

生理指標による作業遂行時の覚醒変動の検討 — 自発脳波を中心として —

筑波大学大学院 (博) 心理学研究科 篠田 晴男

筑波大学心理学系 吉田 倫幸

Examination of arousal changes by physiological indexes during task performance.

Haruo Shinoda and Tomoyuki Yoshida (*Institute of Psychology, University of Tsukuba, Ibaraki 305*)

Reaction time was measured in eight subjects during a simple motor reaction time task while recording the EEG, heart rate, respiration and galvanic skin response. In a session 103 puretone-stimuli were presented to each subject at the rate of one pulse per 40ms. EEGs were recorded at Cz and Oz. The EEG wave-form of Cz during 5s preceding the stimulus-onset was classified into seven patterns by visual inspection, which were ordered in terms of the arousal level. Furthermore, to examine EEG patterns objectively, the power spectrum of each pattern was calculated. Reaction time correlated with these EEG patterns and the heart rate. That is, reaction time decreased with amplitude decrease and disappearance of the α -rhythm in EEGs (pattern 7 \rightarrow pattern 1). It was suggested that these patterns were good indexes to estimate the relationship between reaction time and arousal level.

Key words: EEG patterns, arousal level, heart rate, reaction time

1930年代に Duffy (1932) は、作業課題の性質および作業能力と生理的变化の関係を覚醒概念を軸に説明した。その際問題となったのは、第1に覚醒水準の変化は生理的にはどのような変化なのか、第2に作業遂行能力の変動は主に覚醒水準の変化に基づくものなのかという点であった。そのため、彼は様々な生理指標を用いて覚醒の程度を探る一方で、課題遂行能力の測度としての生理指標の有効性が検討された。

作業遂行能力の変動は、その後ヴィジランスと云う概念を用いて検討されてきた。覚醒概念が持続的で長い時間的幅をもって変動するような状態をさすのに対して、ヴィジランスは比較的短時間での意識状態の変化をさす。従って、注意の変化もヴィジランスに含まれる。

ヴィジランスは網様体および前頭葉の活動を生理的背景とし、覚醒変動は網様体に加え視床の汎性投射系が関連すると考えられている。覚醒変動とヴィジランスの関係は、覚醒変動の方が基礎的で、ヴィジランスの全体的な水準を左右する形をとる。従っ

て、ヴィジランスの高低は覚醒水準の高低と必ずしも一致しない。

本研究では、作業遂行時の覚醒変動に注目し、生理的指標を用いて作業能力の変動との対応を検討する。覚醒の低下は脳波の波形変化として観察される (O' Hanlon et al., 1979) が、ひとつの生理指標だけから覚醒を定義するのは不適切である (Lacy, 1959) という指摘があることから、自発脳波及び自律系反応をポリグラフ的に測定する。また、本研究で用いた作業課題は課題に対する個人差をできるだけ押さえるために単純運動反応課題を採用した。

Sersen (1982) は選択反応時間課題遂行下で自律系の反応および脳波をポリグラフ記録した。その結果、反応時間と各生理指標との関係は一律ではなかった。皮膚抵抗では反応時間の変動と線形性が強いのに比べ、心拍は非線形的であった。また、刺激直前及び運動反応に至る間の脳波の α 帯域のピーク周波数が高いほど反応時間は短かった。この知見は Surwillo (1963) の知見とも一致する結果であった。

本実験では、以上のような覚醒変動と生理指標の

Table 1 Psychological states and their EEG, conscious and behavioural correlates, after Lindsley, D. B. (1952)

