

脳波を中心としたポリグラフィを指標とする 心理学研究法の試み(1)

藤澤 清・水田敏郎・大森慈子・宮地弘一郎・青井利哉・*水上喜美子

(*川崎医療福祉大学大学院)

脳波やポリグラフのような生理学的指標が心理学研究法の対象として取り上げられるようになったのは最近のことである。従来の心理学研究法の対象とされていたのは、主に感覚・知覚、学習、記憶などの問題に限られており、しかも取り扱いの容易なものが多かった。また、心理学研究法に関連する書物の中でも、生理学的手法を用いた研究法の紹介はほとんどなかった。1970年代以降には脳波や誘発電位、皮膚電気反射、バイオフィードバックなどを課題とした現在用いられている実験方法が紹介されるようになってきた。われわれは長年、脳波を主としたポリグラフィを指標として種々の生理心理学的問題の研究を行ってきた。特に、終夜睡眠の研究では、多様な生体の情報を収集する方法を模索してきた。今回はまず手始めとして、脳波研究の紹介と、生体情報を総合的に収集する方法の1つであるポリグラフィの簡単な実験、および、情報処理の方法について紹介する。

キーワード：ポリグラフィ、生理学的指標、脳波、皮膚電気活動、眼球運動、心電図、筋電図

1. はじめに —生理学的指標と心理学研究法—

脳波やポリグラフのような生理学的指標が心理学研究法の対象として取り上げられるようになったのは、ごく最近のことである。従来の心理学実験や心理学研究法の対象とされていたのは、主に感覚・知覚、学習、記憶などの問題に限られており、しかも取り扱いの容易なものが多かった。

北村・安倍・黒田による『心理学研究法』(1969)では、総論はさておき、各論では感覚・知覚研究法、感情研究法、動機研究法、学習研究法、思考研究法、生物比較心理学研究法、人格心理学研究法、発達心理学研究法、社会心理学研究法、教育心理学研究法、臨床心理学研究法、犯罪心理学研究法が取り上げられているだけである。この頃は、学会などでは脳波や皮膚電気活動に関する研究も見られていたが、学術書の中に見られるようになるのはずっと後のことである。

続・八木が監修した『心理学研究法』(1973-1975)は17巻にわたる膨大なもので、動物や人間についての生理的実験法から、面接、臨床診断、実践的研究にまで及んでおり、これらの分野の方法論が統一的に可能か否かまで検討された結果、「人間行動研究における研究対象は、研究者がそれを統制し、管理し、指揮する対象ではなく、等しく人間として対等に対話する相手としての人間なのである、という点から心理学研究の基礎が考え直されなければならないと考える。」¹⁾という知見のもとにまとめられた画期的なものであった。

このシリーズの第3巻である苧阪良二教授によって編まれた「実験Ⅱ」(1973)は、人体組織の各部の生理的現象を手がかりとして、それと因果または相関関係をもつ心理学的現象を明らかにするための実験法が始めて紹介されたものである。ここでは、眼球運動測定法、皮膚電位測定法、心肺機能測定法、筋電位測定法、脳電位測定法などが取り上げられている。

吉岡一郎による『心理学基礎実験手引』(1980)には、生理領域の課題として、古典的条件づけ、バイオフィードバック、情動と生理的变化、脳波と覚醒水準が取り上げられており、脳波を指標とした場合の実験法が細かく説明されている。わが国の心理学実験の教科書に脳波実験の方法が示された最初と思われる。この中で、「脳波には脳の活動状態にほぼ対応した情報が含まれていると考えられており、特に脳の活動水準についての重要な指標であるとされている。このように、脳の活動水準の指標とみられている脳波には、当然のことながら、覚醒、睡眠、興奮、弛緩、注意、発達などの種々の心理学的条件との何らかの対応がみられ、心理学の研究でも盛んに用いられている。また、増幅器やコンピューターの発達に伴い、最近ではいわゆる脳波以外に、緩電位変動や誘発電位などの電気現象が脳からとらえられるようになり、注意や動機づけとの関連で心理学的にも注目されている。」²⁾と当時の生理心理学的研究の最新情報が紹介されている。

河合伊六・西山啓による『学校教育のための心理学実験法』(1984)には、「第7章 生理的測定」で、「1. 慣れと皮膚電気反射」「2. 情動と調息」「3. 脳波と覚醒水準」「4. 選択的注意とヒトの聴覚誘発電位」「5. バイオフィードバック」が取り上げられており、実験の手続き、考察の観点などが目新しい。

利島保・生和秀敏編著『心理学のための実験マニュアル』(1993)では、「Ⅵ. 生理的指標」として、「27. バイオフィードバック」「28. 皮膚電気反応—注意と慣れ」「29. 覚醒水準と脳波」「30. ラットの行動と海馬脳波」「31. 事象関連電位による認知過程の分析」「32. 選択的注意と事象関連電位」など、最近の研究課題が盛り込まれている。

このように、1970年代以降ともなると脳波や誘発電位、皮膚電気反射、バイオフィードバックなどを課題とした現在用いられている実験方法が紹介されるようになってきた。しかし、実際のところ、脳波計のような大がかりな装置は心理学領域での実験器具としてはコストも高く、それを使いこなす余裕がないことから備えていない大学もあった。さらに、それらの操作や指導体制が十分でない研究室も少なくなかった。また、心理学研究法や心理学実験と題する書物の中でも、生理学的手法を用いた研究法の紹介は医学の分野で見られ、心理学の分野では前記の書物以外にはほとんどなかった。

われわれは長年、脳波を主としたポリグラフィを指標として種々の生理心理学的問題の研究を行ってきた。特に、終夜睡眠の研究では、多様な生体の情報を収集する方法を模索して、たいへんな苦労を重ねていた。そんな折、従来の心理学研究法の中に不足している問題の1つが、生理心理学的手法であることに気がついた。そこで、生理心理学の分野で用いられている研究法を導入し、充足をはかりたいと考えるようになった。今回はまず手始めとして、脳波研究の紹介かたがた、生体情報を総合的に収集する方法の1つであるポリグラフィの簡単な実験、および、情報処理の方法について紹介する。

2. ポリグラフィとは

ポリグラフィ (polygraphy) とは、多種あるいは多数の生理学的指標を用いて、複数の生理現象を同時にかつ連続記録する方法をいう。医学や心理学、犯罪の鑑識活動の方面で広く応用されてきている。鑑識の分野ではこの手法を最初からポリグラフと称してきたところから、ポリグラフといえばウソ発見で有名な鑑識の手法と思われがちであるが、本来は複数の生理現象を同時記録し、それらの相互関係を検討するところに目的がある。従って、多チャンネル記録とも違うことに注意しなければならない。

測定する生理現象の種類は検査の目的によって異なるが、脳波、心電図、呼吸、皮膚電気活動、容積脈波、体動、皮膚温、音声などを同時描記させるのが一般的である。測定するためには、周波数成分や電圧をそれぞれ調整して記録する必要がある。表1は、ポリグラフに使用されている生体信号の種類と特性を示したものである。周波数成分0.5-60Hzで μV レベルの脳波と0.5-200HzでmVレベルの心電図の記録では、大きな違いがある。このように異なる複数の電気現象を同じ記録上で測定して検討するためには、時間の関係や電圧のレベルから見られるような記録の大きさや描記される位置などにも工夫し、最適な画像を得ることが要求された。ポリグラフ記録には、各生理現象の性質に応じた周波数特性や増幅度をもった増幅器が必要である。そのため、目的ごとに、それぞれの増幅器が入れ替えられるplug-in systemのポリグラフや脳波計の万能型が用いられる。

