EMG バイオフィードバック法による筋制御に関する研究

——拮抗筋を用いた筋知覚の向上について——

竹 中 晃 二 (関西学院大学)

(昭和58年9月8日受付)

A study on the application of EMG biofeedback training to muscle control: an improvement of awareness of muscle tension in the agonist and the antagonist

Kohji Takenaka¹

Abstract

The purpose of this study was to clarify an improvement of awareness of the muscle tension as well as the performance during tension-control training by electromyographic (EMG) biofeedback. In order to relax the agonist (Biceps) and to contract the antagonist (Triceps) at elbow flexion, two experimental groups of eight undergraduate male subjects were provided with either no feedback (Condition NF) or the continuous visual feedback (Condition F) from each muscle activity. In Experiment 1, Condition NF was performed, and subsequently Condition F was run to prove the effect of muscle control. In Experiment 2, in order to test whether the training effect was retained or not, Condition F was first carried out, and its effect was compared with the later Condition NF. Additionally, immediately after each training trial in both experiments, the subject was required to guess whether the control level of both muscle tensions increased or decreased relative to the one of the immediately preceding trial in both experiments.

The following results were obtained:

- 1) In the mean EMG recorded from Triceps, Condition F showed a significantly greater EMG than Condition NF in Experiment 1, while the significant difference in EMGs obtained from the two conditions was not found in Experiment 2.
- 2) In both experiments, the probability of correct guessings between adjacent trials in Condition F was significantly greater than that in Condition NF.
- 3) A significant difference in the probability of success in controlling the two muscle tensions was found between the two conditions in Experiment 1.
- 4) In Experiment 1, a significant interaction was found between overall subjective guessings and

¹ *Kwansei Gakuin University, Uegahara, Nishinomiya, Hyogo (662)*

the actual muscle activities in Condition F, while, in Experiment 2, it was found in both conditions.

(Kohji Takenaka, "A study on the application of EMG biofeedback training to muscle control: an improvement of awareness of muscle tension in the agonist and the antagonist", *Jap. J. Phys. Educ.*, 29-2 : 89-97, September, 1984)

研究目的

ヒトが自分自身の生理的活動、行動、意識の過程を、随意に変容させることができた場合、一般に、自己制御 (self-regulation) が達成されたといわれる²²⁾。現在、この自己制御の代表的な手法となっているバイオフィードバックに関する研究は、Miller¹³⁾によるネズミの心拍の道具的変容、ヒトを被験体とした Fowler and Kimmel⁵⁾の皮膚電気反射の道具的変容、Kamiya⁸⁾による脳波を指標とした研究が発端となり、臨床場面を中心とした研究も盛んに行われるようになってきた。このようなバイオフィードバックの研究は、用いられる指標の種類によって、次の4つに大別することができる。まず第1に、自律神経系に支配されている指標を取り扱った研究、すなわち心拍数、血圧などの心臓血管系反応や皮膚温度、皮膚電気反射、唾液などを指標とした研究である。第2にホルモンの反応を取り扱った研究、さらに第3として Kamiya⁸⁾に代表される脳波、とりわけアルファ波およびシータ波を指標とした研究である。最後に、随意的にコントロールできる反応も含まれているという点で、以上の研究とは趣を異にするが、骨格筋系の反応、すなわち筋電図 (electromyography: EMG) 活動を指標とした研究がある²⁵⁾。

EMG バイオフィードバックに関する研究は、大きく分けて2種類のものがある。その一つは、Budzynski and Stoyva³⁾の研究以来の筋弛緩の獲得を目的とした研究であり、もう一つは Marinacci and Horande¹²⁾以来の、筋に関係した疾病のリハビリテーションを目的とした研究である。前者は過去における2つの自己制御の手法、すなわち Jacobson⁷⁾の漸進性筋弛緩と Schultz and Luthe¹⁷⁾の自律訓練の流れをくむものと考えられる。これら2つの手法はかなりの成果をもたらしたが、訓練に要する時間が長いことや、客観的な