Behavioral continuum	Electroencephalogram	State of awareness	Behavioral efficiency
Strong excited emotion (fear; rage; anxiety)	Desynchronized: low to moderate amplitude; fast, mixed frequencies.	Restricted awareness: divided attention; diffuse, hazy; "Confusion".	Poor: lack of control, freezing-up, disorganized.
Alert attentiveness	Partially synchronized: mainly fast, low amplitude waves.	Selective attention, but may vary or shift. "Concentration" anticipation, "set".	Good: efficient, selective, quick, reactions. Organized for serial responses.
Relaxed wakefulness	Synchronized: optimal alpha rhythm.	Attention wanders-not forced. Favours free association.	Good: routine reactions and creative thought.
Drowsiness	Reduced alpha and occasional low amplitude slow waves.	Borderline, partial awareness. Imagery and reverie. "Dreamlike states".	Poor: uncoordinated, sporadic, lacking sequential timing.
Light sleep	Spindle bursts and slow waves (larger). Loss of alphas.	Markedly reduced consciousness (loss of consciousness) Dream state.	Absent
Deep sleep	Large and very slow waves (synchrony but on slow time base). Random, irregular pattern.	Complete loss of awareness (no memory for stimulation for dreams).	Absent
Coma	Isoelectric to irregular large slow waves.	Complete loss of consciousness; little or no response to stimulation; amnesia.	Absent
Death	Isoelectric: gradual and permanent disappearance of all electrical activity.	Complete loss of awareness as death ensues.	Absent

関係についての知見を基に、反応課題遂行時の脳の覚醒変動を自発脳波を軸に分析することにした。覚醒変動に対応すると思われる脳波の分類にあたっては、Lindsley (1952) の提唱したパターン分類を参考にして視察により探索的に分類を進めることにした。さらに、それをもとに遂行能力の予測も試みた。今回行う各生理指標の有効性の検討をもとに、各種実験事態に及ぼす背景状態の影響を評価し、統制条件の手掛りが得られることが期待される。

方 法

被験者 学生 8 名 (男子 4 名, 女子 4 名 20~28 歳)

単純反応時間の測定 音刺激は持続時間 10 ms, 立ち上がり, 立ち下がり時間 0.1 ms の純音 (1000 Hz, 70 dB) を用い, 被験者の正面 1 m に設置されたスピーカから呈示された。音刺激の制御および呈示間隔の制御には、音刺激装置 (Nihon-koden SSS-3

100) と電気刺激装置 (SEN 7103) を用いた。音刺激の間隔は安静閉眼状態で 40 秒とし, 3 回の練習試行を含めて合計 103 回, 反復呈示された。単純反応時間 (Reaction time: RT) は刺激 onset から被験者が反応スイッチを押すまでの時間とし, マイクロコンピュータ (TEAC PS-85) により測定した。

生理指標の測定 反応課題遂行時に自発脳波 (EEG)・心電 (ECG)・皮膚電気反射 (GSR)・呼吸が脳波計 (日本電気三栄 1A57) によってポリグラフ記録された。EEG は中心部 (Cz)・後頭部 (Oz) より両耳朶連結を基準電極として時定数 0.3 秒で単極導出し, 刺激マークと共にデータレコーダ (Sony Magnescale NER-3515) に磁気記録した。電極は三栄製 Ag-AgCl 電極を使用した。

脳波の解析 刺激前後各 5 秒間の EEG (Cz) 波形を視察により 7 種類のパタンに分類した。また, 刺激直前 5120 ms を対象としてシグナルプロセッサ (日本電気三栄 7T07A) により各パタンごとにパワ

スペクトルを求めた。

その他の生理指標の分析 ECG および呼吸の分析は刺激前後各20秒間を対象とし、心拍数・呼吸数がカウントされた。皮膚電気反射については、刺激後20秒間の反応数および反応出現潜時を測定した。

シールドルーム内の温度は約20℃、室内の平均照度は約40 Lux とした。

手続き ①被験者は実験前日に十分な睡眠をとるように指示された。②被験者の課題は音が聞こえたら直ちに右手のスイッチを押して応答することである。実験時間は約1時間であることが実験に先立ち告げられた。③約10分の安静後、各生理指標にアーチファクトが混入していないことを確認し、閉眼状態で実験を開始した。