前にも述べたように、ポリグラフィの目的は、多くの生理現象を同時かつ連続的に長時間記録し、生体の全体的状態をできるだけ総合的に把握するとともに、多くの生理現象の相互関係から個々の生理現象の機能的意義を解明しようとするもので、頭皮上脳波だけでは知ることのできない精神現象や情動の変化に対応する客観的变化を見出すことができるという長所をもっている。図1は、覚醒安静時のポリグラフ記録例で、正中線上の前頭、中心、後頭部および左側側頭部導出の脳波、垂直および水平方向の眼球運動、第一誘導の心電図、腹部からの呼吸曲線、手掌、手背、前腕導出の皮膚電気反射である。この記録では全導出部位に α 波が出現しており、刺激として提示されたクリック音に対して、皮膚電気反射の手掌および手背部位に反応が見られる。

(1) 脳 波

ヒトの脳は140-150億の神経細胞からできており、思考や行動を支配しているばかりでなく、その情動面や自律機能などをも統御する最高の中枢といわれる。脳波は、この神経細胞の集団が示す電気活動であると考えられ、時々刻々と進行する脳機能の変動を総和的に捉え、電位を縦軸、時間を横軸に記録したもので、脳電図 (electroencephalogram : EEG) とも呼ばれる。

表1. 生体信号の種類と特性

種 類	周波数成分 (Hz)	電 圧
脳 波 EEG	0.5 ~ 60	10 μV ~ 400 μV
心 電 図 ECG	0.5 ~ 200	数 μV ~ 数mV
筋 電 図 EMG	10 ~ 2000	数 μV ~ 数mV
眼 電 図 EOG	0 ~ 50	数 μV ~ 数mV
皮膚電気反射 GSR	0.03 ~ 5	数 μV ~ 数mV

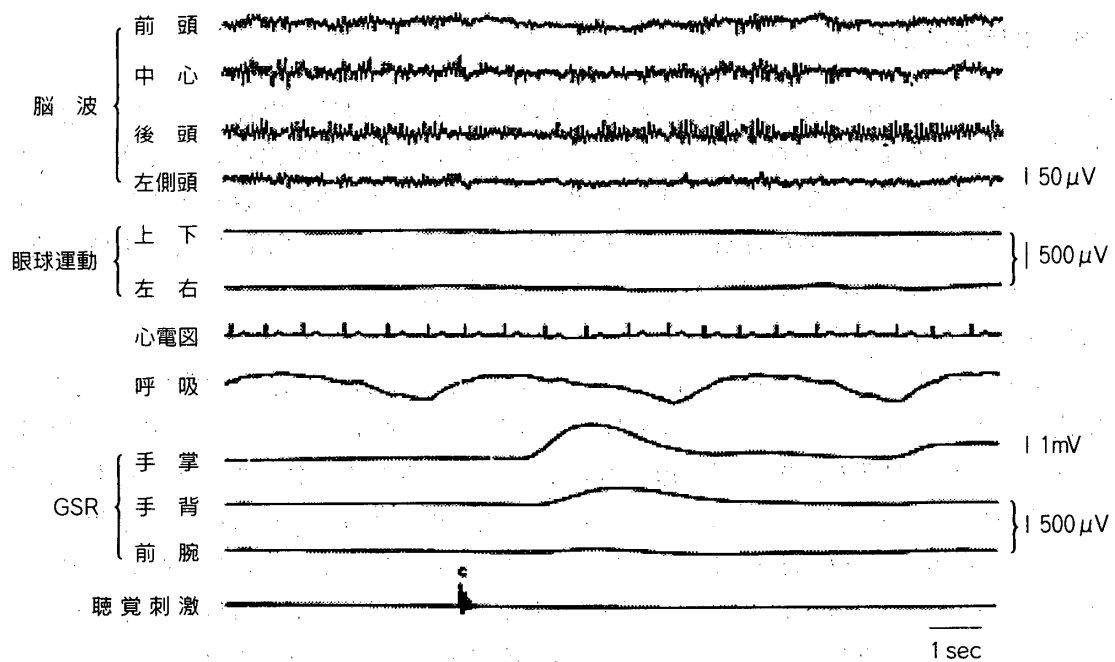


図1. ポリグラフ記録例

通常、ヒトの脳波を記録する場合、頭部の2ヶ所に電極を装着し、脳波計に接続する。この時、成人の場合、閉眼安静状態で毎秒8-13Hzの正弦波に近い電位変動が記録される。これを、頭皮上脳波の発見者であるベルガー（H. Berger）はα波と呼んだ。

ヒトの正常状態にみられる脳波の変動は、周波数や振幅、波形、出現量などを問題として記述されることが多い。病的状態の脳波としては、目の覚めている時に徐波が現れたり、周期を問題としただけでは分類しにくいような特異な波形、例えば棘波（spike）、棘・徐波複合（spike and slow wave complex）などが見られるものがある。これらは種々の疾患との関係で現れるため、臨床的に応用されている。このような脳波の変動を臨床医学的な診断の方法の1つとして用いる場合は、神経生理学の知識に基づいて解釈や記述がなされる。

(2) 皮膚電気活動

精神発汗の部位である手掌や足底に装着した電極から誘導される電気活動を、皮膚電気活動（electrodermal activity:EDA）と総称する。測定方法には、電位法と通電法の2種類が考えられている。電位法（直流増幅器による）で測定された反応を皮膚電位反応（skin potential response:SPR）、水準を皮膚電位水準（skin potential level:SPL）という。通電法にはさらに2種類あり、抵抗を測定する場合には皮膚抵抗反応（skin resistance response:SRR）、皮膚抵抗水準（skin resistance level:SRL）という。皮膚電気活動を記録した初期の頃の研究では、通電法の研究が多く皮膚電気反射（galvanic skin reflex）という用語が用いられることが多かったが、これは、皮膚の汗腺の活動電位を電位法によって捉えるものである。山崎（1998）によれば、皮膚電気活動は精神活動時における情動の変化に対応して鋭敏に反応することを特徴としてきたが、従来用いられて来た皮膚電気反射または皮膚電気反応（galvanic skin reflex or response:GSR）という用語はgalvanic（流電気の）という語が死語となってきたこと、

この表現では数種類ある測定法のうちのどれを指しているのかが明確ではないことなどから、専門の領域ではもはや使用されなくなってきた。表2は、これらEDAの分類をまとめたものである。

図2に、自発性EDR (SPR) の出現様相の記録例を示した。上は健常者、下は不安障害者の記録で、不安障害者ではSPRの多発と波形の陽性優位が目立つ。

表2. EDAの分類 (山崎, 1998を改変)

皮膚電気活動 electrodermal activity : EDA	
通電法 exosomatic method	
皮膚抵抗変化	skin resistance change : SRC
皮膚抵抗反応	skin resistance response : SRR
皮膚抵抗水準	skin resistance level : SRL
皮膚コンダクタンス変化	skin conductance change : SCC
皮膚コンダクタンス反応	skin conductance response : SCR
皮膚コンダクタンス水準	skin conductance level : SCL
電位法 endosomatic method	
皮膚電位活動	skin potential activity : SPA
皮膚電位反応	skin potential response : SPR
皮膚電位水準	skin potential level : SPL
皮膚電気反応 electrodermal response : EDR	
EDRはSRR, SCR, SPRの総称	
自発性または非特異性皮膚電気反応 spontaneous or non-specific electrodermal response : spontaneous EDR or non-specific EDR	

