心拍率の随意制御におよぼす3拍の遅延フィードバックの効果

兵庫医科大学 稲森義雄

Effects of 3-beat delayed feedback upon voluntary heart rate control

INAMORI, Yoshio

Department of Science of Behavior
Hyogo College of Medicine
Nishinomiya, 663

On a CRT display, analogue heart rate feedback of each beat was presented together with a target calculated from a subject's heart rate level. Twenty subjects received twenty-four 100-beat trials. All subjects were required to continue adjusting their heart rate around the target as close as possible under both immediate and 3-beat delayed feedback conditions. Half of the subjects received immediate feedback trials first, followed by delayed feedback trials, while the other half received trials in the reverse order. Results indicated that feedback delay disrupted the accuracy of heart rate control when subjects received delayed feedback after immediate feedback trials, and that feedback delay caused low-frequency oscillation in heart rate variability. Findings in this experiment suggest that voluntary control of heart rate can be understood from the viewpoint of motor skills learning.

Key words : biofeedback, heart rate, feedback delay, motor skills learning.

バイオフィードバックによる自律反応の制御、特に心拍率制御に関しては、運動技能学習の観点から理解しようとする考えがある(Brener, 1974; Lang, 1974; Schwartz, 1974)。すでに、心拍率の増加量は、フィードバックの情報量の差としてバイナリー対アナログ(Lang & Twentyman, 1974)、フィードバックの頻度(Gatchel, 1974)、そして誘因(Lang & Twentyman, 1976)等、運動学習の場合にも影響する変数によって、影響を受けることが報告されている。運動技能学習におけるフィードバック制御の成績に作用する変数は

数多くあるが、フィードバックの遅延、すなわち反応とフィードバック情報との間の時間的な遅れ(time lag)は大変重要なパラメータである。遅延フィードバックの妨害効果は、特に追跡運動課題で繰り返し見い出されている(Conklin, 1957; Kao, 1977; Smith & Sussman, 1969)。そこでは、1秒以内の遅延でも課題遂行に妨害的に働くことが示されている。

バイオフィードバックの分野では、Williamson & Blanchard (1979)が、両方向性の心拍率制御でフィードバックの遅延効果を検討した。彼等は直後フィードバックを受けた被験者と、それぞれ1.4秒、5秒、そして14秒の遅れを伴ったフィードバックを受けた被験者との間で、心拍率の増加

1984. 9. 29 受稿

1984. 11. 7 受理

と減少の量を比較した。彼等はフィードバックの遅延の長さに伴う妨害効果を、増加、減少の両方で見い出したけれども、両心拍率変化の有意な差は、直後フィードバックを受けた群と14秒遅延フィードバックを受けた群の間にしか得られなかった。このように、彼等は運動学習と比較して、制御成績を妨害するのにより長いフィードバック遅延を要した。この結果の相違に対し彼等は、心拍率では連続するIBIs (Inter-beats intervals) の相関が高いため、短い遅延フィードバックと直後フィードバックの情報がよく似ており、そのために遅延の効果が発揮されなかったのであろうと、述べている。

しかしながら、トラッキングのような運動課題と、心拍率の制御課題には、他に重要な相違がある。それは標的の有無である。トラッキング課題では、明白な標的があり、フィードバック・ディスプレイには常に、標的と反応との誤差の量および方向が示されている。これに対し、心拍率の制御課題の多くは、標的が明白でない。できる限り多くの増加あるいは減少を求めており、制御すべき方向のみが指示されている。フィードバック制御とは特殊な場合を除きフィードバックが負に働くことである。負という意味は、反応が一定のゴールあるいは動いている標的にできる限り接近して安定するか追従するように、行き過ぎがあれば戻し不足しておれば補う形で、誤差とは逆方向の修正を行うからである。そして評価されるパフォーマンスは変容量の大小よりもむしろ標的の内に入っていた時間等で表される制御の精度である。従って運動系や機械系と同様に負のフィードバック系として心拍率制御を捕える場合には、標的を設定する必要があると考える。

フィードバックの遅延のもたらす効果とは、簡単なシミュレーションでも容易に観察出来る現象であるが、例えば、ある誤差を修正する場合、修正が完了しても情報が遅れているため依然として