結果

(1) 自発脳波のパターン分類

各被験者とも刺激の反復に伴い自発脳波は律動性が崩れ、次第に振幅が低下し平坦化、やがて徐波の出現をみる事態が100試行中1回以上観察された。

そこで、自発脳波の変動過程を覚醒と関係づけた Lindsley (1952) の資料 (Table 1) を参考に、覚醒の高い状態から低い状態に対応すると考えられる脳波をパターン7 (最も覚醒が高い状態) からパターン1 (最も覚醒が低い状態) まで7段階に分類し、刺激直前・直後5秒間の波形から視察により判定した。

Fig.1 はパターン分類の図式である。まず刺激直前5秒間の脳波を3つのパターン(①α波が優勢に出現しているパターン, ②平坦化してくるパターン, ③徐波の出現を伴うパターン)に分類した。①のパターンは、さらに高振幅のα波が5秒間持続して律動的に出現しているパターン(パターン7), 律動は持続するが振幅値が低下するパターン(パターン6), 律動性が不安定となるパターン(パターン5)の3パターンに分類した。同様に②のパターンについても、分析区間の前半に平坦化が見られるが後半にはα律動が出現してくるパターン(パターン4), 逆に前半にα律動が見られ後半平坦化するパターン(パターン3), 区間全体にわたって平坦化しているパターン(パターン2)の3パターンに分類した。以上③のパターンを含め計7パターンに分類した。

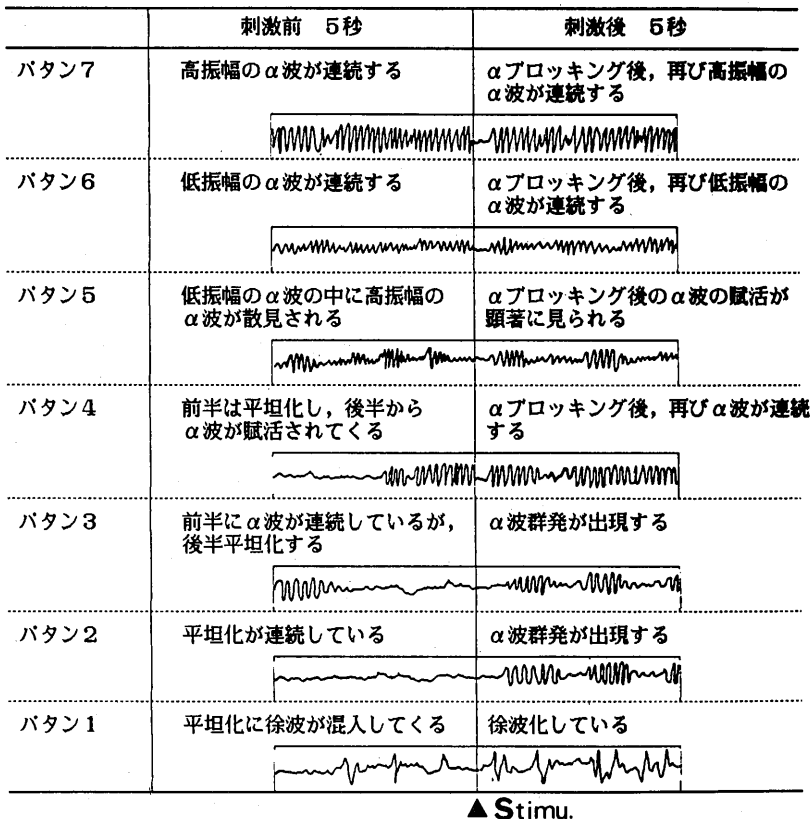


Fig. 1 The model of EEG patterns corresponding to arousal levels.

(2) 刺激の繰り返しに伴う自発脳波および自律系生理指標と単純反応時間の関係

刺激の反復に伴う各生理指標の推移を時系列上で見ると、自発脳波パタン、心拍ともに低下する場合(ここではパタン7から1への変化を低下と呼ぶことにする)に単純反応時間も遅延する傾向がみられる。一方、GSRと単純反応時間の間には一定の対応関係を見出し難い(Fig.2).