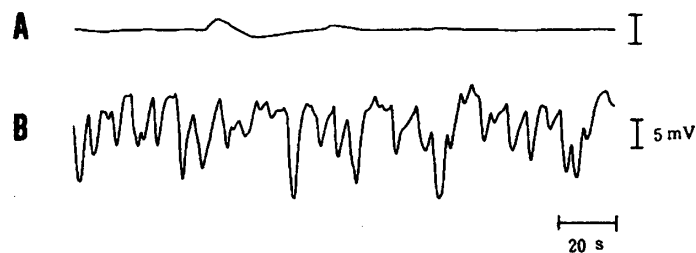


図2. 自発性EDR (SPR) の出現様相 (山崎, 1998を改変)

上向きのペンの振れは陰性、下向きは陽性を示している

(3) 眼球運動

眼球運動 (eye movement) は、脳波よりもやや小さい皿状電極を眼窩の左右と上下に1対ずつ装着し、眼球の動きによる網膜静止電位ベクトル変動を捉えるものである。高感度の直流増幅器、またはできるだけ時定数の大きい増幅器が用いられる。近年、精神活動、特に睡眠中の夢との関連で注目されるようになってきた。

眼球運動は、自分の意志で動かせる随意運動と、意志に関係がなく動く不随意運動に分けられる。随意眼球運動には、サッカディック眼球運動、追従運動、輻輳の3種類がある。不随意眼球運動としては、前庭動眼反射、前庭性眼振、視運動性眼振、微小眼球運動、緩徐眼球運動 (slow eye movement: SEM)、急速眼球運動 (rapid eye movement: REM) などがあげられる。一般に、生理心理学に関係ある眼球運動では、サッカディック眼球運動 (saccadic eye movement)、追従眼球運動 (smooth pursuit)、SEM、REMなどが注目されている (図3)。

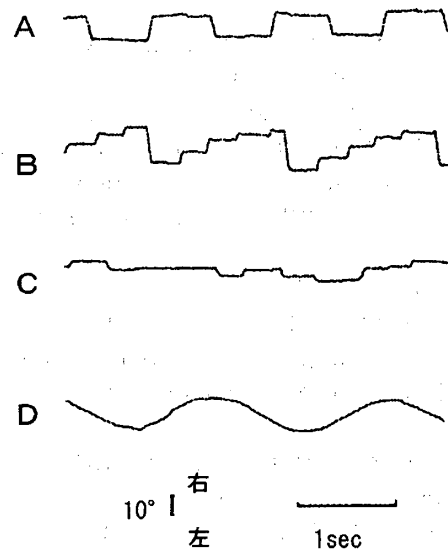


図3. サッカディック眼球運動と追従眼球運動例

サッカディック眼球運動 (A. 左右の運動, B. 読書中, C. 絵を見ているとき) と追従眼球運動 (D. 振り子の運動を目で追従している時) (八木, 1998を改変)

(4) 心 電 図

心臓の働きを観察するのに最もよく使われるのは、心臓をはさんだ体表面に電極を置き、その活動を電氣的に記録する心電図 (electrocardiogram: ECG) を用いた方法である。心電図は、心筋の電氣的脱分極および再分極によって生じた電位変化の総和が記録されたものである。

心臓の活動と心電図の関係を、図4を用いて説明する。まず、上大動脈と右心房の接点の直下にある洞結節 (S-A node) のペースメーカー細胞が発火する。このインパルスが心房内に広がると心房筋が収縮し、血液を心室へ送る。心室拡張期にすでに血液はかなり心室に充満しているが、心房収縮によってさらに3割ほどが追加される。心房が収縮に先だって脱分極するとき起こる電流によって生じるのがP波である。洞結節で発生したインパルスは心房全体に広がり、約40msで右心房下部の房室結節 (A-V node) に集まる。心房の収縮と心室の収縮の間ではインパルス伝達の遅延が巧妙に行われており、房室結節を通過するには100msも要し、その間に血液は心室内に充満する。その後、再び速くなったインパルスは、房室束 (ヒス束) を通過し、心室中隔を降下して心臓の先端に達する。QRS複合 (R波のこと) は心室が収縮直前に脱分極する

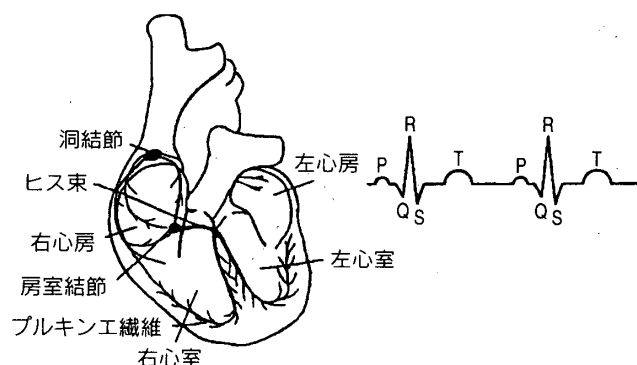


図4. 心筋を収縮させるインパルスの発生源である洞結節と、そのインパルスの通路の断面図、および心電図の模式図（稲森，1998を改変）

際に発生する電流によるもので、心室の急激な収縮を反映している。その後、インパルスは心室内膜全体に広がり、内側の心筋から順に外側に向かって冷めていく。こうして一気ではあるが持続性と滑らかさをもって収縮し、血液を肺および全身に強く押し出す。収縮を終えた心筋が再分極するのを反映したのがT波で、T波の終わるころにインパルスの活動が終わり、心臓は拡張期に入る。このプロセスが1回の心臓の鼓動であり、この鼓動の一定時間内の回数を心拍数(heart rate:HR)と呼んで、終夜睡眠時の研究などでは非常に有効な指標とされている。

(5) 呼 吸

梅沢(1998)によれば、呼吸活動(respiration)が生理心理学的指標として利用されるのは、「息をこらす」「息をのむ」など、心理的状态を敏感に反映するという特徴を持っているからであるという。しかし、科学的に分析するために、呼吸活動をどのように測定し、得られたデータをいかに処理するかについては、現在でも方法論的に問題があるとされている。

呼吸活動を一定の精度で測定するためには、肺機能の臨床検査で用いられる装置と同等のものが必要とされる。こうした装置は被験者の呼気をサンプリングする目的から用いられるが、マウスピースやマスクなどの使用は、被験者を測定装置のかたわらに拘束するという不備がある。他方、小さなセンサーを鼻部に取り付け、呼気と吸気の温度変化によって呼吸をモニターする方法にすると精度が落ち、呼吸数の変化しか問題にできない。従って、研究の目的によって測定の仕方を工夫しなければならない。現在のところ、ポリグラフの記録としては呼吸数やリズムを問題としている。呼吸にともなう胸郭および腹部の動きを呼吸運動というが、この胸郭や腹部のまわりに水銀チューブ、あるいはコイルを編み込んだベルトを巻いて、呼吸にともなう周囲長や容積の変化を取り出すのが一般的である。

