機械的振動を用いた三谷式漸進的弛緩法による額の筋電位積分値および脳波 α 波積分値の減衰¹

岡山大学 李寧²・三谷恵一³・木村基剛⁴

Reduction of forehead integrated EMG and integrated α wave through mechanical chair vibration using progressive relaxation by Mitani Method

Ning Li, Keiichi Mitani and Motoyoshi Kimura (Department of Psychology, Faculty of Letters, Okayama University, Tsushima-Naka, Okayama 700-8530)

An experiment was conducted to investigate the effects of respondent revised progressive relaxation by Mitani Method (new PR) on left frontal (Fp1) electromyogram (EMG) and electroencephalogram (EEG) alpha waves. 20 subjects, 10 males, 10 females, mean age=29, $SD=10.05$, were divided into the experimental group and the control group. The experimental group received the respondent new PR. Intermittent two minutes vibrations and five minutes rests, namely DV15-9-4.5 V vibration were given at shoulder and leg. The Fp1 integrated EMG, integrated alpha wave and time of α wave appearance were measured by Mitani System. Results showed that only the experimental group showed significant integrated EMG reduction at Fp1. Alpha waves tended to appear more frequently. Integrated α wave, however, decreased significantly. Combined mean of integrated EMG and integrated α wave also decreased significantly. These results suggest the quick reduction of energy expenditure or entering into a deep relaxation of neuro-muscle circuit by the mechanical respondent New PR. As for operant New PR, experiment including such EEG data is not yet performed.

Key words: new progressive relaxation, intermittent chair vibration, forehead (Fp1) integrated electromyogram (EMG), integrated α wave behavior.

有力な行動療法 (behavior therapy, 以下 BT と略す) としての漸進的弛緩法 (Progressive Relaxation, 以下 PR と略す, Jacobson, 1929; McGuigan, 1981 三谷・森沢, 1988) が次の 4 点で改革された (三谷, 1989; 三谷・村本・柳原, 1993; Mitani, 1996)。第一に PR にともなう筋弛緩の理論曲線を描き, 第二に PR の実行の仕方の要点を簡潔な文章にまとめ, 第三にハード面においても新システムを構築し, 第四に, 4ch 40 分の積分され A/D 変換された $\mu V \cdot$ 秒単位の筋電位 (electromyogram, 以下 EMG と略す) に基づく三谷式リラクセーション (以下, 新 PR と略す) のコンピュータ・プログラムを開発・改良した (VER. 1.02, 三谷, 1994)。

三谷 (1993b) は新 PR の実際的方法の十箇条で, PR を“自力によるリラクセーション”と“他力によるリラクセーション”に区分した。前者は, 新 PR の実行者自身が自己の精神と身体を集中させて, 当該の骨格筋を 2 分間, それぞれ 100%, 60%, 30% の強さ

で積極的にいったん緊張させては (Relaxation Training 1, Relaxation Training 2, Relaxation Training 3, 以下 RT1, RT2, RT3 と略す), 5 分, 5 分, 7 分間 リラックスさせることである (Relaxation 1, Relaxation 2, Relaxation 3, 以下 R1, R2, R3 と略す)。いわば“オペラント新 PR”である。それに対して後者は, たとえばベッドに横になった被験者ないし患者の右足の裏に指導者の右手を押し当て, それを抵抗にして確実に右足を 100% 緊張させる。身体が伸び, 左大脳半球を緊張させることができる。2 分間の押し合いの後 (PT1), 一気に指導者の右手を抜いてリラクセーションさせる (R1) ことである。ある意味で, “レスポナント新 PR”である。この方法は, すでに Jacobson (1929) が開発しているが, たとえば RT2 で 2 分間 60% で緊張させるなど新 PR に導入された数量的概念はなかった。

他力によるリラクセーション (以下“他力新 PR”と略す) といえども難点がある。他力新 PR は, 他者である指導者が側にいないとレスポナントに実行できない。多忙な現代社会では, 被検者ないし患者と指導者の 2 人が 30 分間も行動を一致させることは至難である。そこで, 機械を用いることにより, 他力新 PR の自動化の可能性を追求していく必要がある。

