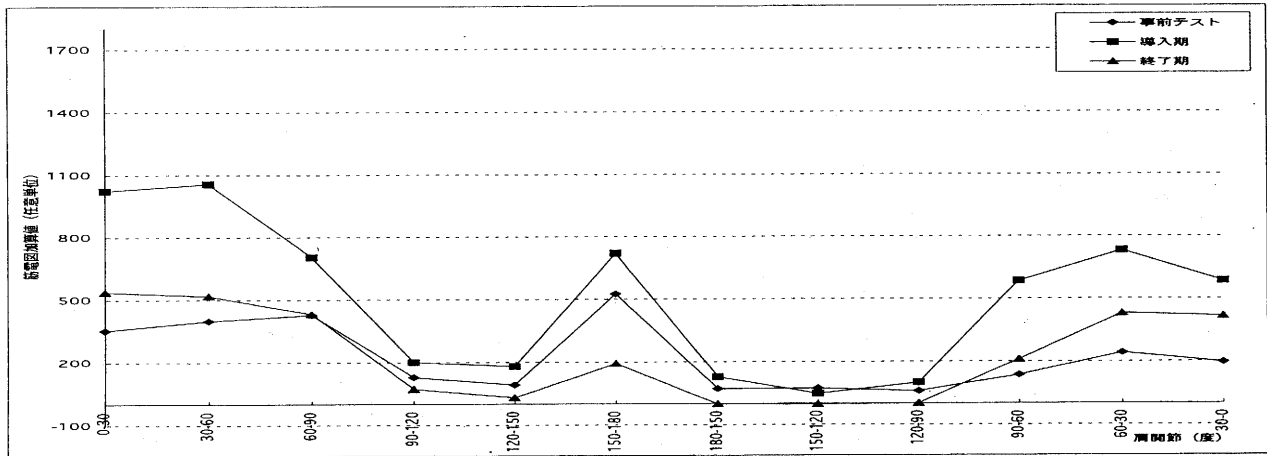


図15 主動動作中の筋電図加算値 (事例 S 2)

屈曲角度の拡大は、被訓練者の生活動作を顕著に改善するまでには至っていない。セッション4終了直後に、肩の感じや右手、左手についての不自由感を述べたにとどまり、その他のセッションでは身体についての意識や感じの変化についての報告はみられなかった。

2) 事例2 (被験者, S 2)

①筋電図加算値の変動

a) 他動動作課題

導入期(セッション1+2)と終了期(セッション7+8)における比較では、 $90^{\circ} \rightarrow 180^{\circ}$ ($F(1/11) = 3.96, p < 0.1$), $180^{\circ} \rightarrow 90^{\circ}$ ($F(1/11) = 4.51, p < 0.1$)の区間で減少傾向を示した。また、終了期では筋電図加算値の肩関節角度による変動が小さくなる傾向にあった。これは、三角筋前部の緊張のコントロールが訓練中に進んだことを示す。特に、8回の訓練中に $90^{\circ} \rightarrow 180^{\circ}$ 及び $180^{\circ} \rightarrow 90^{\circ}$ の区間で効果がでやすかったことが示唆される。

導入期と終了期における、筋電図加算値の変動は類似していた。腕を 0° から頭上へと、訓練者と一緒に動かしていくにつれ上昇傾向を示し、腕を 0° の位置へ戻す際には急激に筋電図加算値が低下した。すなわち、他動動作課題では、

0° から 180° まで腕を上げていく際には三角筋前部に力が入っているが、腕を再び 0° に戻す際には、ほとんど三角筋前部の力が抜けていることがわかる。

しかし、フィードバック刺激を利用していない事前テストの筋電図加算値は、 $0^{\circ} \rightarrow 120^{\circ}$ の区間で導入期、終了期の平均値よりも低い値を示した。このことは、フィードバック刺激を提示したために筋緊張コントロールに混乱を招いたとも考えられる。今後、検討を要する(図14)。