修正を続け、反対方向に新たな誤差を生じる。次にそうして生じた新たな誤差がフィードバックされると、再び逆方向への誤差が生じる。しかもも必要ない修正を続けるために、制御が正確である程、そして遅延が長い程、誤差量は増大していく。こうして、しだいに低周波の発振が起きるのである。

Johnston (1976) は、心拍率あるいは血流の増減を求める課題で、内臓反応の制御と運動学習との類似性を証明しようとしたが積極的にこれを証明する証拠は得られなかった。しかしながら Johnston & Lethem (1981) では、心拍率の制御実験において一定の標的の区域を設け、その中にIBIsを入れることを被験者に要求したところ、結果はおおむね運動技能との類似説を支持するものであった。彼等は単に方向性のみを求める課題はフィードバックの効果を十分に反映していない、と主張した。従って、Williamson & Blanchard (1979) の実験で、短いフィードバック遅延に妨害効果が生じなかったのは、明白な標的がなかったためかも知れない。

本実験では、明白な標的をもつ伝統的な運動課題により似た心拍率制御課題で、フィードバックの遅延効果を検討する。CRT画面上に心拍率のフィードバック信号と標的が両方呈示され、被験者は心拍率を可能な限り標的の近くに留めておくことが求められた。実験条件はフィードバックの遅延で、心拍率制御を直後フィードバック条件と、3拍の遅延フィードバック条件とで比較する。3拍とは時間では2~3秒であり、Williamson & Blanchard (1979) で明白な遅延効果の現われなかった1.4秒と5秒の中間に当るものである。もし心拍率制御の獲得と運動学習とが似ているならば、遅延フィードバック条件での制御は妨害されると予想される。そして、遅延フィードバックの妨害効果は制御系に低周波の発振を生じさせることが予想されるので、心拍率の変動性を周波数分析によって検討する。

方 法

被 験 者

被験者は心理学専攻の大学生、男性10名、女性10名であった。年齢は20～23歳で、心臓病の人はいなかった。彼等は後に述べる方法で金銭報酬を受けた。

装 置

心電図(ECG)は被験者の両腕から記録され、デジタル論理モジュールに転送された。呼吸は腹部の回りのストレイン・ゲイジでモニターされた。論理モジュールとマイクロコンピュータがECG上のR波を検出し、R-R間隔を計測し(分解能は2 ms)、また同時に、各試行の開始と終了、一次的データ解析、そしてフィードバックの呈示等、手続きすべてを自動的に行った。そしてフィードバック及び標的刺激を呈示するCRTディスプレイが、被験者の前約1.5 mに設置された。また、LEDカウンタがCRT上に置かれ、各試行の得点を示した。

手 続 き

被験者は防音シールド室の安楽椅子にゆったりと座った。電極装着後、フィードバックのデモンストレーションを行い、被験者に彼等の課題やフィードバック刺激の性質について十分な教示を与えた。しかし、遅延フィードバックについては何も教示しなかった。彼等には心拍率の測定を妨害しないかぎり何をしてもよいと述べた。5分の順応の後、100-IBIs(100拍)を測定し、その中央値を最初の基線とした。その後、24回の100-IBIsから成る試行を続けた。試行間は25-IBIsの休息であった。試行の半数は直後フィードバック試行であり、残る半数は遅延フィードバック試行であった。

試行中、CRT画面には2つの水平な横棒が呈示され、1つは標的で、もう1つは心拍率フィードバックであった。標的はフィードバックより左右に長く2倍の長さであった。横棒は上下に移動