評価が困難であるという理由から、EMG バイオフィードバックの手法が開発された。これら筋弛緩のための研究は、主に前頭筋をフィードバック筋とし、緊張性頭痛や種々の不安神経症などの治療に関する臨床的応用のみならず、他の自己制御の手法との比較や EMG 活動と主観的緊張との関係、さらに訓練効果の般化や転移の研究など、健常者を用いた基礎的な研究も行われている¹⁴⁾。一方、リハビリテーションを目的とした研究は、ほとんどが患者の治療に関する報告であり、交通事故などの負傷に起因する末梢性神経筋損傷、けいれん性斜頸、半身不随などの中枢神経系機能障害、さらに脳性小児麻痺などの治療、言い換えれば、筋の再訓練に用いられ、有益な効果が報告されている⁶⁾。

その他の研究としては、運動学習場面に EMG バイオフィードバック手法を用いた研究があげられる。筋力や EMG レベルを一定に保つ実験^{4), 11)}、管楽器演奏の際の口唇部 EMG パターン^{2), 24)}、多種類の筋を使ったパターン識別実験²³⁾など興味ある報告がなされている。しかし、いずれも運動課題達成の成否についての記述にとどまり、パフォーマンス向上のための一つの要素と考えられる筋緊張の知覚に関する研究はわずかし報告されていないのが現状である^{9), 19), 20), 21)}。

EMG バイオフィードバック訓練の効果としては、2つの側面が考えられる。1つは筋活動を制御できるようになるためのテクニックの獲得であり、神経生理学的には、大脳皮質の運動野、あるいは脳幹から下行する遠心性脊髄路から筋に至る運動系路の機能面におけるより良い形成を意味すると考えられる。多くの EMG バイオフィードバック実験の場合は、このテクニック獲得にのみ注意がはらわれてきた。さらに、もう1つの側面は、EMG バイオフィードバック訓練の結果、身体変化あるいは状態への気づき (awareness) を高

め、筋の緊張状態を認識できるようになることであり、筋や腱の固有受容器から感覚神経を経て脊髄のレベル、またはさらに上行して感覚中枢に至る系路を促通することを意味する。しかしながら、実際の筋活動を制御する際には、これら両者は単独でその働きが改善されるものではなく、相乗作用をもって複雑に関係しあっている。たとえば、アルファおよびガンマー系の運動神経と、それを脊髄レベル、または大脳レベルで調節するための筋紡錘からの求心性インパルスとの関係のように、神経支配は相乗的に行われている。

本研究においては、主働筋と拮抗筋を用い、随意的には比較的困難な筋活動を課題として EMG バイオフィードバック訓練を行った。本研究の目的は、これら EMG バイオフィードバック訓練の効果を、運動課題遂行の改善だけに注目することなく、Kinsman, et al.⁹⁾, Staudenmayer and Kinsman²⁰⁾, Sime and DeGood¹⁹⁾らの前頭筋の弛緩訓練の際の方法に習い、課題遂行のための内的ストラテジィ、すなわち筋活動の知覚の向上について確かめることであった。実験 1 では、運動課題遂行における EMG バイオフィードバック訓練の効果を確かめ、さらに実験 2 では EMG バイオフィードバック訓練によって獲得された筋制御活動が、フィードバックの与えられない状態においてどの程度残存するかを検証した。

実 験 方 法

1) 被験者

本実験で用いた被験者は、実験 1, 2 とも健康な右手利男子大学生各 8 名、計 16 名で、年齢は 19—22 歳、平均 20.2 歳であった。

2) 反応

被験者は座位で、右上腕を肩に水平、前方に挙上した位置に、肘立てにより固定し、前腕を回内した状態で肘関節を 90°に保持した。EMG 活動は双極誘導とし、上腕二頭筋 (M. Biceps Brachii, 以下 Biceps と略す) と上腕三頭筋 (M. Triceps Brachii, 以下 Triceps と略す) から、ミニチュア電極を用いて皮膚表面から導出した。EMG 活動は増幅後、モニター用のオシロスコープに接続し、