図5に、呼吸の計測法の1つを示した。これは、呼気、吸気のサイクルおよび換気量を問題とするものである。1つ1つの呼吸サイクルの呼吸時間(T_t)を、吸時間(T_i)、呼気時間(T_e)、ポーズ時間(T_p)·というように区間に分けて、時間、振幅が計測される。刺激を与えた時など、一過性の変化をとらえる時にはこのような処理が便利とされる。ここでは、ポーズ時間(T_p)として、流速が1秒当たり100ml以下に低下した時間を測っている。

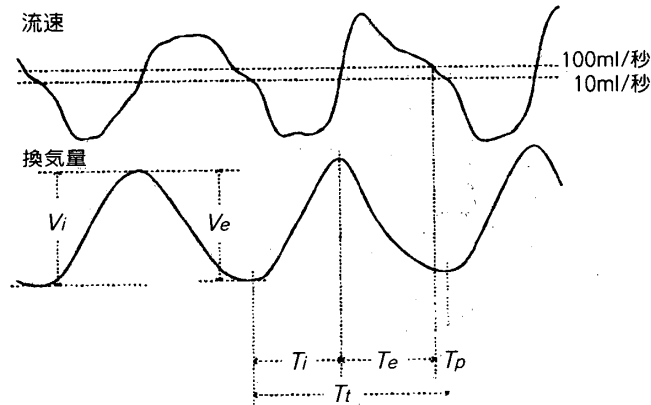


図5. サイクル分析における呼吸の計測例 (梅沢, 1998を改変)

(6) 筋 電 図

われわれの日常の行動は、多くの骨格筋の収縮弛緩によって行われているのが普通である。これらの筋の活動電位を記録したものを、広義の筋電図 (electromyogram : EMG) という。筋電図には、針電極またはワイヤ電極を被検筋に挿入して活動電位を記録する方法、皮膚表面に電極を貼付して記録する方法などがあり、ポリグラフでは表面電極を用いた方法が一般的である。この場合、挿入電極のような筋活動に対する制約は少なく、非侵襲性であり、表面電極を皮膚上に貼りつけるだけで導出が簡単にできる利点がある。ただし、筋活動電位としては、電極までの距離の2乗に比例して減衰するために、筋繊維を含めた周囲組織を通過してくることで波形がなまる弱点がある。表面筋電図は、多数の筋活動電位が干渉した無秩序な活動の総和なので、当該筋群全体としての活動のある程度知るマクロな指標として用いられている。

図6の上に、表面筋電図による3段階の収縮の強さでの記録例を示した。強い収縮時には干渉波形となっている。図6の下は、誘発筋電図の測定例である。内側膝窩神経を刺激して、下腿三頭筋の誘発筋電図を測定したもので、刺激電極と測定電極との間に接地電極を装着し、共通アースに接続されている。記録における第1の速い波はM波；第2の遅い波はH波といわれる。M波は、電気刺激により α 運動神経繊維に生じた神経活動電位が下行し、その支配筋が収縮する時に出現する筋活動電位と考えられている。H波は、電気刺激により知覚神経繊維 (Ia群神経) に生じた神経活動電位が上行して、脊髄内で単シナプス性に結合している前角細胞 (α 運動神経) に興奮性に伝達され、興奮した α 運動神経に生じた神経活動電位が下行し、その支配筋が収縮する時に出現する筋活動電位を示したものである (市原, 1998)。

3. 目 的

脳波、心電図、呼吸、眼球運動、皮膚電位変動などを同時記録するポリグラフィを指標として安静時、精神作業時、視覚刺激提示時の記録を行い、それぞれの目的に従ってポリグラフの変動などを測定する。また、覚醒時における特徴を検討する上で、各指標の測定法、分析法などを習得し、さらにそれぞれの指標間の相互の関係について考察を加える。

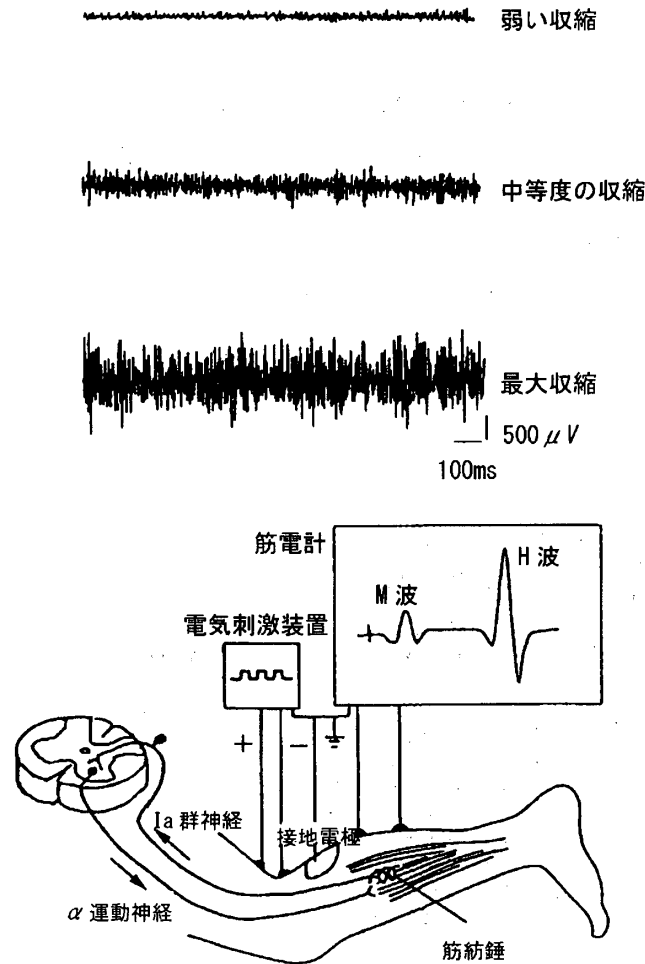


図6. 表面筋電図（上腕二頭筋）の記録例と誘発筋電図（市原，1998を改変）

4. 実験方法

ポリグラフの方法についてまとめて記述すると、それぞれ生体特性が異なるために、電極をはじめ、導出の方法、その他、非常に煩雑となる。従って、今回は脳波を中心に述べる。

(1) 記録装置－脳波計－

脳波計は、約0.5-60Hzの比較的周波数の遅い現象を増幅する複雑な装置である。増幅部分には前置増幅器と主増幅器とがあり、前置増幅器と主増幅器の前段は脳波の電圧の増幅を行い、主増幅器の最終段は電力増幅を行って記録器のインク書きガルバノメータの電磁石を働かすようにつくられている。前置増幅器はCR結合（抵抗・容量結合）であるが、主増幅器はCR結合を採用している脳波専用のものと、直交変換型直流増幅器のように万能型として用いるものがある。後者は心電図、皮膚電気反射、呼吸など、経過の遅い現象を記録するのに便利である。最もよく用いられてきた脳波計は、記録波形の再現に時間を要しない即時性の直記式インク書き、あるいは感熱式記録器である。また、脳波は頭皮上の各部位によって波形や振幅が異なることから、その分布を同時に測定する必要がある。最近の脳波計では、16や21チャンネルといった多チャン