しその高さがIBIを表しており、CRTの上辺がIBIの500 msに相当し、下辺が1500 msに相当した。標的は高標的試行では基線IBIから-50 msであり、低標的試行では基線IBIから+50 msの位置であった。第1試行の基線IBIは最初の基線測定の値が用いられ、続く各試行では、前試行のIBIsの中央値とその試行の基線IBIの平均値が新しい基線となった。このように、本実験では試行の進行に伴って心拍率の水準が変化することを考慮し、移動基線法を採用した。フィードバックの横棒はECGのR波を検出すると直ちに新しい位置に垂直にジャンプした。そしてスピーカからクリックが発せられ、フィードバックの横棒が位置を変えたことを知らせた。フィードバックの横棒の位置は、直後フィードバック試行では最新のIBI値に相当した。しかしながら遅延フィードバック試行では、その横棒の位置はコンピュータが蓄積していた3拍前のIBIの位置に移動した。各々、検出されたIBIと標的との間の絶対値が $\leq 4, 10, 20$ msであれば、被験者にはそれぞれ3, 2, 1点が与えられた。各試行の終りに計数表示器が点燈され、その試行の得点を示した。その得点は次の試行の始まる前にリセットされた。累積得点は、休息期にインターホンを通じて実験者が被験者に知らせた。これらの得点は1点1円に相当し、パフォーマンスを向上させるための報酬として用いられた。

被験者は無作為にI-D群(直後-遅延)とD-I群(遅延-直後)とに分けられた。ただ、男女比は同数になるように制限を設けた。I-D群の被験者は、前半の12試行は直後フィードバックを受け、後半の12試行は遅延フィードバックを受けた。D-I群ではフィードバック条件の順序がその逆であった。すなわち、彼等はまず遅延フィードバック試行を受け、その後直後フィードバック試行を受けた。従っても遅延フィードバックが課題遂行に妨害的に働くならば、前半では

I-D群, 後半ではD-I群の得点が高くなると予想される。このような逆転条件を設けたのは、遅延フィードバックの効果はおそらく僅かなものであろうと考え、その効果が前後半に二重に現われ群と試行の交互作用に反映されることを期待したためである。そのため後半の試行では条件の異なった前半の効果を持ち越した二群の比較を行うことになり、実験条件の独立性は損なわれるかもしれない。しかし被験者が遅延フィードバックに気付かず且つ遅延フィードバックに何ら直後フィードバックと異なる効果がないのならば、両群の課題遂行には全く差を生じないことになる。従って何らかの差を生じたならば上の仮説の何れかあるいは両方を棄却することになると考えた。高標的試行と低標的試行の順序は、ABBA, BAAB系列を用いてカウンターバランスした。

データ分析

各試行ごとの得点及びIBIの中央値は、実験を制御したマイクロコンピュータから直接得た。データの変動性を検討するためスペクトル分析を行い、そのための個々のIBI値や呼吸データはFMテープに収録したものから得た。IBIデータのスペクトル分析はSayers (1973)に従い、補間法は用いなかった。この理由は本実験が100拍を1試行とし、遅延条件も3拍と拍数を基準として行ったためである。FFT (高速フーリエ変換) 計算の前処理とし、IBIのミストリガーデータ (0.03%) を前後の値から補正したのち、1試行100拍ごとにZ得点化した (平均からの差を標準偏差で割る)。さらに、前後10%はスムーズな余弦ウィンドーでテーパー (taper) した (Bendat & Piersol, 1971)。FFTの演算は2の次数で行うため、28個の0の値をデータの後に追加して128個のデータで計算を行った。I-D群、D-I群共にパワースペクトルは各試行ごとに求め、直後条件と遅延条件とに分けて平均した。

呼吸データもFFTによりパワースペクトルを得

た。本実験では被験者を拘束せず、自由に呼吸させたので、多くの被験者が呼吸を変化させることで心拍率の変容を試み、不規則な呼吸パターンが数多く観察された。こうした呼吸パターンには呼吸率や呼吸数などの尺度を用いることができず、パワースペクトルの方が、より有効な情報が得られると思われた。呼吸データは連続したアナログデータであるが、心拍率との対応関係を検討するため、1試行を128回の等間隔なサンプリングでA/D変換した。従って、各試行ごとにサンプリング間隔は異なっており、またサンプリング時点も心拍率とは異なっている。しかし、共通しているのは、サンプリング長が1試行すなわち100拍という点である。

結 果

実験後の質問に対し、遅延フィードバック条件に気付いたと答えた被験者はいなかった。何人かは、実行が難しい試行があったと答えたが、難しくさせた原因を説明することはできなかった。