さらにインテグレーターを用い、1 秒ごとの積分値をペン書き記録した。

3) 手続き

被験者の課題は実験 1, 2 とも同様であり、被験者は肘関節角度を 90°に保持したまま、Biceps および Triceps の筋放電量の差をできるだけ大きくすること、すなわち Biceps をできるだけ弛緩させ、同時に Triceps をできるだけ緊張させることであった。次の 2 つの条件が設定された。Feedback 条件 (以後 F 条件と略す) では、被験者の 2 種の筋放電の様相はオシロスコープを介して視覚的にフィードバックされた。一方、No feedback 条件 (以後 NF 条件と略す) では筋放電の視覚的なフィードバックはされなかった。さらに、被験者に、両条件下の訓練期としての各試行終了後すぐさま、当該試行の制御成績と一つ前の試行の制御成績を比較させ、次のような回答を求めた。被験者が、当該試行の成績が一つ前の成績より優れている、すなわち Biceps の活動が前試行より減少し、Triceps の活動が増加していると判断した場合は「Up」、またその逆であるところの劣っていると判断した場合は「Down」と、それぞれ口答で判断を求めた。訓練期としての試行数は両条件ともそれぞれ 30 試行であり、1 試行は 20 秒間課題を行わせ、試行間間隔は 20 秒とした。さらに、両条件とも訓練期 30 試行終了後、フィードバックなしのテスト試行が 5 回行われ、被験者による試行間の成績比較はされなかった。両条件の間には 20 分間の休憩を設け、各条件内の時間スケジュールは、ヘッドホンを介して純音により被験者に指示した。なお、両条件の順序は、実験 1 では、バイオフィードバック訓練の効果を確かめるため、NF 条件を先に、ついで F 条件を行った。一方、実験 2 では、バイオフィードバック訓練の残存効果を確かめるため、先に F 条件を行い、ついで NF 条件を行った。

結 果

実験 1, 2 の結果に対して、以下に述べるような処理を行った。まず、F 条件、NF 条件の平均 EMG 量については、20 秒間の課題遂行のうち、前

後5秒間を除いた10秒間の平均値を求めた。また、被験者の試行間比較による正答率を求めるため、各試行の Triceps の EMG 量を Biceps の EMG 量で除した値で評価し、その値を試行間で比較することにより、被験者の回答の正誤を決定した。さらに、被験者の判断とは別に、2 試行を比較し、当該試行が前試行に比べ、Biceps の EMG 量が減少、Triceps の EMG 量が増加した場合、課題が達成されたとみなし、その達成回数を全試行数で除した値を各被験者の課題達成率として条件別に求めた。最後に、全被験者について、F、NF 両条件の訓練期全試行について、前試行に対する当該試行の Biceps および Triceps の EMG 量の増加および減少の結果と各被験者の試行間比較による回答結果との関係を見た。

1) 実験 1

i) 平均 EMG 量

図 1 は実験 1 の NF、F 両条件下における、5 試行を 1 ブロックとした Biceps と Triceps の平均 EMG 量の変化を示したものである。EMG 量は $100\mu\text{V}$ を規準として任意単位で表わされている。検定の結果、訓練期においては、Biceps の EMG 量に試行間に有意な結果が得られ、NF、F 両条件とも試行が進むにつれて EMG 量の減少を示したものの ($F=4.64$, $df=5, 35$, $p<.01$)、両条件間には EMG 量に差は認められなかった。一方、Triceps の EMG 量では、試行間 ($F=3.77$, $df=5, 35$, $p<.01$)、条件間 ($F=12.50$, $df=1$,

Fig. 1 Mean EMG for no feedback and feedback conditions in Experiment 1.

7 , $p<.01$), 試行と条件の交互作用 ($F=4.54$, $df=5, 35$, $p<.01$) のそれぞれに有意な結果が認められた。このことから、Triceps の EMG 量は、特に F 条件で、試行が進むにつれて増加の傾向を示し、その値は NF 条件より F 条件の方が大きいことを示している。さらに、テスト期においても、両筋の EMG 量に条件間の有意差が認められ、NF 条件より F 条件の方が Biceps では小さく、Triceps では大きくなった (Biceps: $t=4.04$, $df=7$, $p<.01$ Triceps: $t=3.05$, $df=7$, $p<.05$).

ii) 試行間の制御成績比較による正答率

図 2 は実験 1 における全被験者の試行間の制御成績比較による平均正答率を示している。被験者の判断、すなわち「Up」と「Down」の回答の間には、両条件において差は認められなかったが、

Fig. 2 Probability of correct guessings between adjacent trials for no feedback and feedback conditions in Experiment 1.

Fig. 3 Probability of successes for no feedback and feedback conditions in Experiment 1.

Table 1. Relationship between overall subjective guessings and actual muscle activities for no feedback and feedback in Experiment 1.