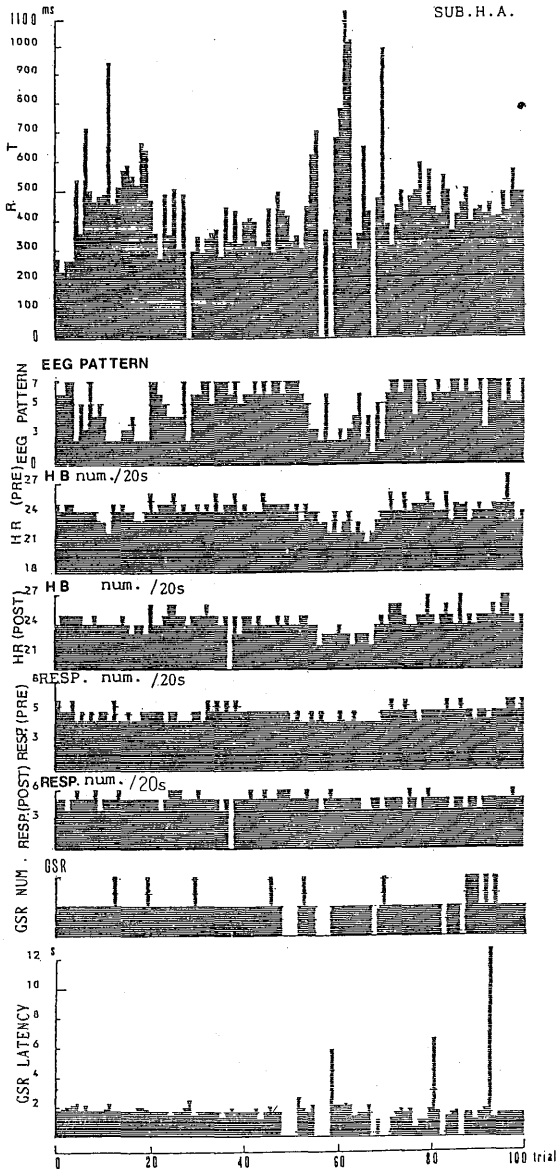


Fig. 2 The change of EEG pattern, autonomic physiological indexes and simple reaction time to stimuli presented repeatedly.

自発脳波パタンおよびそのパワ構造と単純反応時間の関係 自発脳波パタンと平均単純反応時間との関係を見ると、反応時間はパタン7~5までは差が見られないが、パタン4および5を境にパタン3~1では遅延する傾向が認められた(Fig.3).

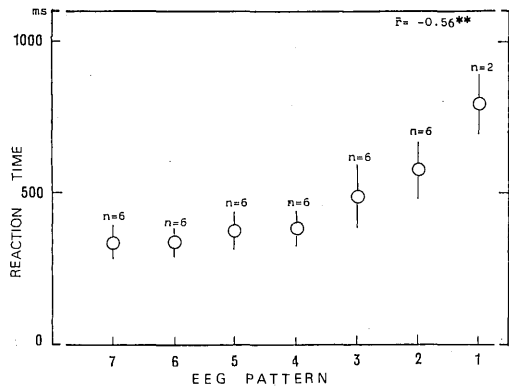


Fig. 3 The simple reaction time in each EEG pattern. Vertical lines show 1/2SD. N is the total number of subjects in each EEG pattern. ** $p < .01$ * $p < .05$

Fig.4 は刺激前5秒間の自発脳波パタンのパワベクトルの例である。パタン7・6では α 帯域の最大ピークを中心とした山型のパワ構造を示しているが、パタン5, 4, 3になると α 帯域には顕著なピークが見られず、全体的に平坦化したパワ構造を示す。パタン2では全周波数帯域でパワ量の減少が見られ、パタン1では δ 帯域のパワ量の増加が目立つ。 α , θ , δ の各帯域の平均パワ量を検討した結果(Fig.5), α 帯域のパワ量はパタン7で最大、パタン2, 1で最小となった。t検定の結果、統計的にはパタン7と2の間で有意差が認められた($t = 2.29$ $df = 10$, $p < .01$)。 θ および δ 帯域のパワ量は、 α 帯域のパワ量の変化とは対照的に脳波パタンが7から1へ移行するのに伴い増加する傾向が見られた。特にパタン3から2, 1にかけての δ 帯域のパワ量の増加は著しく、パタン1で最大となった。 θ 帯域のパワ量の増加も同様の傾向であった。t検定により統計的には、 δ 帯域ではパタン1とパタン3~7との間で、一方 θ 帯域ではパタン1と3, 5, 6, 7との間で5%の有意水準で差が認められた。