課題の遂行及び心拍率データの分析には、群 (I-D vs D-I) × 標的 (高 vs 低) × ブロック (Block of 2 trials) で後の2要因に繰り返しの分散分析を用いた。統計上の棄却域は5%とした。

課題遂行

被験者の得た得点を課題遂行として分析した。群×ブロックの交互作用が有意 ($F(5/90) = 3.29$) であった他には有意差はなかった。下位検定の結果、この交互作用は、最終試行ブロックでD-I群の得点がI-D群よりも有意に高かったこと ($F(1/18) = 4.93$) によるものであった。図1にこれらの結果を示したが、高、及び低の標的要因に関し何ら有意な主効果も交互作用もなかったもので、まとめて図示している。そのため各素点は4試行ブロックの関数となっている。図に見られるように、前半の試行では両群間の差は明ら

Fig. 1. Mean scores during immediate and delayed feedback conditions for each group.

かではないが、後半の試行では直後フィードバックから遅延フィードバックに変わったI-D群の成績がしだいに悪くなり、後半に直後フィードバックを受けたD-I群との差が開いていった。第3試行ブロックと第6ブロックを比較すると、第6ブロックでI-D群では減少が、D-I群では増加が、共に有意であった($t(9) = 2.10$, $t(9) = 2.26$, (片側))。

心 拍 率

各試行ごとに中央値及び基線のIBIsが心拍率のデータとして求められた。

最初の基線を求める試行では、基線IBIはそれぞれ、I-D群798 ms, D-I群800 msであり群間に差はなかった($t(18) < 1$)。IBIデータも課題遂行と同様の分析を行った。 $2 \times 2 \times 6$ の分散分析は、試行ブロックの主効果($F(1/90) = 6.52$)及び標的要因の主効果($F(1/18) = 13.30$)に有意差を示した。両群共に試行を重ねるにつれてIBIは増加した(心拍率は減少した)が、課題の要求通り基線の下上に別れ、高標的試行では心拍率が高く、低標的試行では低くなったことを示した。

パワースペクトル

図2は、各被験者ごとの心拍率及び呼吸のパワースペクトルを条件ごとに平均した鳥瞰図である。上の図が心拍率で、下の図が呼吸である。図の左半分は直後条件で、右半分は遅延条件である。直後条件と遅延条件を比較すると遅延条件で約10 c/t (cycle per trial)の帯域に明白なパワーのピークが多くの被験者で認められる。このピーク

Fig. 2. Mean power spectra for each subject.

Upper panels are heart rate spectra.

Lower panels are respiration spectra.

は心拍率で特に顕著で、 $5 \sim 15 \text{ c/t}$ の最大パワーを比較すると、I-D群では10名中9名が、D-I群では全員が遅延条件の方が大きかった。こうした差はフィードバック条件の交換後直ちに現われていた。呼吸では $5 \sim 15 \text{ c/t}$ の最大パワーに両群共フィードバック条件の差は現われなかった (Wilcoxon's sign rank test)。これらは遅延フィードバックによって心拍率に低周波数で大きな振幅の波が現われたこと、即ち系の安定性が損なわれたことを表している。図2でその他に明白なピークは、約 $20 \sim 30 \text{ c/t}$ の帯域のピークでこれは通常の呼吸周期と、その呼吸と同期する呼吸性不整脈を表しており、周波数も一致している。

心拍率の中央値の結果では、フィードバック条件による相違が見られなかったのに対し、周波数分析の結果は、フィードバックの相違が心拍率の変動性の上に明らかに異なった効果を及ぼしていたことを示している。

相 関 分 析

次に両群の群内での得点やパワースペクトルの関係をより詳細に検討するため、各群内での得点やパワーの順位を求め、スピアマンの順位相関係数を算出した。得点は第1、第3及び第6試行ブロック、そしてフィードバック条件が変わったことの影響を表すものとして、第6試行ブロックと第3試行ブロックの得点比率を対象とした。パワースペクトルでは $5 \sim 15 \text{ c/t}$ の最大値を第3試行ブロックおよび第6試行ブロックそれぞれの平均パワースペクトル、そしてそれらの比率から順位づけた。相関行列は表1である。なお比率の順位の分子と分母が得点とパワーで異なるのは結果の表現を容易にするためで、データの変化方向に応じて名称をつけると、I-D群では得点減少率とパワー増加率となり、D-I群では得点増加率とパワー減少率となる。