	No feedback				
	Biceps ↑ Triceps ↓	↑ ↑	↓ ↓	↓ ↑	
Up	19	58	37	21	135
Down	20	26	34	17	97
	39	84	71	38	232

	Feedback				
	Biceps ↑ Triceps ↓	↑ ↑	↓ ↓	↓ ↑	
Up	13	28	34	54	129
Down	35	32	30	6	103
	48	60	64	60	232

 $p < 0.001$

F条件の方がNF条件より有意に高い正答率を示した ($F=15.51$, $df=1$, 7 , $p<.01$).

iii) 課題達成率

図3は実験1における全被験者の平均課題達成率を示している。F条件の方がNF条件よりも約10%課題達成率が有意に高かった ($t=2.43$, $df=7$, $p<.05$).

iv) 試行間比較と被験者の回答との関係

表1は実験1における全被験者のNF, F両条件の訓練期全試行における当該試行と一つ前の試行成績との比較, それぞれ232回について, 実際の制御成績と被験者自身による回答との関係を見たものである。BicepsおよびTricepsのそれぞれの矢印は, 上向きのものは前試行よりも実際のEMG量が増加, 下向きのものは減少していることを表わしている。たとえば, 被験者に要求されていた課題は, 両条件とも, 右端のBicepsのEMG量を減少, TricepsのEMG量を増加さすという課題であるが, この課題に一致したEMG量を被験者が正確に「Up」と答えた回数は, NF条件では21回, F条件では54回と, はるかにF条件の方が多かった。F条件において, 行と列に有意な交互作用が認められた ($\chi^2=46.67$, $df=3$, $p<.001$).

2) 実験2

i) 平均EMG量

図4は実験1と同様に, 実験2のF, NF両条件下における平均EMG量を示している。訓練期においては, BicepsのEMG量に試行間, 条件間に差は見られなかったものの, TricepsのEMG量では試行と条件の交互作用が認められた。下位検定の結果, 第1ブロックではNF条件の方がF条

Fig. 4 Mean EMG for feedback and no feedback conditions in Experiment 2. **Fig. 5** Probability of correct guessings between adjacent trials for feedback and no feedback conditions in Experiment 2.

件より大きく ($t=3.78$, $df=7$, $p<.01$), 第5ブロック ($t=2.67$, $df=7$, $p<.05$), 第6ブロック ($t=3.32$, $df=7$, $p<.05$)ではF条件の方がNF条件より大きなEMG量を示した。さらに, テスト期においても, BicepsのEMG量でNF条件の方がF条件より大きな値を示した ($t=2.92$,

Table 2. Relationship between overall subjective guessings and actual muscle activities for feedback and no feedback conditions in Experiment 2.

	Feedback				
	Biceps ↑ Triceps ↓	↑ ↑	↓ ↓	↓ ↑	
Up	12	44	27	53	136
Down	38	22	26	10	96
	50	66	53	63	232

 $p < 0.001$

	No feedback				
	Biceps ↑ Triceps ↓	↑ ↑	↓ ↓	↓ ↑	
Up	25	33	34	49	141
Down	28	21	25	17	91
	53	54	59	66	232

 $p < 0.025$ $df = 7, p < .05$).

ii) 試行間の制御成績比較による正答率

図5は実験1と同様に、実験2における全被験者の試行間比較による平均正答率を示している。実験1と同様に、F、NF両条件間に有意差が認められ、NF条件よりF条件の方が高い正答率を示した ($F=9.42, df=1, 7, p < .05$).

iii) 課題達成率

実験2における課題達成率は、実験1でF条件の方が高い値を示したことは異なり、F条件とNF条件の間に有意差は認められなかった ($t=0.393, df=7, p > .1$).

iv) 試行間比較と被験者の回答との関係

表2は実験1と同様に、実験2における全被験者のF、NF両条件の訓練期全試行における当該試行と一つ前の試行との関係、それぞれ232回について、実際の制御成績と被験者自身による回答との関係を示したものである。F条件 ($\chi^2=44.65, df=3, p < .001$) のみならず、NF条件 ($\chi^2=9.39, df=3, p < .025$) においても行と列に有意な交互作用が得られた。また、被験者に要求されていた課題においても、正確に「Up」と答えた回数は、F条件で53回、一方NF条件では49回と、実験1で見られたほど大きな差が両条件間に認められなかった。