また、 $150^{\circ} \rightarrow 180^{\circ}$ 及び $180^{\circ} \rightarrow 150^{\circ}$ の区間においては腕が同じ位置にあるにもかかわらず、腕を上方へ上げようとするときと、腕を下方へもどそうとするときの筋電図加算値は大きく異なった。これは、健常大学生のデータと異なる点である。この原因は、脳性まひによるものと推察されるが、そのメカニズムについては検討を要する。本被験者に力のコントロールを体験させる際には $150^{\circ} \sim 180^{\circ}$ の範囲は、効果的な区間であるかもしれない。すなわち、腕を戻す際に、力を一気に抜きすぎないように指導することで脳性まひの人が苦手とする全か無でない中間の力を体験させることが可能といえる。

b) 主動動作課題

導入期と終了期における比較では、 $0^{\circ} \rightarrow 90^{\circ}$ ($F(1/$

11) = 8.03, $p < 0.03$), $90^\circ \rightarrow 180^\circ$ ($F(1/11) = 4.67, p < 0.1$), $180^\circ \rightarrow 90^\circ$ ($F(1/11) = 6.42, p < 0.05$), $90^\circ \rightarrow 0^\circ$ ($F(1/11) = 4.64, p < 0.1$) のすべての区間で終了期の筋電図加算値が低下傾向を示した。また、腕を上にあげ終わる付近 ($150^\circ \rightarrow 180^\circ$) で急激に筋緊張が高まり、腕を再び戻し始める付近 ($180^\circ \rightarrow 150^\circ$) の区間で急激に筋緊張の低下がみられた (図15)。

導入期と終了期の平均値の肩関節角度と筋電図加算値の変動の傾向は類似しており、腕の上げ始め及び腕を再び 0° へ向かって下ろしてくるとき、また腕を頭上まで上げて行くときに三角筋前部がよく働いていた。主動動作課題では、セッションの進行に対応して筋電図加算値が減少の傾向を示した。特に、被訓練者が最初、稼働することに困難を示していた $150^\circ \rightarrow 180^\circ$ の区間では大きく筋電図加算値が減少した。被験者の「腕をずーっと上にあげていっても痛みを感じない。」という報告と一致すると考えられる。

フィードバック刺激を用いなかった事前テストの筋電図加算値は、 $0^\circ \rightarrow 90^\circ$, $90^\circ \rightarrow 0^\circ$ の区間で、フィードバック訓練中より低下していた。このことは、フィードバック刺激が筋緊張の弛緩に一時的に混乱を招いた可能性を示している。

②フィードバック刺激の影響

本被験者においては、フィードバック刺激を利用しなかった事前テストの筋電図加算値が、他動動作課題では $0^\circ \rightarrow 120^\circ$ の区間、主動動作課題では $0^\circ \rightarrow 90^\circ$, $90^\circ \rightarrow 0^\circ$ の区間で訓練中の筋電図加算値よりも低下していた。

一方、フィードバック刺激を利用した訓練中の筋電図加算値は、他動動作課題では $30^\circ \rightarrow 60^\circ$, $120^\circ \rightarrow 180^\circ$, $120^\circ \rightarrow 0^\circ$ の区間で減少し、主動動作課題では、 $30^\circ \rightarrow 0^\circ$ を除くすべての区間で減少した。

このことから、本被験者は視覚的フィードバック刺激の利用に一時的に混乱を示したが、訓練が進むにつれてうまく利用できるようになり三角筋前部の弛緩コントロールに生かせるようになったと考えられる。

セッション4において、フィードバック閾値を訓練中に半分に下げたことを被験者に伝えたところ、筋緊張のコントロールに混乱を生じさせ、他動動作中の筋電図は安定しなかった。また、セッション6において被験者に知らせずに同様にフィードバック閾値を半分にしたところ、混乱を示さずに他動動作課題において三角筋前部をコントロール可能であった。これらのことから、課題の難度が上がったという心理的な負荷と、努力してもうまくいかないという失敗の体験はコントロールにマイナスに影響することが考えられた。

③日常生活への影響

セッション3では「家でも腕をあげ訓練をやろうと思う。」と言い、セッション4からは就寝前に主動動作をやっていると報告した。セッション7では、自動車教習所での教習は疲れやすく肩や首が痛くなるので、教習の前後に主動動作課題を行うと報告していた。