さて, 筋の心理生理学的研究の従属変数としてしばしば計測されるのが EMG であり, 脳神経のそれとし

¹ 本研究を遂行するにあたりご指導いただいた広島修道大学 柿木昇治教授, 関西学院大学 八木昭宏教授, 御援助いただいた自然科学研究科 松浦美晴, 同事務補佐員 藤田清美, 日本光電株式会社, 旭硝子株式会社, ファミリー株式会社に感謝する。

² 岡山大学文学部外国人客員研究員。

³ 岡山大学文学部行動科学科心理学講座。

⁴ 岡山大学工学部情報工学科教務員。

て計測されるのが脳波 (electroencepharogram, 以下 EEG と略す) である。非常にリラクセーションが進んだ場合, EMG はその振幅値 (amplitude, 以下 A 値と略す) が著しく小さくなるだけでなく, その周波数 (以下 Hz と略す) の有無も不明確になり (三谷他, 1993), EEG の場合のようなアナログ波らしい規則性もみられなくなる。したがって, 新 PR 研究の指標として EMG を用いる場合は積分 (integration, 以下 I と略す) の概念を導入して, Fridlund (1979) のように積分波形 (integrated EMG, 以下 IEMG と略す) 法を用いてきた (三谷, 1993a; 三谷他, 1993; Mitani, 1996)。

他方 EEG に関しては, α 波バイオフィードバック (biofeedback; 以下 BF と略す) の研究から, 次のことが示唆される。すなわち, BF に α 波の A を用いる A α 波値法 (Kamiya, 1968) と α 波の I を用いる I α 波値法の 2 種類がある。柿木・古満 (1981), 柿木・古満・栗栖 (1985) は, A α 値法では, 基準以下の小 A の α 波が継続して出現してもその情報は BF されえないとして, I α 値法が α 波 BF に有効であることを示した。その研究過程で, 順応時の平均 I α 波値を, BF 時の平均 I α 波値が超えることがない現象も見いだされ (栗栖・今塩屋・柿木, 1982), I α 波値法を用いた BF によって “ α 波増強” のみでなく “ α 波抑制” も可能であることも明らかにされた (古満・佐々木・堂野・柿木, 1983; 柿木他, 1985)。

BF の特徴は, α 波増強課題にしても α 波抑制課題にしても, 意識の明瞭性 (畑・伊藤・柿木, 1986) とも呼ぶべき制御方略をともなった認知的側面の強い学習としてとらえられる (清水・柿木, 1986)。それに対して, 本論文で検討する “自動機械を用いた他力による新 PR (以下, “自動他力新 PR” と略す)” は, そのような制御方略を必要としない点でも BF とは明白に異なっている。したがって, 意図的な α 波抑制をともなった BF でなくても, 自動他力新 PR によって I α 波値が減衰する可能性が考えられる。

すでに三谷・李・松浦 (1996a) は, 個人データではあるが, 左手による新 PR により, 右額 F8 の IEMG 平均が BL の $125.0 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ から R3 の $73.83 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ まで 59.0% まで減衰するのみならず, SD も 31.5 から 4.9 へと著しく小さくなり, MAX-MIN 差も著しく縮小する現象を見いだした。そればかりではない。同時に, 同じ F8 からの EEG 徐波領域, すなわち α 波領域 (8–14 Hz) および θ 領域 (4–8 Hz) の両者をまとめた I 値も, BL の $202.8 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ から R3 の $95.9 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ まで 47.3% まで減衰した。その SD も 103.5 から 9.7 へと著しく小さくなり, MAX-MIN 差も著しく縮小した。ただし, RT1 に際しては IEMG 値は BL より下がるのに対して, IEEG 徐波領域値は, 逆に $271.9 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ と BL の 134.1% までにも