ネルになっている。

脳波を測定する記録法を、図7に示した。被験者の頭皮上に装着された電極と、その導出線を通して電極箱に導かれ、さらに電極箱から脳波計へと導かれる。脳波計は、増幅部分と記録器からなっている。脳に発生しているマイクロボルト (μV) 単位の微弱な電位変動を、増幅器によって100万倍から200万倍に増幅して、記録器に取り付けてあるインク書きガルバノメータの記録用ペンを振れさせ、一定の速度で流れる紙の上に記録する。図8は、脳波計の構造を模式化したもので、入力部分として頭皮上の電極および電極箱、前置増幅部分3段、主増幅部分3段、記録部分が図示されている。

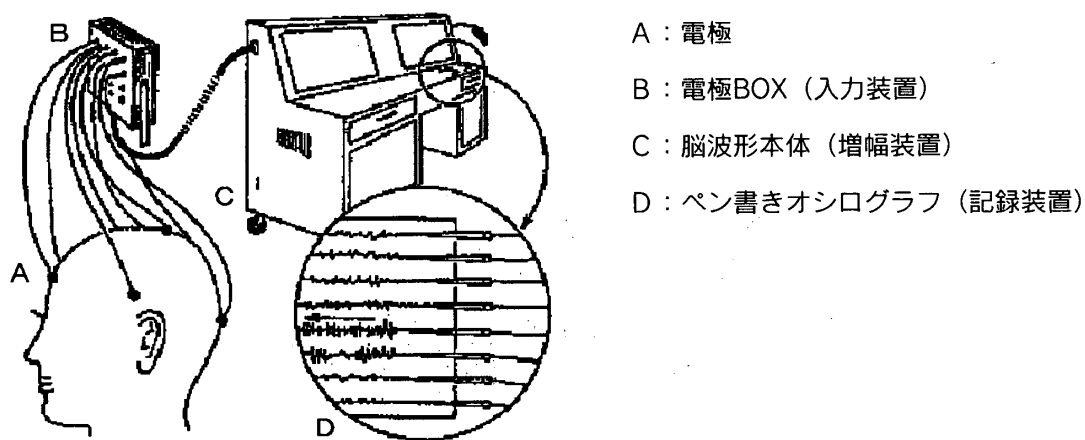


図7. 脳波の測定方法 (藤澤, 1998を改変)

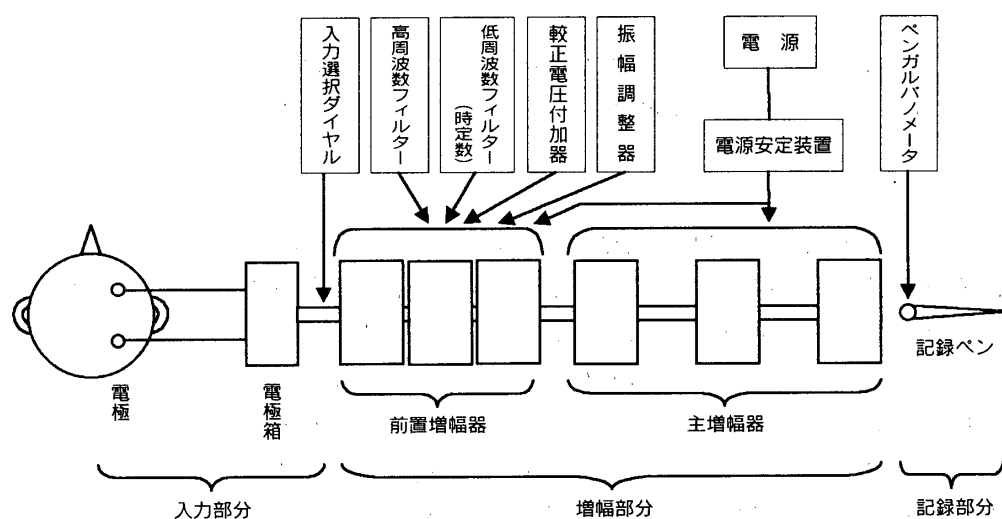


図8. 脳波計の構造

(2) 電 極

電極 (electrode) には、脳波を記録するために頭皮上に装着する電極と、頭皮以外の部位に装着するように工夫された特殊電極とがある。頭皮上脳波記録用の電極は、大別すると円板電極と針電極に分けられる。

電極には種々の金属が使用されているが、電極に起こる分極によるアーティファクトに注意して、円板電極には銀、サン普拉チナ、ハンダ、針電極にはステンレス、スチールなどが使用されているが、銀を塩化した銀-塩化銀 (Ag-AgCl) 電極が最も分極が少ないことから多く用いられている。ふつうの銀版を直径 1 cm 以下の円形に切り抜いたもので、その多くは浅いくぼみをもった皿状 (盃状) になっている。電極糊を皿の部分に入れたり、飽和食塩水をひたしたガーゼ片を巻き付けたりして、頭皮に接着する。電極糊は、特別な場合を除き、心電図用などに市販されているチューブ入りのものが便利である。

(3) 電極の装着

皿電極を頭皮上に装着する際には、電極をつける部位をアルコールまたはベンジン、アセトンでよく拭いて脂肪分を取り去り、その部分の皮膚に電極糊をよくすりこむ。ついで、その部位に電極糊をつけた電極をおき、ゴムバンド法やセロイジン法といった種々の方法で保持する。ゴムバンド法は、それぞれの頭の大きさや形に応じて調節できるように工夫されたゴムバンドを頭部に装着し、ゴムバンドの下に電極を挿入して保持する方法である。必要に応じて、小さく切ったスポンジなどをゴムバンドと電極の間にはさんで固定を確実にする。セロイジン法は、睡眠脳波の記録の場合のように、長時間にわたって電極を装着しなければならない時に用いられる。寝返りなどをしてもはずれることがなく、電極糊の乾燥も遅いため便利である。臨床脳波検査などでは、ベントナイトで作った比較的硬い電極糊を絆創膏で張り付ける簡便な方法が用いられる。

5. 脳波記録法

脳波の記録法は目的によって異なるが、原則としてアーチファクトのない記録を得ようとする。こと、用いた導出法の特徴と限界を知っておくことが必要である。脳波を記録する場合には、電極、リード線、脳波計などを使う。インク書き脳波計が使用されてきたが、ブラウン管オシロスコープなどを用いて記録することもある。

脳波記録のための導出法は、大別すると単極導出と双極導出があり、頭皮上に取り付ける電極の数やその位置などは、検査室の方針や研究室の研究目的に応じてそれぞれ独自の方法が用いられる。今日最も広く使用されているのは、カナダのジャスパー (Jasper, 1958) らにより提唱され、1958年の国際脳波学会で標準化された10-20電極配置法 (ten-twenty electrode-system) である。まず、鼻根 (nasion) と後頭極 (inion) を結ぶ矢状中央線をひき、その中点を頭頂 (vertex) として10等分する。また、鼻根、左右の耳介前点、後頭極を通る頭蓋の周線を考え、それぞれ両側の周線を10等分する。続いて、頭頂を中心とし、半径が矢状中央線の1/10ずつ小さくなる同心円を4個描き、各側の頭蓋周線を10等分した各点と中心を結ぶ線分を引くと、図9のような座標が出来上がる。この座標の上に、Fp1, Fp2, F7, F8, T3, T4, T5, T6, O1, O2, Fz, Cz, Pz, をとる。また、FzとF7, F8の中点、CzとT3, T4の中点、およびPzとT5, T6の中点が、それぞれF3とF4, C3とC4, およびP3とP4となる。さらに、両側耳朵A1とA2に各1