論 議

身体運動におけるスキル獲得過程において、その動きは無駄の多いものから徐々に洗練された動きへと変化する。一方、筋の活動パターンに注目すると、過度の筋緊張や不必要な筋の関与は取り除かれ、主働筋と拮抗筋が効率よく働くことが一

般に知られている。本研究では、これら主働筋と拮抗筋に注目し、随意的には比較的困難な筋活動として、肘屈曲時のBicepsの活動を抑制し、かつTricepsの活動を促進するという課題について、EMGバイオフィードバック訓練を行った。実験1では運動課題遂行におけるEMGバイオフィードバック訓練の効果を確かめるため、NF条件を先に、ついでF条件を行った。一方、実験2ではEMGバイオフィードバック訓練によって獲得された筋制御活動が、フィードバック情報を与えない状態において、どの程度残存するかを検証するため、F条件を先に、ついでNF条件を行った。さらに、実験1、2とも運動課題遂行の結果だけにとどまらず、運動課題遂行の際の筋知覚について調べた。

実験1では、図1の平均EMG量に見られるように、訓練期において、Bicepsが両条件とも試行が進むにつれてEMG量の減少を示し、TricepsではF条件の方がNF条件より高いEMG量を示した。また、テスト期においても、Biceps、Triceps両筋のEMG量ともNF、F両条件間に有意差が認められた。さらに、図3の課題達成率においても、F条件の方が高い値を示した。これらのことから、EMGバイオフィードバック訓練によって、Bicepsの活動を減少、Tricepsの活動を増加させるといった相拮抗する2つの筋の同時、しかも反対方向の自己制御が可能であることが示された。訓練期におけるBicepsのEMG量に条件間の差が認められないことについては、本実験で課題とした、前腕を回内した肘屈曲姿勢が、すでにBicepsの緊張状態にあり、その緊張を抑制するためには、試行数が少なすぎたのではないかと

推測される。

実験2では、図3の平均EMG量に見られるように、テスト期では実験1と同様にBicepsのEMG量に条件間の差が認められたものの、訓練期では第1、第5、第6ブロックのTricepsのEMG量を除いては、両筋とも有意な差は認められなかった。さらに、課題達成率においては、実験1の結果とは異なり、両条件間に差は見られなかった。これらのことから、EMG バイオフィードバック訓練によって達成された筋制御活動は、フィードバック情報が与えられない状態でも残存することが示された。特に、この効果は、平均EMG量に見られるように、第1ブロックでは顕著に表われたが、試行が進むにつれて、第5、第6ブロックではその効果は消失した。筋制御活動をより定着させるためには、EMG バイオフィードバック訓練の試行数を増加させる必要がある。

前頭筋の弛緩訓練におけるEMG活動と主観的緊張との関係を見た研究としては、Alexander¹⁾、Reinking and Kohl¹⁵⁾、Shedivy and Kleinman¹⁸⁾、LeBoeuf¹⁰⁾らは7—15点の評定尺度を用いている。さらに、Kinsman, et al.⁹⁾、Staudenmayer and Kinsman²⁰⁾、Sime and DeGood¹⁹⁾は試行と試行間隔に分けられた実験において、ある試行とその一つ前の試行のEMG活動量について、被験者に2件法（増加あるいは減少）で回答を求め、その正答率により、主観的な緊張との関係を見た。その結果、いずれもEMG バイオフィードバックの条件が正答率において優れており、Sime and DeGood¹⁹⁾は筋緊張の気づき（awareness of muscle tension）はEMG活動を減少させる能力と関係があると述べている。筋活動の調節は、腱や関節の受容器からの求心性インパルスや、筋サーボメカニズム（muscle servo mechanism）、すなわち筋紡錘による自己調整の働きによるものであり、筋緊張の気づきとは、これら求心性情報が意識レベルにのぼることを意味すると考えられる。Roland¹⁶⁾は、視覚、聴覚的手掛かりのみならず、皮膚受容器からの情報、関節受容器からの情報、フィードフォワードシグナルからの情報を麻酔と

筋弛緩剤によって取り除き、指先のコイルスプリングの力の識別やマッチングの実験を行った。その結果、正答率において有意な差は認められず、このことから筋紡錘などの感覚フィードバックのシグナルが意識レベルに届くことを報告している。