一時的に増大している。この結果は, チェアーを 170 度リクライニングして左手による自力新 PR を実行すると, I α 波値は一時的に増大を示すものの, R3 では BL よりも低くなることを見いだした三谷 (1993a) の結果と一致している。 α 波の振舞いは一時的変動的であり, 自力新 PR において精神集中の実現した動的事態では I α 波値の増大がみられ, その過程を経た後の超リラクセーション事態では, 同じ I α 波値はむしろ減衰することは理解できるメカニズムである。

右手による自力新 PR によっても, 左額の Fp1 の IEMG 値の 88.1% までの減衰と SD の減少とともに, IEEG 徐波領域値の 82.9% までの減衰が別の個人データにより示されている (三谷・李・松浦, 1996b)。同一人が, 今度は統制条件の被験者となり, チェアーにただ単に 30 分間座っていると, IEMG 値は 88.9% まで少し減衰したものの, IEEG 徐波領域値は逆に 111.0% まで増大した。

α 波 BF における電極位置の問題に関して, 畑他 (1986) は, 後頭部: Oz の I α 波値を用いた場合, Oz と中心部: Cz と前頭部: Fz のそれぞれの α 波増強訓練と α 波抑制訓練の α 波 A 差変化に関して, 位置による差を見いだしていない。古満・堂野・柿木 (1986) も, OzI α 波により α 波 BF を行うと, Cz や Fz にも波及することを見いだしている。

そこで想起されるのは, 左手の自力新 PR によって, 緊張させられた当該の骨格筋とは無関連な額 Fp1 の IEMG 値が有意に減衰するという現象である (三谷・李・木村, 未発表)。Fp1 は, 露出している頭髮もないため, 脱衣は無論のこと, 電極装着が非常に容易であるし実用性も高い。したがって, 眼球運動 (electrooculogram: 以下 EOG と略す) などのアーチファクトを注意深く回避することによって, 同じ Fp1 から EMG と EEG を同時並列に計測し, その相関関係を追求する道が開けてきていると考えられる。その際に, EMG の計測のしやすさをチェックするために, Fp1 の IEMG 値と, その外側である “Fp1 と F7 の中央点” の IEMG 値を比較した (三谷他, 1996b)。その結果, Fp1 の BL の平均は $91.8 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ であり, Fp1 と F7 の中央点は $453.5 \mu\text{V} \cdot \text{秒}$ であった。つまり, 同じ額でも, 後者の電極位置の EMG が前者の 4.94 倍も大きかった。しかし, BL から R3 にかけての両者の振舞いは平行的であり相関関係がきわめて高いところから, 額の EMG を Fp1 で十分計測でき代表させられることを確認した。

本論文の目的は, リラクセーション・チェアーの RT1 における入力電圧を 100% とすれば, RT2 で 60%, RT3 で 30% と, その強度を下げて間欠的に機械的振動を与える “自動他力新 PR” を課すことによって, 額, すなわち Fp1 の IEMG が減衰するのみならず, それにともなって Fp1 の EEG の I α 波値も減衰

することを明らかにすることである。

方 法

被験者 男子 10 名、女子 10 名の岡山大学生を年齢と性に関して等質な 2 群に分け、実験群と統制群とした。

装置 日本光電ポリグラフ RM6000, 4ch 積分ユニット EI-601G, A/D コンバータを搭載したコンピュータ PC-9801DS5, カラープリンター PC-PR201TH, リラクセーション・プログラム Ver. 1.02 (三谷, 1994), アイライフ株式会社製バランス α メーター, 旭硝子製リラクセーション・チェア“悠々自席”などを用意した。