I-D群では、第1と第3そして第3と第6試行ブロックの得点に有意な正相関が認められた。

そして後半の得点減少率は第1、第3ブロックに対し正相関が有意で、直後条件で得点の高い被験者ほど、遅延フィードバック条件では得点の低下が著しかったことを示している。従ってI-D群では、第1試行ブロックですでに得点の高かった被験者ほど直後フィードバックのもとで得点が増加し、遅延フィードバックでは得点が減少したことになる。次に $5 \sim 15 \text{ c/t}$ のパワーの順位に注目すると、第3、および第6試行ブロックで得点とパワーの逆相関が有意であり、得点の高い被験者ほどこの帯域のパワーが小さかったことを示した。次に得点減少率とパワー増加率とは正相関が有意で、後半に得点減少の大きかった被験者ほどパワーの増加率が高かったことを示している。また第3試行ブロックと第6試行ブロックの間では得点、およびパワー共に正相関が有意で、両指標共被験者間の順位にかなり一貫性があることを示している。以上を総合するとI-D群では、全般に得点が高く心拍率変動の比較的小さい被験者がフィードバック条件に応じて得点および心拍率変動を増減させたのに対し、終始低い得点で心拍率変動の変化も少なかった被験者が居たことを示している。素データを概観してもこのことが示唆される。

D-I群では、有意な相関係数は少ない。第3試行ブロックと第6試行ブロックの得点に正相関が認められ、遅延条件の終りで得点の高かった被験者は直後条件でも高得点であった。第1と第3試行ブロックに相関が無く、第3と第6試行ブロックに正相関が認められたことから、直後条件で高得点を示す被験者は遅延条件下でもある程度の学習効果を示し、第3試行ブロックでは得点上位者になっていたと思われる。次にパワーの減少率に対し得点増加率と第3試行ブロックのパワーとの正相関が有意であった。これは後半の直後条件でパワーの減少率の大きかった被験者ほど得点増加率が高く、また遅延条件では心拍率変動が大

T A B L E 1 .
Spearman's rank correlation matrix
for I-D group and D-I group.

I - D						
	Sb 3	Sb 6	Sb 3/Sb 6	Pb 3	Pb 6	Pb 6/Pb 3
Sb 1	. 539*	. 164	. 648*	-. 406	-. 091	. 273
Sb 3		. 733*	. 879*	-. 721*	-. 345	. 152
Sb 6			. 503	-. 709*	-. 588*	-. 273
Sb 3/Sb 6				-. 721*	-. 030	. 576*
Pb 3					. 588*	-. 188
Pb 6						. 624*

D - I						
	Sb 3	Sb 6	Sb 6/Sb 3	Pb 3	Pb 6	Pb 3/Pb 6
Sb 1	. 287	. 164	-. 273	. 176	-. 333	. 067
Sb 3		. 742*	-. 432	-. 109	-. 298	-. 116
Sb 6			. 164	. 127	-. 394	. 333
Sb 6/Sb 3				. 467	-. 200	. 697*
Pb 3					. 273	. 709*
Pb 6						-. 164

Sb1~6: score in block 1~6, Pb3~6: max power during
5~15c/t band in block 3~6, *: p<.05

きかったことを示している。D-I群では得点とパワーの直接の逆相関こそ得られなかったが、フィードバック条件の変化に伴う得点および心拍率変動の増減が観察された。

論 議

本実験の主たる発見は、わずか3拍の遅延フィードバックが心拍率の随意制御を妨害するということである。被験者はフィードバック条件が交換されたことに気付いていないので、被験者にとっては同じ試行の繰り返しであり、もしフィードバック条件の相違が課題遂行に影響しないのであれば、両群の得点は前半、後半共に同様に推移しな