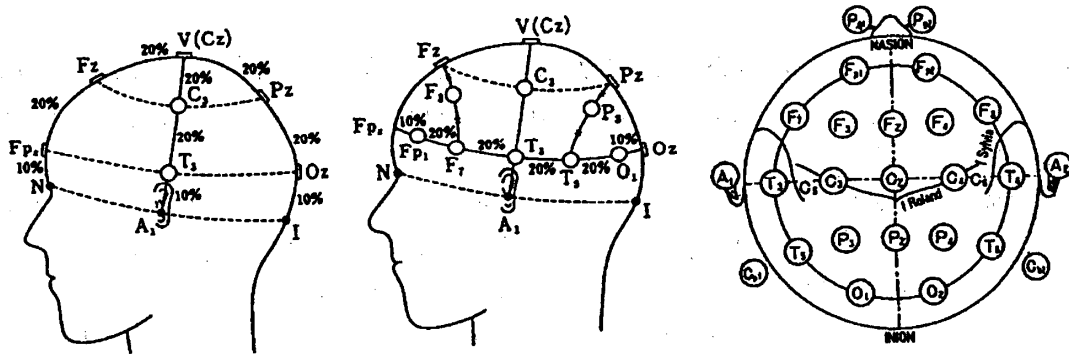


図9. 電極配置図

個の電極をつける。これが、10-20電極配置法といわれている方法である。

6. 脳波の分析方法

(1) 視察による方法

一般に、臨床脳波の検査では、脳波を手がかりとして脳の機能を明らかにしたり、脳の疾患の臨床的診断に役立てようとするなど、その主な目的は精神神経疾患の診断のために、脳波が正常か異常かを判定することである。異常が認められた場合には、どのような性質の異常がどこに、どのように存在するかを決定する。

脳波は不規則な振動現象を示しており、いろいろな周波数や波形をもった多くの構成要素からなっている。従って、次のようなパラメータを用いて詳細に記述されるのがふつうで、視察法 (inspection method) によって行われる。

- ①周波数 (frequency) または周期 (period) : ある律動における1秒当たりの波の数をいい、Hzの単位で表すか、または波の山と山、谷と谷の距離を時間で表す。
- ②振幅 (amplitude) : 波の谷から峰までの高さ、または谷と谷を結んだ線に頂点から垂線をおろした高さを μV の単位で表す。
- ③位相関係 (phase relation) : 2つ以上の記録の振幅と時間の関係を示したものをいう。
- ④量 (abundance or quantity) : 一定時間内に出現する特定の波の量を、多い、少ないなどで表す。
- ⑤波形 (wave form or morphology) : 1つの波または一連の波の形をいう。
- ⑥分布 (distribution) と局在 (localization) : 特定の脳波の頭皮上における分布状態を示したものである。
- ⑦反応性 (reactivity) : フリッカーや音といった刺激や過呼吸などによる状態の変化に対応する可変性のことをいう。
- ⑧変化 (動) 性 (variability) : 脳波の出現様式をさし、睡眠や賦活法による一定の時間内、特定の状態における脳波の変化を問題とする。

(2) 周波数分析

脳波は時間の経過にともなって複雑な電位変動を示すが、これを不規則な振動現象と見なして

フーリエの定理を導入した周波数分析が行われる。一般に、一定の周期で連続して繰り返される波形は、正弦と余弦の級数として表すことができる。分析すべき波形を $f(t)$ とすると、

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{2\pi n}{T} t + b_n \sin \frac{2\pi n}{T} t \right)$$

で表される。右辺はフーリエ級数である。 a_n と b_n ($n=1, 2, 3\cdots$) はフーリエ係数とよばれ、周期 T は整数分の 1 に減じている各余弦および正弦の振幅を示す。分析すべき波形を周期の異なる数多くの単振動波の合成ととらえ、どのような周期と振幅の単振動波から合成されているかが明らかにされる。

数値計算の場合には、右辺について、 N 項まで読み取って、分析範囲を決める。分析する脳波記録 $f(t)$ を等しい時間間隔 (Δ 秒) に分割した N 個の電位の値の時系列を読み取り (分析時間 $T = N\Delta$ 秒)、 N 個のフーリエ係数 a と b を求め、分析時間の逆数 $F = 1/T$ を基本周波数として、横軸に周波数 F_n をとり、縦軸 $A(F_n) = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}$ をとって振幅スペクトルを示す。同様に、縦軸に $A^2(F_n) = a_n^2 + b_n^2$ をとって、スペクトル密度またはパワー値を示す。このような手続きを、周波数分析またはパワースペクトル分析という。

数値計算による周波数分析は、多大の時間と労力を要するために、自動化がはかられるようになり、自動分析装置が開発された。古くは、ウォルター型 (Walter type) とよばれる方式の帯域スペクトル分析器 (band-pass analyzer) が普及した。その標準型では、脳波増幅器出力端子からの電気信号を、1-30Hz の周波数帯域について 5 つの帯域 (δ : 2-4Hz, θ : 4-8Hz, α : 8-13Hz, β_1 : 13-20Hz, β_2 : 20-30Hz) 濾波増幅器によって分割し、おのこの濾波器の出力を瞬時値インク書きオシログラフを用いて分析対象とした原波形と同時記録する。さらに、各濾波器の出力を整流して一定時間 (通常 5 秒または 10 秒) 積分し、その積分値を脳波記録上に設置した専用ガルバノメータを用いて同じ記録紙上に描記する。操作が簡単で長時間の分析に適していることもあって、広く用いられた。

(3) スキャナ分析

EEG スキャナ分析は、脳波の磁気記録を随時再生し、EEG スキャナ (例えば日本光電製 EK-650) によって行われる。この方法では、16 部位より導出された脳波が AD 変換され、それぞれの部位において、高速フーリエ変換 (FFT) 処理によりパワースペクトル分析される。これをもとに、 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波帯域で、それぞれのパワー値が計算される。次に、実際には測定していない頭皮上の部位の推定振幅値を得るために、簡単な補間計算が行われる。この推定方式は、“サンプリング定理”を応用した補間公式で、実測値から各非実測点の電位を直線型の補間関数で求める。そこで得られる値を用いて、補間すべき値 (約 6000 個) すべてを補間公式によって計算し、各帯域ごとに別々に算出された値を高速プリンター上に円状に描記させることができる (図 10)。最近ではさらに改良され、画像もカラー化されて見やすくなっているなど、いろいろな点に工夫がこらされている。