手続き 厚さ 30 cm の壁の中に銅板で全空間シールドされ、温度を 25.5°C, 湿度を 57.5% に空調された脳波・筋電室に悠々自席の背もたれを 105° にしておき、被験者を 1 人ずつ座らせて 30 分間実験した。蛍光灯を消灯し、調光 60 W の白熱灯によって照明した。EMG・EEG 同時処理用電極を、被験者の左額：Fp1 にアルコールとスキンプューア（日本光電）で清めてから装着した。左耳朶(+)・Fp1(-)・Fp2(0)として、EMG は LO CUT 14 Hz, HI CUT 1000 Hz として 1 秒ごとに IEMG 値が求められ、リラクセーション・プログラムにより 10 秒平均単位で処理された。EEG のうち α 波領域 (8—14 Hz) は LO CUT 1.5 Hz, HI CUT 14 Hz として 1 秒ごとに 1α 波値が求められ、同プログラムにより 10 秒平均単位で処理された。 α 波出現時間は、Fp1 の同じ電極からの情報を隣隣室のバランス α メーターに分岐し、閾値を 7.5 μ VppMIN—15 μ VppMAX という LO で作動させた。被験者への BF は全くなかった。

実験群 ($N=10$) の被験者の場合は、第二筆者による次の教示が、制御室の音響システムから脳波室の被験者に提示された。すなわち、“お待ちせしました。これから実験を始めます。目を軽く閉じて下さい。両足は平らに置き、両手をアームレストに置いて下さい。はい、このまま安静状態にして下さい。” 7 分間の BL 計測の後、被験者の座った悠々自席を、DC 15 V でリモート・コントロールにより隣隣室から壁面に埋められたターミナル盤を通して 2 分間振動させた。振動は、背中と脚部のふくらはぎに同時に生じた。その予告も終告も与えなかった。それを RT1 とした。15 V の 60% の電圧である 9 V で 2 分間振動させることを RT2 とし、30% の 4.5 V で 2 分間振動させることを RT3 とした。各 RT の後に 5 分ないし 7 分間放置した。ちなみに、入力電圧 15 V のときの振動強度を“100”とすると、9 V のときの振動強度は“36”，4.5 V のときの振動強度は“9”となる。一方、入力電圧“15 V”のときの振動強度を 100% とすれば、その 60% は“11.5 V”，30% は“8.2 V”より産出できる。

本実験では BL: 7 分, RT1: 2 分, R1: 5 分, RT2: 2 分, R2: 5 分, RT3: 2 分, R3: 7 分とした。統制群の場合は、悠々自席が何ら振動しない状態で被験者は 30 分すごした。その他の条件は、実験群と全く同様であった。

結 果

額の IEMG の振舞い

両群の Fp1 の IEMG 値に関する平均リラクセーション・トレンドを Figure 1 に示す。BL の最初の 2 分間および R3 の最初の 2 分間のデータをカットした上で、BL, R1, R2, R3 の四つの PHASE の平均 IEMG に関して繰返しのある 2 要因 ANOVA を行ったところ、群間には有意差はなかった ($F < 1$)。PHASE の効果は有意であり ($F = 3.55(3, 50)$, $p < .05$)、実験が進行するにつれて Fp1 の IEMG 値は減衰した。さらに、群 $\times$ PHASE の交互作用が有意であった ($F = 10.62(3, 50)$, $p < .001$)。なお、BL においては両群に差はなく ($t = 1.67$, $df = 18$)、R3 においても実験群の IEMG は低い傾向にはあるが有意ではなかった ($t = 1.70$, $df = 18$)。

BL からの各群内 IEMG 値の変化をみると、以下のとおりであった。実験群においては、BL から R1 へ ($t = 2.63$, $df = 9$, $p < .05$)、R2 へ ($t = 2.32$, $p < .05$, $df = 9$)、R3 へ ($t = 4.34$, $p < .01$, $df = 9$) それぞれ有意に減衰した。統制群においては、BL から R1 へ変化はなかったが ($t = 0.45$)、R2 へかけては有意に増大し ($t = 2.51$, $p < .05$, $df = 9$)、R3 へは増大したが有意ではなかった ($t = 2.13$)。

Figure 2 は、IEMG に関する区間別平均値グラフと標準偏差 (以下 SD と略す) を示す。実験群においてのみ、IEMG の平均値のみでなく SD も小さくなっていく。

[GROUP DATA] TOTAL RELAXATION: MEAN TREND

Figure 1. Differential absolute mean IEMG reduction at Fp1 (forehead) in the respondent New Progressive Relaxation.