ければならない。しかし結果は、フィードバック条件の交換があった後に直後フィードバックを受けたD-I群の得点が改善しているのに対し、遅延フィードバックを受けたI-D群では得点の低下が見られ最終試行ブロックでは両群間の有意な差となった。また順位相関の結果においてもI-D群で第3試行ブロックの得点の高かった被験者ほど遅延条件では得点の低下率が著しく、良好な制御ほど遅延フィードバックの妨害が大きいことを示唆している。従って、ここで現われた得点の差は遅延フィードバックと直後フィードバックが異なった働きを持つことによる効果であると考えられる。このことは、心拍率制御の精度が比較的短い時間

内(2~3秒)で現われるフィードバック情報によって影響され得ることを示唆している。しかし、なぜ前半の試行で両群間に得点差が認められなかったのかは問題である。この原因を一部説明しているのは順位相関の結果と思われる。初めから得点の低い被験者はフィードバック条件にかかわらず終始低得点であったことがI-D群の結果に特によく示されている。またD-I群では、後半の直後条件で高得点であった被験者は前半の遅延条件のもとでもしだいに得点を増加できたようである。こうしたことが前半の試行にフィードバック条件の相違を反映させなかった原因と考えられる。本実験の課題は被験者にとって初めての経験であり、最初から遅延条件を受けた場合はそうした状況での学習がある程度可能かも知れない。もしそうであれば、直後条件から始まったI-D群の制御とは異なった制御方式かも知れず、I-D群とD-I群は同じ直後あるいは遅延条件であっても異なった制御を反映したことになり、群間を直接比較することは適切でないかも知れない。しかし両群が異なった制御を行ったのであれば、やはり直後フィードバックと遅延フィードバックが異なった作用を及ぼすことを示したことになる。いずれにせよ現時点で明らかなことは遅延フィードバックは直後フィードバックの下で十分に課題を達成できた後に妨害的に作用するという点である。

心拍率の中央値の結果はフィードバックの相違による差異を示さず、標的の高低に応じた変化を示しただけであった。しかしながら、フィードバック条件の相違はスペクトル分析の結果に現われている。特に心拍率のパワーに於て、遅延フィードバック条件で両群共10c/t近辺の低い周波数成分の発達が顕著である。このことは、遅延フィードバックが心拍率1拍1拍のつながりがもたらす順序特性の上に大きな周期的動揺、即ち発振を引き起こしたことを示している。またこのパワーの条件間での変化率は両群共得点の変化率と相関

を持っており、心拍率変動の増加が得点の減少と対応していた。遅延フィードバックによって現われるこうした発振現象は、運動学習でも報告されている(e.g. Smith & Sussman, 1968)。遅延フィードバックがこのような効果を示すことは、短い時間内で一巡する負のフィードバック回路、換言すれば結果の知識に基づく修正が出力に現われるまでに短い時間しか要さない回路、による制御が行われていたことを示す有力な根拠となる。なぜなら制御系の応答が遅い場合にはフィードバック情報の僅かな遅れはあまり問題にならないが、制御系の応答が速く且つ正確であればあるほど、フィードバック情報は正確且つ時間遅れのないものでなければならないからである。例えば車の運転者の見る外界が1秒前のものであったら、運転は不可能であるし、車が蛇行してしまうことは容易に予測できる。得点の結果からも遅延フィードバックの効果は示唆されるが、パワースペクトルでは、両群共に、直後フィードバックと遅延フィードバックとが低周波領域において明白に異なっており、遅延フィードバックの影響に対し、周波数分析は得点のデータより敏感であると思われる。

本実験結果での10c/tは時間軸上ではほぼ0.1Hzに相当する。心拍率におけるこの周波数帯域のパワーは血管運動性の成分として知られており、血圧制御系の発振によるものと考えられている(Hyndman, 1980)。心的負荷の程度がこの成分を抑制するとの報告もある(Mulder & Mulder, 1981)。本結果で得られた0.1Hz近辺のパワーの差が血管運動性の成分に作用したものかどうかは、本実験からだけでは明らかにできない。実験者は仮に本課題が負荷としてこの成分に影響したとしてもフィードバック条件間に差はなく、それとは別に遅延フィードバックによる発振現象が0.1Hz近辺に重畳して現われたと考えている。しかしこの問題をさらに解明するためには遅延時間を変えて検討する必要がある。良好な制御系では、