本研究における被験者の試行間比較は、Kinsmanらの方法に習いはしたものの、被験者は単に1つの筋の活動を増加、あるいは減少にのみ注意を向けることに比べ、BicepsとTriceps、2つの筋の活動について、増加あるいは減少について判断するという点で、彼等の方法より困難度は高いと思われる。図2、図4に見られるように、試行間比較による正答率は、実験1、2とも、F条件の方がNF条件より高い値を示した。F条件、すなわち筋活動をフィードバックさせる条件の方が、自己の筋活動の状態を把握するために、好条件であったと考えられる。さらに、表1と表2における実際の制御成績と被験者自身による回答との関係では、実験1、2ともF条件で有意な交互作用が得られた。このことから、F条件、すなわちフィードバック情報が与えられた条件においては、被験者は2つの筋活動のそれぞれの増加、あるいは減少という方向性を正確に判断できると考えられる。しかしながら、実験1では、EMG バイオフィードバックがされていないNF条件において、有意な関係は見られなかった。一方、実験2では、EMG バイオフィードバック訓練、すなわちF条件を行った後に行われたNF条件においては、有意な交互作用が認められ、その判断が改善されたと見なすことができる。以上の結果から、EMG バイオフィードバック訓練は、運動課題遂行の手掛かりとしてだけでなく、筋知覚、すなわち筋緊張の気づきの向上にも役立つと考えられる。

最後に、今後の問題点として、本研究で用いたフィードバック情報の提示形式は、単に2筋の放電様相を直接並列に示したものであるので、より効果的なフィードバック情報の提示形式を検討する必要がある。

結 論

EMG バイオフィードバック訓練における筋知覚の向上を調べるため、肘関節角度を90°に保持した状態で Biceps を弛緩、Triceps を緊張させることを課題として、EMG バイオフィードバック訓練を行った。実験1では、NF条件を先に、ついでF条件を行い、実験2では、F条件を先に、ついでNF条件を行った。その結果、次のような知見を得た。

1) 平均 EMG 量に関しては、実験1の訓練期において、Biceps に試行間、Triceps に試行間、条件間、試行と条件の交互作用のそれぞれに有意な EMG 量の差が認められた。また、テスト期においても、Biceps では F 条件より NF 条件の方が、Triceps では NF 条件より F 条件の方がそれぞれ有意に大きな値を示し、EMG バイオフィードバック訓練の効果が確められた。一方、実験2の訓練期においては、第5、6ブロックで Triceps に F 条件が NF 条件より大きな値を示したものの、テスト期においても条件間に EMG 量の差はなく、EMG バイオフィードバック訓練によって獲得された筋制御活動が、フィードバック情報の与えられない状態においても残存することが確かめられた。

2) 試行間比較による正答率に関しては、実験1、2とも F 条件が NF 条件より有意に高い値を示し、F 条件の方が自己の筋活動の状態を把握するために、好条件であったと考えられる。

3) 課題達成率に関しては、実験1において、F 条件が NF 条件より高い値を示したのに対し、実験2では条件間に差は認められなかった。平均 EMG 量と同様に EMG バイオフィードバック訓練によって達成された筋制御活動の残存効果と考えられる。

4) 試行間比較と被験者の回答との関係においては、実験1では F 条件にのみ有意な交互作用が認められ、一方、実験2では、F 条件のみならず NF 条件においても有意な交互作用が認められた。EMG バイオフィードバック訓練によって、被験者の筋緊張に対する判断が改善されたと考えら

れる。

以上の結果から、EMG バイオフィードバック訓練は、運動課題遂行の手掛かりとしてだけでなく、筋知覚の向上にも役立つと考えられる。

稿を終るにあたり、終始御指導を賜りました関西学院大学文学部心理学科宮田洋教授、ならびに御協力いただきました体育研究室新井節男教授に心から感謝します。なお、本研究の一部は、日本体育学会第34回大会において口頭発表した。