額の EEG：I α 波値の振舞い

両群の Fp1 の EEG：I α 波値に関する平均リラクセーション・トレンドを Figure 3 に示す。ANOVA は群間には有意差はなかった ($F < 1$)。PHASE の効果は有意であり ($F = 3.06(3, 50), p < .05$)、実験が進行するにつれて Fp1 の α 波 I 値は減衰した。さらに、群 $\times$ PHASE の交互作用が有意であった ($F = 8.69(3,$

40), $p < .001$)。なお、BL においては両群に差はなく ($t = 1.53, df = 18$)、R3 においても実験群の I α 波値は低い傾向にはあるが有意ではなかった ($t = 1.67, df = 18$)。

BL からの各群内 I α 波値の変化をみると、以下のとおりであった。実験群においては、BL から R1 へ ($t = 4.44, df = 9, p < .01$)、R2 へ ($t = 3.45, p < .01, df = 9$)、R3 へ ($t = 4.74, p < .01, df = 9$) それぞれ有意に減衰した。統制群においては、BL から R1 へ変化はなかったが ($t = 0.60$)、R2 へかけては有意に増大し ($t = 3.09, p < .05, df = 9$)、R3 へはさらに有意に増大した ($t = 3.63, p < .01$)。

Figure 4 は、I α 波値に関する区間別平均値グラフを示している。実験群においてのみ、I α 波値の平均値のみでなく、SD が R1 から著しく小さくなっていく。

EMG と EEG： α 波の両積分値の和の振舞い

両群の“IEMG 値と I α 波値の和”の平均に関する平均リラクセーション・トレンドを Figure 5 に示す。群間に有意差はなく ($F < 1$)、PHASE は有意であり ($F = 3.83(3, 50), p < .05$)、実験が進行するにつれて IEMG 値と I α 波値の和の平均は減衰した。さらに、

Figure 2. Mean section histogram and standard deviations of IEMG at Fp1 in the experimental group and the control group.

[GROUP DATA] TOTAL RELAXATION:MEAN TREND

Figure 3. Differential absolute mean IEEG: I α wave reduction at Fp1 in the experimental group.

Figure 4. Mean section histogram and standard deviations of I α wave at Fp1 in the experimental group and the control group.

群×PHASEの交互作用が有意であった ($F=11.17$ (3, 40), $p<.001$)。なお、BLにおいては両群に差はなく ($t=1.72$, $df=18$)、R3においても実験群は低い傾向にはあるが有意ではなかった ($t=1.83$, $df=18$)。実験群においてのみ、SDがR1から著しく小さくなった。

BLからの各群内IEMG値と $I\alpha$ 波値の和の平均の変化をみると、以下のとおりであった。実験群においては、BLからR1へ ($t=4.65$, $df=9$, $p<.05$)、R2へ ($t=4.01$, $df=9$, $p<.01$)、R3へ ($t=5.94$, $p<.01$, $df=9$) それぞれ有意に減衰した。統制群においては、BLからR1へ ($t=0.65$) 変化はなかったが、R2へかけては実験群の場合とは逆に有意に増大し ($t=3.47$, $p<.05$, $df=9$)、R3へはさらに有意に増大した

($t=3.75$, $p<.01$)。

Figure 5から明らかなように、BLにおいてIEMGと $I\alpha$ 値の和の平均が有意差はないが異なっている。そこで、それぞれのBLレベルを100%とした“相対平均値比法”による“リラクセーション進捗比較-1”をFigure 6に示す。R3で比較すると、実験群の場合は80.61%まで減衰した。統制群の場合には108.2%と上昇した。