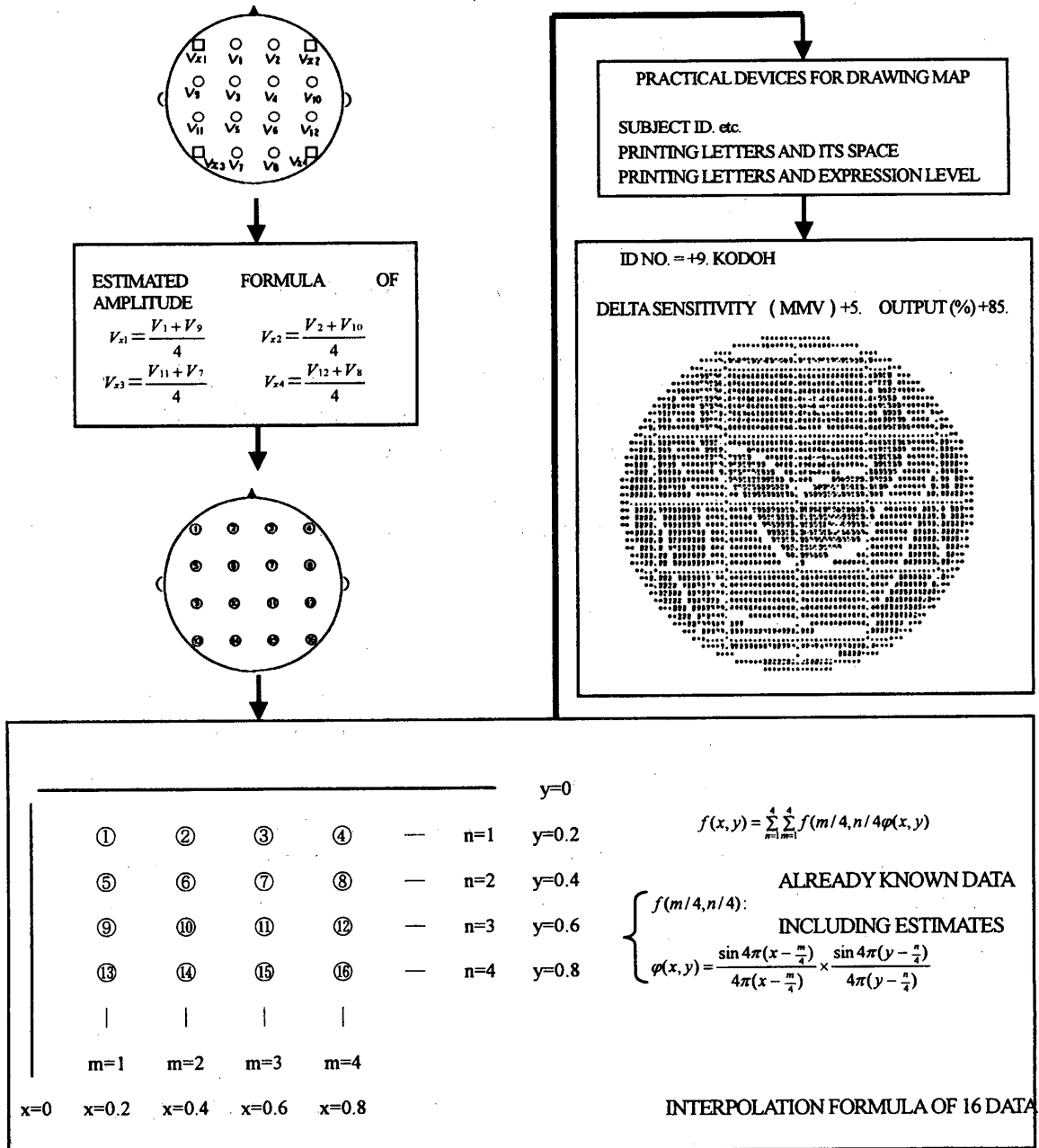


図10. 脳波スキャナ分析の例（藤澤，1998を改変）

7. 結果の処理と記録例

(1) 覚醒安静状態におけるポリグラフ記録および分析の結果

磁気記録されたA/D変換処理後の脳波に関する周波数分析法の一つに、高速フーリエ変換（FFT）処理がある。これは、フーリエの積分定理により連続スペクトルとして表す分析方法である。この手法によって、波動現象を構成する周波数成分のパワ値（エネルギー量）や密度などを知ることができる。

今回、健常な大学生を対象とした安静覚醒時脳波記録（26分間）を分析した。脳波は、国際

10-20電極配置法に基づき、2部位(P_3/P_4)から両耳朶結合を基準として時定数0.3秒で単極導出(日本光電製EEG-1524使用)し、サンプリング周波数500Hzで磁気記録(TEAC製MR30使用)した。FFT処理には、キッセイコムテック社製BIMUTAS IIを用い、分析時間は20秒間で、2分間毎の平均パワスペクトルを求めた。なお、周波数分解能は0.1Hzとした。

図11は、以上の手続きによって得られた記録部位(P_3/P_4)の2分毎のパワスペクトルを26分間連続表示(compressed spectral array: CSA表示)したものである。図の縦軸はパワ値を、横軸は周波数を示す。この事例では、いずれの部位においても α 帯域周波数である約9 Hz近傍にシャープな単峰性のピークを認められ、持続的に出現した。一般に、脳波の α 振幅(エネルギー)は、覚醒程度にともなって逆U字を描いて変化することが知られている。すなわち、緊張や興奮などの覚醒度の高いときには α 波は減少し、速波が増加する。また、リラックスすると α 波は増加し、傾眠的になると α 波は減少して周波数も低下する。従って、この事例では持続的にリラックスが保たれていたと考えることができる。

(2) ATAMAP IIを用いて脳波の空間分析をした例

脳波には、上に示すような周波数分析に基づく時系列的な解析だけでなく、それをふまえた空間分析が適用される。研究目的によって分析視点が異なる場合はあるが、従来は、頭皮上等電位分布、周波数分布などが主として用いられてきた。

先に示した健常な大学生を対象とした安静覚醒時脳波記録(26分間)において、空間分析(周波数分布図作成)を試みた。記録条件は上述したものと同様である。脳波の空間分析用ソフトとして、キッセイコムテック社製ATAMAP IIを使用した。正確な分布図作成(マッピング)のためには、できるだけ多くの電極を頭皮上に均等に配置する必要がある。ATAMAP IIは、最低16部位、最大で256部位からの測定によるマッピングが可能である。今回は、頭皮上16部位に電極を設置し、両側耳朶を基準電極とした単極導出法によって測定した。

図12は、安静閉眼時における脳波パワスペクトルを基に作成した周波数マップと、その作成過程を示したものである。まず、各測定部位の記録について分析時間20秒間ごとのパワスペクトルを求めた後、2分間の平均パワスペクトルを算出した。次に、周波数ごとに δ 帯域(2-4 Hz)、 θ 帯域(4-8 Hz)、2つの α 帯域(α ; 8-13Hz)及び2つの β 帯域(β ; 13-30Hz)の4つの帯域に分類した。そして、分類されたそれぞれの帯域において各測定部位の平均パワ値を求