引用・参考文献

- 1) Alexander, A.B., "An experimental test of assumptions relating to the use of electromyographic biofeedback as a general relaxation training technique," *Psychophysiology*, 12: 656—62, 1975.
- 2) Basmajian, J.V. and Newton, W.J., "Feedback training of parts of buccinator muscle in man," *Psychophysiology*, 11: 92, 1974.
- 3) Budzynski, T.H. and Stoyva, J.M., "An instrument for producing deep muscle relaxation by means of analog information feedback," *Journal of Applied Behavior Analysis*, 2: 231—37, 1969.
- 4) Cain, W.S. and Stevens, J.C., "Constant-effort contractions related to the electromyogram," *Medicine and Science in Sports*, 5—2: 121—27, 1973.
- 5) Fowler, R.L. and Kimmel, H.D., "Operant conditioning of the GSR," *Journal of Experimental Psychology*, 63: 563—67, 1962.
- 6) Inglis, J., Campbell, D. and Donald, M.W., "Electromyographic biofeedback and neuromuscular rehabilitation," *Canadian Journal of Behavioural Science*, 8: 299—333, 1976.
- 7) Jacobson, E., *Progressive relaxation*, University of Chicago Press: Chicago, 1938.
- 8) Kamiya, J., "Operant of the EEG alpha rhythm and some of its reported effects on consciousness," in Tark, C.T. (Ed.), *Altered States of Consciousness*, John Wiley and Sons: New York, 1969.
- 9) Kinsman, R.A., O'Banion, K., Robinson, S. and Staudenmayer, H., "Continuous biofeedback and discrete posttrial verbal feedback in frontalis muscle relaxation training," *Psychophysiology*, 12: 30—35, 1975.
- 10) LeBoeuf, A., "Effects of frontalis biofeedback on subjective rating of relaxation," *Perceptual and Motor Skills*, 50: 99—103, 1980.
- 11) Lloyd, A.J., "Auditory EMG feedback during a sustained submaximum isometric contraction," *Research Quarterly*, 43—1: 39—46, 1972.

- 12) Marinacci, A.A. and Horande, M., "Electromyogram in neuromuscular reeducation," *Bulletin of the Los Angeles Neurological Society*, 25 : 57—71, 1960.
- 13) Miller, N.E., "Learning of visceral and glandular responses," *Science*, 163 : 434—45, 1969.
- 14) Qualls, P.J. and Sheehan, P.W., "Electromyographic biofeedback as a relaxation technique: A critical appraisal and reassessment," *Psychological Bulletin*, 90 : 21—42, 1981.
- 15) Reinking, R.H. and Kohl, M.L., "Effects of various forms of relaxation training on physiological and self-report measures of relaxation," *Biofeedback and Self-Control*, 218—23, 1975.
- 16) Roland, P.E., "Sensory feedback to the cerebral cortex during voluntary movement in man," *The Behavioral and Brain Science*, 1 : 129—71, 1978.
- 17) Schultz, J.H. and Luthe, W., *Autogenic training: A psychophysiological approach in psychotherapy*, Grune & Stratton: New York, 1959.
- 18) Shedivy, D.I. and Kleinman, K.M., "Lack of correlation between frontalis EMG and either neck EMG or verbal ratings of tension," *Psychophysiology*, 14 : 182—86, 1977.
- 19) Sime, W.E. and DeGood, D.E., "Effect of EMG biofeedback and progressive muscle relaxation training on awareness of frontalis muscle tension," *Psychophysiology*, 14 : 522—30, 1977.
- 20) Staudenmayer, H. and Kinsman, R.A., "Awareness during electromyographic biofeedback: Of signal or process?," *Biofeedback and Self-Regulation*, 1 : 191—99, 1976.
- 21) Stilson, D.W., Matus, I. and Ball, G., "Relaxation and subjective estimates of muscle tension: Implications for a central efferent theory of muscle control," *Biofeedback and Self-Regulation*, 5 : 19—36, 1980.
- 22) Stoyva, J., "Self-regulation and the stress-related disorders: A perspective on biofeedback," in Mostofsky, D.A. (Ed.), *Behavior Control and modification of physiological activity*, Prentice Hall: New Jersey, 1976. pp. 366—98.
- 23) 梅沢章男・児玉昌久「動作障害のための筋電図フィードバックシステム」群馬大学教育学部紀要, 28 : 201—10, 1978.
- 24) White, E.R. and Basmajian, J.V., "Electromyography of lip muscles and their role in trumpet playing," *Journal of Applied Physiology*, 35—6 : 892—97, 1973.
- 25) Yates, A.J., *Biofeedback and the modification of behavior*, Plenum Press: New York, 1980. pp. 70—159.