α 波出現時間

α メーターにより計測された α 波出現時間の推移をFigure 7に示す。両群でBLが異なるようにみえるが有意差はない ($t=0.57$, $df=18$, ns)。R3においても、両群に有意差はない ($t=0.23$, $df=18$, ns)。R2においては、かなり差があるようにみえるが、有意差はない ($t=0.97$, $df=18$, ns)。

実験群の場合は、BLからR3へと α 波出現時間は増大する“傾向”にあるが有意ではない ($t=1.57$, $df=9$, $p<.20$)。統制群の場合は、BLからR3へは全く変化しない ($t=0.27$, $df=9$, ns)。

個体データをみると、BLからR3にかけて α 波出現時間が減少する場合は両群にみられる。その最大減少時間は、実験群のある被験者の場合の13.28秒であった。そこで全個体のBLからR3への α 波出現時間変化量(秒)に13.28を加えた相対変化量の群平均を求めると、実験群は16.78秒であり、統制群は12.76秒であった。それを比較しても、有意差はなかった ($t=0.93$, $df=18$, ns)。

考 察

新PRを機械化し自動化することを検討した本論文の第一の結果は、機械的振動を間欠的に強度を減衰させて“自動他力新PR”を体験した実験群の場合、R3において額Fp1のIEMG値はBLよりも有意に減衰した。統制群の場合には、かえって上昇する傾向を示

[GROUP DATA] TOTAL RELAXATION:MEAN TREND

Figure 5. Differential absolute combined mean of IEMG and $I\alpha$ wave relaxation at Fp1 in the experimental group.

Figure 6. “Relative Relaxation Progress-1” data using the combined mean of IEMG and $I\alpha$ wave at Fp1 in the experimental versus control group.

Figure 7. Mean time of α wave appearance per minute at Fp1.

したことである。この結果は、“自力新PR”の実行によりFplのIEMG値の減衰を見いだした三谷他(未発表)と一致している。これにより、“自力新PR”の機能の一部を“自動他力新PR”に転換できる可能性をつかんだ。

第二に、“自動他力新PR”を体験した実験群の場合、R3においてFplのEEGの $I\alpha$ 値も有意に減衰した。ところが、 α 波出現時間は逆に増大する傾向にあり、一見矛盾した結果に映る。この α 波の振舞いは、HzとAに関しては α 波の特性は保持しつつも、その波形は面積上では穏やかになっていく結果であると考察される。

第三に、“自動他力新PR”を体験した実験群の場合、FplのIEMG値と $I\alpha$ 波値の和の平均は、R3においてBLの80.61%まで減衰した(Figure 6参照)。それに対して、統制群の場合にはかえって108.2%と上昇する傾向を示した。このことは、“自動他力新PR”によりきわめて短時間に神経-筋回路(neuromuscular circuit)のエネルギー消費量が減衰し、深いリラクセーションを達成できることを示している。何となれば、筋のエネルギー消費量はIEMGが、脳神経のエネルギー消費量は $I\alpha$ 波値がとらえていると考えられるからである。その際に、“自動他力新PR”には α 波BF法のような認知的な制御方略も必要とされないため、すべての人にとって容易で親しみやすい長所を秘めている。

全体として、額Fplの1か所の電極位置からIEMG値と $I\alpha$ 波値とを同時並列処理する妥当性の可能性をつかんだ。その際、EMGはIEMGにより単純明快な結果を示すが、EEGの α 波は一見したところ複雑な振舞いを示すようにみえる。その理由は、制御方略が不要な“自動他力新PR”による深いリラクセーション事態では、 α 波出現時間と $I\alpha$ 値とが逆相関しているからであろう。すなわち、リラクセーションの展開につれて α 波の主にHz特性は保持しつつも、波形そのものは平坦化していく(三谷他, 1996a, 1996b)。しかも、 α 波出現時間は個人差が大きく、統制群でもR2でいったん増大して減衰する(Figure 7)などとらえにくい短所がある(平井, 1993)。また、いったん緊張させられた実験群のRT1やRT3においても、 α 波出現時間が一時的に増大する傾向も観察される(三谷, 1993b)。その点で、EEGの場合でも、EMGの場合のように、 $I\alpha$ 波値法の方が α 波出現時間よりもはるかに安定した指標であるといえる。現実的には、 $I\alpha$ 波値法と α 波出現時間の両者を併用するのが妥当であろう。古西・八木(1994)も、表情筋EMG(以下FEMGと略す)をIEMGのみではなく、A, Hz, 時間など総合して取り出す方法を追求することが望まれるとしている。