自律系生理指標と単純反応時間の関係 心拍数と単純反応時間の間には、刺激前20秒間の心拍数が平均より低いほど反応時間が遅延する傾向がみられた。一方、呼吸数との間には一定の傾向は見られなかった。

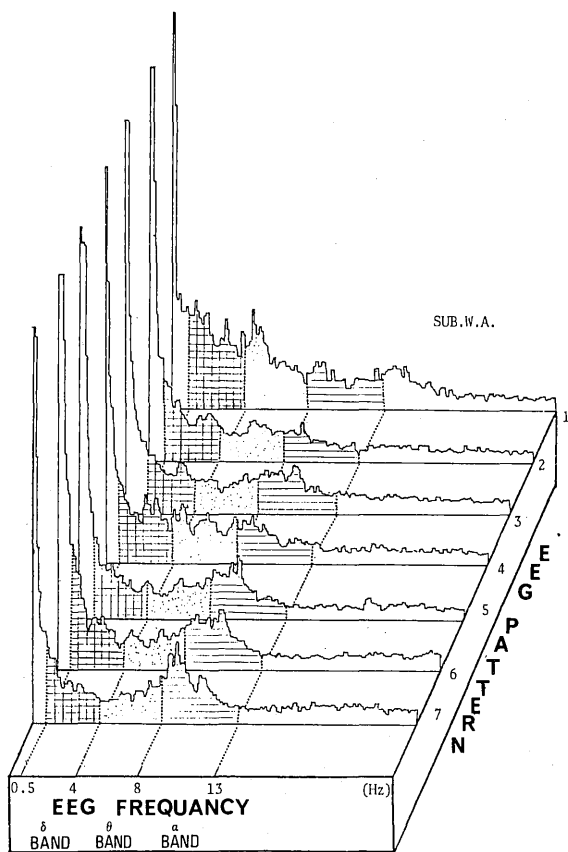


Fig. 4 An example of the power spectrum in each EEG pattern. An oblique axis shows EEG patterns. A horizontal axis shows frequency.

(3) 自発脳波パターンと自律系生理指標の関係

各自発脳波パターンごとに刺激前後20秒間の各個人の平均心拍数を粗点とし、全被験者の平均心拍数を求めた。その結果、脳波がパターンが7から1へ推移するに伴い平均心拍数はパターン7～5、4～2、1と段階的に低下した(Fig.6)。一方、呼吸数はパターン推移に伴う低下の傾向はわずかであった。

(4) 各生理指標間の関係

単純反応時間との関係 Table 2 は各生理指標と

Table 2 The mean of speaman's correlation coefficients between physiological indexes and simple reaction times. ** $p < .01$ * $p < .05$

	EEG pattern	HR (Pre)	RESP. (Pre)	GSR	GSR latency
r	-0.556‡‡	-0.202‡	-0.238	-0.001	0.203‡

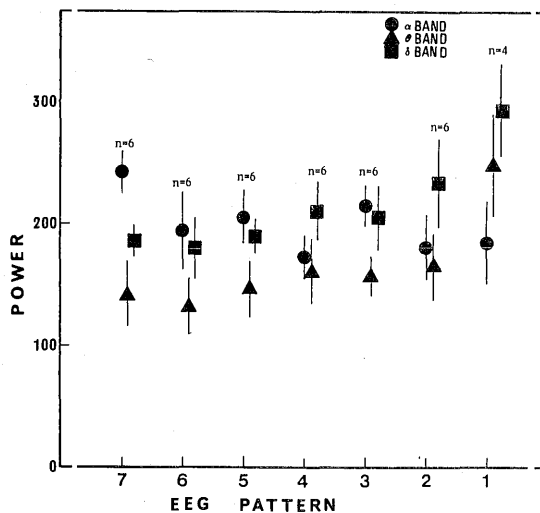


Fig. 5 The amount of total energy of α , β , δ band in power spectrum of each EEG pattern. Each point indicates the mean power and vertical line is 1/2SD (N is the number of subjects). A horizontal axis shows EEG pattern, and a vertical axis is the amount of power.