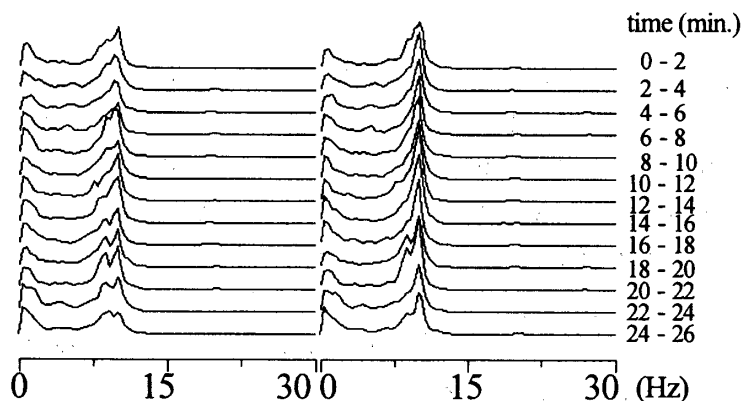


図11. P_3 , P_4 から記録された脳波のパワスペクトル連続表示

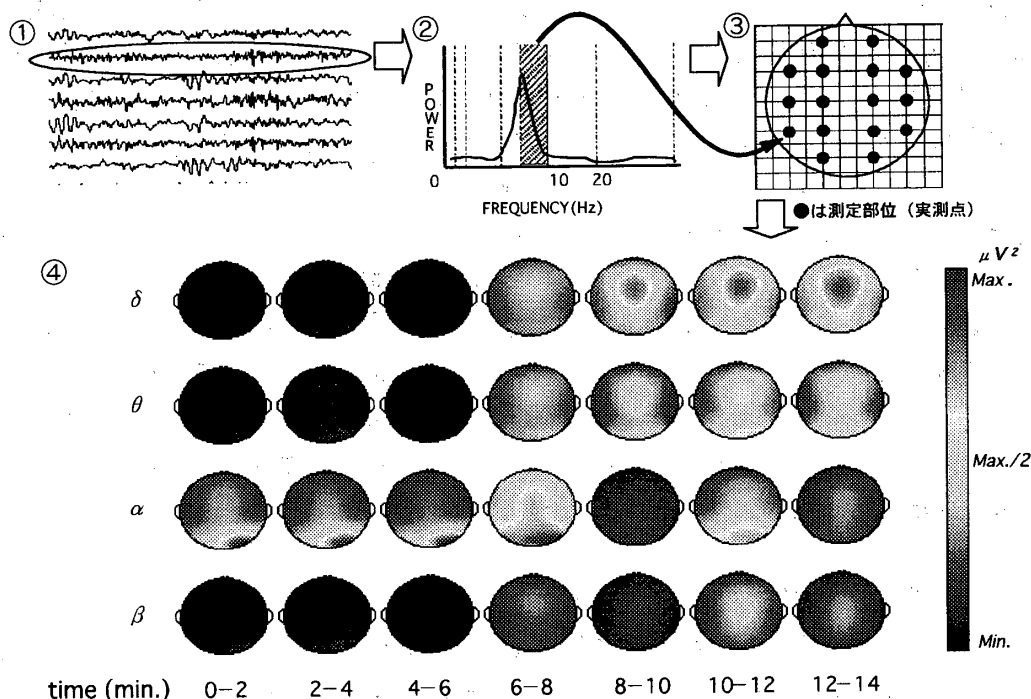


図12. 帯域周波数別マップの作成過程 (①~③) と帯域別の周波数トレース (④)

④に関して、 δ 帯域：2～4 Hz、 θ 帯域：4～8 Hz、 α 帯域：8～13Hz、 β 帯域：13～30Hz.

め、この実測値を基に実測点以外の非測定点のパワ値を補間関数によって推定して求めた。このようにして得られた値を色分けし、円状のマップに表した。マップは上部が眉根側、下部が後頭極側を示し、左右はそのまま左半球、右半球に対応している。色の変化がパワ値を表している。

この事例では、記録開始後6分間は後頭部において α 成分が優勢に出現しており、安静状態が維持されていたと考えられる。記録開始6-8分間では後頭部優勢の α 成分は中心部に大きく波及し、以後、前頭部において δ 、中心部において θ 成分が優勢に現れるようになった。これらは、記録後半における傾眠化を示している。

このように、周波数マップは、背景脳波の頭皮上分布を検討する上で有効な方法で、例えば睡眠時における脳波変化を時空間的に捉えることが可能である。

(3) 感覚刺激（視覚および聴覚刺激）に対する生理的反応の記録および情報処理の結果

心臓の活動は、洞結節の自律的活動に大脳からの迷走神経入力加わってその周期や拍動数の増減が決定される。従って、心理的变化によって心拍動の周期も影響を受ける。心拍数も脳波と同じように、自然心拍（刺激とは関係なく持続変動する心拍動）と刺激により誘発される一過的な心拍反応という二面的な検討がなされる。いずれにしても、特定の状況下で、安静の時に比べて拍動数が多くなったか（心拍が速くなったか）、少なくなったか（遅くなったか）が問題とされることが多い。一般的には、心拍の加速は生体の興奮や防御反応を反映し、減速は外界に対する注意や鎮静を反映すると考えられている。

図13は、健康な成人に新奇な聴覚刺激（この場合は1000Hz震音、音圧は60dBnHLで持続時間は1秒）を提示した時の心拍率の時間経過である。縦軸は1分間当たりの心拍率（bpm）を、

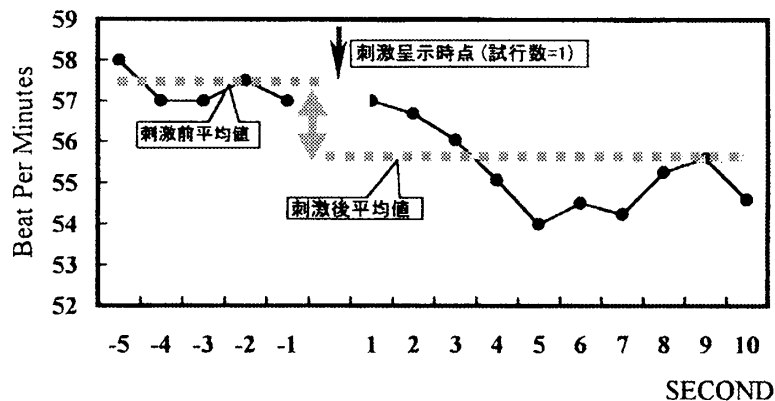


図13. 聴覚刺激（震音）提示に対する一過性心拍変動

横軸は刺激提示時点を基準とした時間経過（秒）を示す。刺激提示後の顕著な心拍数の低下（減速反応）が見られ、刺激に対する定位的な反応が惹起されていたことがうかがえる。

本研究は、2003年度日本学術振興会 科学研究費補助金（基盤研究(C)）の助成を受けた（課題番号15530436）。

脚注

- 1) 続 有恒「心理学研究法の基礎について」、高木貞二編『現代心理学の課題』3-10、東京大学出版会、1971.
- 2) 吉岡一郎編著「心理学基礎実験手引」、『脳波と覚醒水準』60-63、北大路書房、1980.

文献

- 藤澤 清「脳波」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、90-103、北大路書房、1998.
- 河合伊六・西山啓監修『学校教育のための心理学実験法』ナカニシヤ出版、1984.
- 市原 信「筋電図」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、244-254、北大路書房、1998.
- 稲森義雄「心拍の計測と処理」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、158-171、北大路書房、1998.
- Jasper, H. H., The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375, 1958.
- 北村晴朗・安倍淳吉・黒田正典編『心理学研究法』誠信書房、1969.
- 荻阪良二編「実験Ⅱ」、続 有恒・八木 晃監修『心理学研究法』第3巻、東京大学出版会、1973.
- 続 有恒・八木 晃監修『心理学研究法』東京大学出版会、1973-1975.
- 利島 保・生和秀敏編著『心理学のための実験マニュアル』北大路書房、1993.
- 梅沢章男「呼吸活動」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、196-209、北大路書房、1998.
- 山崎勝男「皮膚電気活動」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、210-221、北大路書房、1998.
- 八木昭宏「眼球運動」、藤澤 清・柿木昇治・山崎勝男編「生理心理学の基礎」、宮田 洋監修『新生理心理学』第1巻、256-265、北大路書房、1998.
- 吉岡一郎編著『心理学基礎実験手引』北大路書房、1980.