それにしても、強(100%)—中(60%)—弱(30%)

と強度を漸減していく2分間の緊張(tension)ないしは攪乱(disturbance)を、5分間の休息(rest)を挿入しながら与えるという“強度漸減間欠刺激作用”の効果が、三谷(1989, 1993a)の理論曲線どおりに実証された。連続刺激作用よりも間欠刺激作用の方が効果をもつことは、分散学習効果やレミニセンス効果として古くから示されてきた。その神経生理学的メカニズムとしても定着過程(consolidation process)が仮定されている(Hebb, 1949 白井訳, 1957; Gibbs & Mark, 1973)。おそらく、1度のRT1ですでに減衰したR1における神経-筋回路にとっては、60%の中刺激は相対的には強刺激となり、30%の弱刺激といえどもR2では強ないしは中刺激であるという文脈効果も仮定しよう。東洋医学では、頭から足へといたる経路と経穴を研究している。このようなメカニズムの解明が急がれる。二木(1996)は、サルの前頭連合野の主溝の周辺部位に遅延反応や遅延交替反応とかかわるニューロンがあり、前頭葉が認知機能と深くかかわっているとしている。Kato & Yagi (1994)は、まゆの皺眉筋や鼻のあたりのFIEMGが、臭覚上の主観的不快感で上昇することを見いだしている。李・三谷・松浦(1996)は、体感音響振動装置のタテ振動とヨコ振動にともなって前頭筋IEMGが個人データでBLの61.34%まで減衰するのみならず、サーモグラフィーにより顔面皮膚温度が次のように上昇することを見いだしている。すなわち額(Fpl)で $+1.1^{\circ}$ 、鼻で $+1.5^{\circ}$ 、顎で $+0.7^{\circ}$ 、首で $+0.5^{\circ}$ と平均して 0.95° 上昇した。なかでも、鼻部の温度が最も変化しやすい。

以上を総合して、“額のEMGとEEG、鼻の温度”に焦点をあてた“自動新PR計測装置”は、脱衣の必要がなく、多忙な現代人に実用化する道も開けてくるものと思われる。

引用文献

- Fridlund, A. J. 1979 Countour-following integrator for dynamic tracking of electromyographic data. *Psychophysiology*, 16, 491-493.
- 古満伊里・佐々木高信・堂野佐俊・柿木昇治 1983 脳波のバイオフィードバック法における基礎的研究(5)—— α 波心拍率・呼吸率との関係—— 中国四国心理学会発表論文集, 16, 8.
- 古満伊里・堂野佐俊・柿木昇治 1986 脳波のバイオフィードバック法における基礎的研究(23)——他部位への波及効果について—— 中国四国心理学会発表論文集, 19, 9.
- Gibbs, M. E., & Mark, R. F. 1973 *Inhibition of memory formation*. Plenum Press.
- 畑 久恵・伊藤恭彦・柿木昇治 1986 脳波のバイオフィードバック法における基礎的研究(24)—— α 波出現時および消失時の主観的状態の検討—— 中国四国心理学論文集, 19, 10.