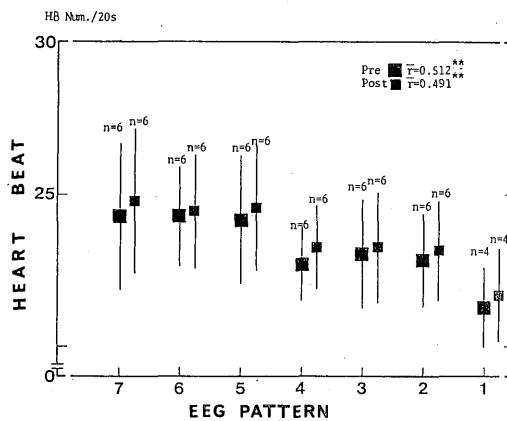


Fig. 6 The mean of heart beats for 20sec before and after stimulus onset in each EEG pattern. Each point indicates the mean of six subjects based on the mean score of each subject. ** $p < .01$ * $p < .05$

Table 3 The matrix of correlation coefficients between EEG patterns and autonomic physiological indexes. ** $p < .01$ * $p < .05$

	EEG pattern	HR (Pre)	RESP. (Pre)	GSR	GSR latency
EEG pattern	-----	0.512**	0.102	0.079	-0.124
HR (Pre)	-----	-----	0.156	0.089	-0.017
RESP. (Pre)	-----	-----	-----	0.064	-0.033
GSR	-----	-----	-----	-----	-0.100
GSR latency	-----	-----	-----	-----	-----

単純反応時間の対応をスピアマンの順位相関係数(被験者間で平均)を用いて示したものである。自発脳波パターンおよび刺激前20秒間の心拍数について単純反応時間との間に有意な相関が得られた。その他の指標には有意差は認められなかった。

自発脳波パターンとの関係 Table 3 は個人の各生理指標間のスピアマンの順位相関係数をもとに被験者6名の平均値を求めた相関マトリックスである。自発脳波パターンと刺激前20秒間の心拍数の間にのみ有意な正の相関が得られた。

考 察

自発脳波パターン・パワ構造と反応時間 本実験では刺激直前・直後の自発脳波を、視察により覚醒が最も高いと思われる段階から順番に7から1まで7パターンに分類した。反応時間の全体的推移から見ると、パターン4から1にかけては反応時間の遅延と比較的対応していた。パターン7から5(覚醒が高い水準にある段階)においては、脳波上は各パターンで波形が異なるが、反応時間にほとんど差がなかった。特に6および5に関する脳波パターンの低振幅状態の取扱いに関して、本実験ではパターン7(α リズムが顕著)よりも覚醒が低い状態と考えたが、この振幅低下は α ブロッキングによる可能性もあり、その場合にはパターン7よりも覚醒が高い状態と考える必要がある。結局、パターン7から5にかけて反応時間に差がなかった原因としてこうした脳波分類上の問題が考えられる。解決策としては、視察だけに頼らず、刺激直前の脳波の周波数構造をある基準を設けて分

類することである。今回は視察に加えてパワスペクトラムを用いたが、それでもパターン5と6がパターン7よりも覚醒が高い状態か否かの判断は難しかった。安定したスペクトラムを得るにはサンプル時間をある程度長くとする必要もあり、刺激直前の脳の状態を見ていくにはエントロピー法など別の方法も考える必要がある。今後さらに分析時間として適切なサンプリング時間の検討が必要である。