フィードバック遅延が大きくなる程より低周波でより高振幅の発振が生じることが予想されるからである。なおI-D群で見られたように直後条件でこの周波数帯域のパワーと得点に有意な逆相関が得られた。しかし他の周波数領域を検討してもこうした関係は得られなかった。もし0.1 Hz近辺の心拍率変動がこうした課題と特別な関係を持つのなら興味深く、今後さらに検討を要する。

呼吸変動と心拍率変動が同じ周波数領域のパワーを持つことが明らかであるが、呼吸が心拍率の媒介となってフィードバック条件間に差を生じさせているとは言えないように思われる。その理由の1つは、呼吸では遅延フィードバック条件の低い周波数領域でパワーの発達が有意ではなく、仮に何人かの被験者で認められたとしても、通常の呼吸周波数に近い20-30 c/tのパワーの方が大きいのに対し、心拍率の場合はこの逆となっているからである。第2の理由は、心拍率で顕著な低周波領域でのパワーがどの被験者でも殆ど同じ狭い領域に見られることである。多くの被験者が意図的に同じ遅い呼吸を方略として用いたとは考えにくい。

Williamson & Blanchard (1979)と比較して、本結果はもっと短いフィードバックの時間的遅れでも、心拍率制御の課題遂行に影響することを示している。Williamson & Blanchard (1979)は伝統的運動課題に比べ、制御を妨害するのにより長いフィードバックの遅延を要したことから、心拍率制御と運動学習の間には重要な相違があると述べている。しかしながら本実験で得られた結果は、Williamson & Blanchard (1979)でフィードバック遅延が僅かな効果しか持たなかったのは、運動学習と心拍率制御との反応様式の相違によるのではなく、要求された課題の相違によることを示唆している。

本実験の課題は運動学習課題の枠組では、外見は位置決め課題に似ているが、内容的には動く標

的とそれを追跡する動作との差だけがフィードバックされるコンペンセイトリートラッキングに似ていると思われる。本実験では標的の位置は一定であるが、心拍率の方が通常ある程度の幅で変化しており、その変化は被験者にはほとんど知覚されていないため、標的が動くのと同じ様な効果を持ち、その変化に重畳して心拍率を制御する必要があるからである。しかし、もし標的の位置が心拍率変動の中心に設定されていたならば、既にいくつか報告されている心拍率変動を小さくする課題であり(e.g. Hnatiow & Lang, 1965; Harrison & Raskin, 1976), 課題の性質は異なったかも知れない。しかし標的が変動の中心から±50msの位置に設定されていたため、良い成績を得るために被験者は平均的心拍率を変えねばならず、その上に変動を小さくすることは困難であったようである。このことが遅延フィードバックの効果を一層発揮させることになるかと実験者は考えた。なぜなら心拍率の変動が小さい場合にはWilliamson & Blanchard (1979)が主張するように連続するIBIs間の相関が高くなり、直後フィードバックと遅延フィードバックの情報がより似たものとなるからである。しかし課題が困難であったために、フィードバック条件にかかわらず常に得点の低い被験者が現われた可能性があり、遅延フィードバックの効果を検討するために真に有効であったかどうか疑わしい。

本実験では、運動学習で報告されている遅延フィードバックの効果を、心拍率制御課題で検討し、フィードバックの2-3秒の遅延が心拍率変動に低周波の発振を引き起こし、課題遂行に妨害的に働くことを確かめた。このことはバイオフィードバックを通じての誤差情報が短い時間内で行動の修正に働くことのできる一巡の閉回路が形成されていることを示している。こうした速い応答性を持ち、しかも誤差修正が可能である点は機械系や運動系と共通するものである。従って、結論とし

て、本実験の結果は心臓血管活動の随意制御が運動技能学習と同様のものとして考えることができるという一般仮説を支持するものである。被験者に標的を与え、制御すべき反応の方向と制御量とを示す課題では、運動学習で有効なパラメータが効果を発揮できると思われる。