- ヘップ D. O. 白井 常(訳) 1957 行動の機構 岩波書店
(Hebb, D. O. 1949 *The organization of behavior*. New York: Wiley.)
- 平井 久 1993 バイオフィードバック法によるリラクセーション 三谷恵一・村本茂樹・柳原正文(編著) リラクセーションのすすめ——その理論と実際—— 大学教育出版 Pp. 65-75.
- Jacobson, E. 1929 *Progressive relaxation*. Chicago and London: The University of Chicago Press.
- 柿木昇治・古満伊里 1981 脳波バイオフィードバック法における基礎的研究(2)—— α 波積分法による刺激提示基準—— 中国四国心理学会発表論文集, 14, 8.
- 柿木昇治・古満伊里・栗栖久恵 1985 バイオフィードバックに関する基礎研究 広島修道大学研究叢書 32 広島修道大学総合研究所
- Kamiya, J. 1968 Conscious control of brain waves. *Psychology Today*, 1, 57-60.
- Kato, M., & Yagi, A. 1994 Effects of odor pleasantness on facial EMG. In K. N. Kurihara, N. Suzuki & H. Ogawa (Eds.), *Olfaction and taste*. Tokyo: Springer-Verlag.
- 古西浩之・八木昭宏 1994 表情筋筋電図を指標とした感情研究 人文論究(関西学院大学人文学会) 43, 39-54.
- 栗栖久恵・今塩屋隼男・柿木昇治 1982 脳波のバイオフィードバック法における基礎的研究(5)——ヨークト統制群との比較—— 中国四国心理学会発表論文集, 15, 10.
- マクギーガン F. J. 三谷恵一・森 昭胤(訳) 1988 リラックスの科学——毎日のストレスを効果的に解放する—— 講談社ブルーバックス
(McGuigan, F. J. 1981 *Calm down: A guide for stress and tension control*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- 三谷恵一 1989 漸進的弛緩法の実習と内観報告(1)——腕部・脚部・胴体部のリラクセーション—— 岡山大学文学部紀要, 12, 69-89.
- 三谷恵一 1993a リラクセーションに伴う筋電図の減衰と脳波の振る舞い 三谷恵一・村本茂樹・柳原正文(編著) リラクセーションのすすめ——その理論と実際—— 大学教育出版 Pp. 18-39.
- 三谷恵一 1993b 職場と家庭におけるリラクセーションの実際的方法 三谷恵一・村本茂樹・柳原正文(編著) リラクセーションのすすめ——その理論と実際—— 大学教育出版 Pp. 326-347.
- 三谷恵一 1994 筋電図 4Ch 三谷式リラクセーション・プログラム Ver. 1.02 (解説書付き) 日本光電 岡山
- Mitani, K. 1996 Reduction of total body activity through progressive relaxation of left hand by Mitani Method. *Journal of Brain Science*, 22, 17-24.
- 三谷恵一・村本茂樹・柳原正文(編著) 1993 リラクセーションのすすめ——その理論と実際 大学教育出版
- 三谷恵一・李 寧・木村基剛 左手の三谷式漸進的弛緩法の教示による右手と口, 実行による額の筋電位の減衰(未発表).
- 三谷恵一・李 寧・松浦美晴 1996a 左手の三谷式漸進的弛緩法による右前頭部筋電位の低下と脳波徐波成分(α 波, θ 波)の振る舞い(1) 日本心理学会論文集, 60, 168.
- 三谷恵一・李 寧・松浦美晴 1996b 三谷式漸進的弛緩法による前頭部筋電位の低下と脳波徐波成分(α 波, θ 波)の振る舞い(3) 中国四国心理学会論文集, 52, 11.
- 二木宏明 1996 前頭連合野の研究——回顧と展望—— 動物心理学研究, 46, 69-82.
- 李 寧・三谷恵一・松浦美晴 1996 体感音響振動装置のタテ振動とヨコ振動に伴う筋電図・脳波・サーモグラフィーの変化(1) 日本心理学会論文集, 60, 167.
- 清水 宏・柿木昇治 1986 脳波にバイオフィードバック法における基礎的研究(25)—— α 波の集中増強訓練と日内変動の検討—— 中国四国心理学会論文集, 19, 11.

——1997. 1. 8 受稿, 1998. 11. 7 受理——