ところで、分類されたパターンのパワ構造は視察により順序づけた覚醒低下を反映した構造を示しているが、各帯域ごとのパワ量でみるとパターン3, 4を境とした α , δ 帯域パワの量の交替が特徴的である。また、ピーク周波数の変動についても検討したが、Morrell(1966)らが報告しているピーク周波数の低下は認め難かった。現段階では、視察に加えパワ構造についてデータを集積し、覚醒変動の客観的評価方法を検討する必要がある。

他の生理指標と反応時間 心拍数に関しては、心拍数の低下に伴い単純反応時間が長くなる傾向が見られたが、心拍数の変動は20秒間で3拍前後であり、これから単純反応時間の変化を推測するには不十分であるが、作業時間全体の時間的推移から見ていくと、数10分前後の状態の指標として利用できそうである。呼吸数と単純反応時間の間では、呼吸数の低下に伴う反応時間の遅延はごく僅かであり、指標としての有効性はあまりないものと思われる。最後に皮膚電気反射と単純反応時間との対応では、反応自体の変動が大きく、刺激の反復によって慣化現象も生じることから、呼吸同様、反応時間との対応を見

る積極的な指標とはなり難い。

以上の点から脳波および心拍が生理的覚醒状態を見ていく上で有効な指標であると考えられる。特に脳波は役立つものと思われる。今回自発脳波の各帯域のパワ値を用いて重回帰分析を行い単純反応時間の推定を試みた結果、次式が得られた。

$$RT = .77 \alpha t + .44 \theta t - .78 \delta t + 356.11$$

(刺激前5秒間の α 帯域総パワ値 αt 、 θ 帯域総パワ値 θt 、 δ 帯域総パワ値 δt)

上記の推定式での説明率は0.18と低かった。その原因としては、データ数が少ないこと、分類上の限界、正規化をしていない点が考えられる。今後は覚醒水準に対応した脳波のパワ構造を数量化し、視察による分類を客観的な指標で確かめながら、作業遂行時の覚醒変動を適切に評価する方法を確立していきたい。

要 約

単純反応時間課題を用い音刺激の反復に伴う覚醒の変動と単純反応時間の変化の関係を検討した。覚醒変動を捉える生理指標としてCzおよびOzの自発脳波を中心に心拍・皮膚電気反射が検討された。視察により自発脳波は刺激のonset直前・直後の波形的特徴から7段階に分類された(覚醒の程度と対応すると仮定)。その結果、自発脳波パターンおよび心拍と単純反応時間の変動との間に有意な相関が認められ、生理的な覚醒状態評価の指標として有効なことが示唆された。自発脳波は視察に加え、パワスペクトル構造も分析したが、視察分類を裏付ける結果がある程度得られた。これらから、刺激直前の脳波の変動は、実験中の覚醒状態の継時的変動をチェックする手掛りになると思われる。今後、種々のヴィジランス課題を用いて検討するとともに、脳波以外に緩電位なども用いてより良い覚醒変動の客観的評価方法を模索していく必要がある。

引 用 文 献

- Duffy, E. 1932 The relationship between muscular tension and quality of performance. *American Journal of Psychology*, 44, 535-546.
- Lacy, J. I. 1959 Psychophysiological approaches to the evaluation of psychotherapeutic process and outcome. In Rubinstein, E. A., & Parloff, M. B. (Eds.), *Research in Psychotherapy*. Washington, D. C. : American Psychological Association.
- Lindsley, D. B. 1952 Psychological Phenomena and the electroencephalogram. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 4, 443-456.
- Morrell, L. K. 1966 EEG frequency and reaction time—a sequential analysis. *Neuropsychologia*, 4, 41-48.
- O'Hanlon, J. F., Weber, A., Sanchin, E., & Grandjean, E. 1979 Central nervous system, mood and performance changes during prolonged repetitive manual work. *Ergonomics*, 22, 578.
- Sersen, E. A., Clausen, J., & Lidsky, A. 1982 Reaction time and psychophysiological activity. *Perceptual and Motor Skills*, 54, 379-390.
- Surwillo, W. W. 1963 The reaction of simple response time to brain-wave frequency and the effects of age. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 15 105-114.