このように、肩の感じを楽にするための方法を覚え、自分

で実行している点でも訓練は有効であったといえる。

IV 今後の課題

本研究では、腕あげ動作コントロール訓練の効果を三角筋前部の筋電図を指標として分析・検討した。

しかし、被験者によっては、上腕2頭筋や上腕3頭筋及び僧帽筋なども腕あげ動作に関与していることが示唆された。今後、これらの筋群と腕あげ動作コントロール訓練との関連を調べていくことでより適切な個別指導が可能になると考えられる。

また、筋緊張のコントロール状況を知る手がかりとして筋電バイオフィードバック法を適用した。健常者には、訓練の初期段階から有効に働いたが、痙直型の脳性まひを持つ人にとっては7～8回の訓練期間では、フィードバックの手がかりを十分に活用することはできなかった。

しかし、脳性まひを持つ人は、時間はかかるが繰り返すことでフィードバック刺激を有効に利用できる可能性がうかがえた。今後、フィードバック方法を工夫して、継続することにより、訓練効果をさらに明らかにできると思われる。

また、筋電バイオフィードバックの刺激の種類を被験者にわかりやすい刺激に変えることにより、いろいろな障害を持つ子どもにも適用できると考えられる。

文献

- 1) 市原 信：EMGバイオフィードバックによる重度脳性麻痺者における筋緊張異常の制御。生理心理学と精神生理学：5(2), 107-116, 1987.
- 2) 遠矢浩一：重度精神遅滞児に対する動作訓練の効果—行動と姿勢の改善過程—特殊教育学研究：26(3), 57-64, 1988.
- 3) 大北啓子：多動を伴う重度精神遅滞児への動作訓練の適用—自己と、自分の身体および外界との関係性に気づく過程—特殊教育学研究：29(1), 39-46, 1991.
- 4) 大野博之：実験マヒの筋電図学的研究。九州大学教育学部紀要：11-21, 1969.
- 5) 熊谷恵子、佐々木日出男：読みの改善とともに著名な発達が認められた注意欠陥多動障害の一例。日本特殊教育学会第30回大会発表論文集：572-573, 1992.
- 6) 今野義孝：障害児の発達を促す動作法。学苑社：137-308, 1990.
- 7) 今野義孝、衛藤裕司：動作法の現状と課題。特殊教育研究：28(4), 45-52, 1991.
- 8) 古賀精治：筋電図バイオフィードバックによる新奇な筋活動の制御の獲得。心理学研究：59(2), 172-175, 1988.
- 9) 斎藤 宏、松村 秩、矢谷令子：姿勢と動作 ADLにおける扱いと手順。メヂカルフレンド社：26-30, 1995.
- 10) 佐藤 暁：動作法の適用が学習障害児の学習困難に及ぼす効果。特殊教育研究：29(4), 55-59, 1992.
- 11) 田嶋誠一：脳性マヒ児(者)の筋電図フィードバック—緊張残効に対して—。心理学研究：52(4), 199-205, 1981.
- 12) 富田博美、川端陽子、今野義孝：学習に障害をもつ児

童に関する動作法のこころみ(2)ー学習能力の改善についての検討ー. 日本特殊教育学会第32回大会発表論文集. 484-485, 1994.

13) 富永良喜: 脳性麻痺児の姿勢制御のための多次元筋電図バイオフィードバック. バイオフィードバック研究16: 5-11, 1989.

14) Debra W. Robertson, Lynne A. Lee, Michael Jacobs: Single Motor-Unit Control by Normal and Cerebral-Palsied Males: *Developmental Medicine and Child Neurology*: 26, 323-327, 1984.

15) 中村 隆, 斎藤 宏: 基礎運動学. 医歯薬出版: 197,

1976.

16) 成瀬悟策 編: 現代のエスプリ別冊 臨床動作法の理論と治療. 至文堂: 9-42, 1992.

17) Hideo Asato, Dennis G. Twiggs and Shelly Ellison: EMG Biofeedback Training for Mentally Retarded Individual with Cerebral palsy. *Physical Therapy*: 61(10), 1447-1451, 1981.

18) 福島 亨, 富永良喜: 脳性マヒ児の動作訓練における援助タイプと筋電図パターン: *特殊教育学研究*: 32(4), 1-9, 1995.