引 用 文 献

- Bendat, J. S., & Piersol, A. G., *Random data : Analysis and measurement procedures*, 1971, John Wiley & Sons, Inc. 得丸英勝・添田 喬・柴田 碧・中溝高好・秋月影雄・山川新二 (訳), ランダムデータの統計的処理, 1976 培風館.
- Brener, J. A general model of voluntary control applied to the phenomena of learned cardiovascular change. In P. A. Obrist, A. H. Black, J. Brener, & L. V. DiCara (Eds.), *Cardiovascular psychophysiology*. Chicago : Aldine, 1974, Pp. 365-391.
- Conklin, J. E. Effects of control lag on performance in a tracking task. *J. Exp. Psychol.* 1957, 53, 261-268.
- Gatchel, R. J. Frequency of feedback and learned heart rate control. *J. Exp. Psychol.* 1974, 103, 274-283.
- Harrison R. S., & Raskin, D. C. The role of feedback in control of heart rate variability. *Psychophysiology*, 1976, 13, 135-139.
- Hnatiow, M., & Lang, P. J. Learned stabilization of cardiac rate. *Psychophysiology*, 1965, 1, 330-336.
- Hyndman, B. W. Cardiovascular recovery to psychological stress : A means to diagnose man and task? In R. I. Kitney & O. Rompelman (Eds.), *The study of heart rate variability*. Oxford: Clarendon Press, 1980. Pp. 191-224.
- Johnston, D. Biofeedback, verbal instructions and the motor skills analogy. In J. Beatty, & H. Legewie (Eds.), *Biofeedback and behavior*, 1977, New York : Plenum Press. Pp. 331-341.
- Johnston, D. W., & Lethem, J. The production of specific decreases in interbeat interval and the motor skills analogy. *Psychophysiology*, 1981, 18 288-300.
- Kao, H. S. R. Effects of delay of feedback and intermittency of feedback in compensatory tracking. *Percept. Motor Skills*, 1977, 44, 1079-1085.
- Lang, P. J. Learned control of human heart rate in a computer directed environment. In P. A. Obrist, A. H. Brack, J. Brener, & L. V. DiCara (Eds), *Cardiovascular psychophysiology*. Chicago : Aldine, 1974, Pp. 392-405.
- Lang, P. J., & Twentyman, C. T. Learning to control heart rate : Binary vs. analogue feedback. *Psychophysiology*, 1974, 11, 616-629.
- Lang, P. J., & Twentyman, C. T. Learning to control heart rate : Effects of varying incentive and criterion of success on task performance. *Psychophysiology*, 1976 13, 378-385.
- Mulder, G., & Mulder, J. M. Information processing and cardiovascular control. *Psychophysiology*, 1981, 18, 392-402.
- Sayers, B. McA. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 1973, 16, 17-32.
- Schwartz, G. E. Toward a theory of voluntary control of response patterns in the cardiovascular system. In P. A. Obrist, A. H.

Black, J. Brener, & L. V. DiCara (Eds.),
Cardiovascular psychophysiology. Chicago :
Aldine, 1974, Pp. 406-440.

Smith, K. U., & Sussman, H. Cybernetic
theory and analysis of motor learning and
memory. In E. A. Bilodeau & I. McD.

Bilodeau (Eds.), *Principles of skill
acquisition*. New York : Academic Press,
1969, Pp. 103-139.

Williamson, D. A., & Blanchard, E. B. Effect
of feedback delay upon learned heart rate
control. *Psychophysiology*, 1979, 16, 108-115.

コンパクトで大型並みの機能

脳波検査領域において蓄積された豊富な経験
と最新の技術をもとに使いやすさを追求したコン
パクトタイプの脳波計です。優れた測定部と
記録部、きめ細かく配慮された操作部など大幅
に機能が充実しています。従来のポータブル
タイプのイメージを一新し、デスクタイプ並みの
機能を装備しコストパフォーマンスに優れた
コンパクトクリニカル脳波計です。

New クリニカル脳波計

1A91 脳波8ch.+多用途2ch.

1A92 脳波12ch.+多用途2ch.

明日の健康と福祉を守る

日本電気三栄

本 社 東京都新宿区大久保1-12-1 〒160 ☎03(209)0811代