

# 脳波の振幅・位相の時空動特性と揺らぎに関する研究

西藤, 聖二  
九州大学工学研究科電子工学専攻

<https://doi.org/10.11501/3065513>

---

出版情報：九州大学, 1992, 博士（工学）, 課程博士  
バージョン：  
権利関係：

脳波の振幅・位相の時空動特性と  
揺らぎに関する研究

西 藤 聖 二

①

# 脳波の振幅・位相の時空動特性と 揺らぎに関する研究

西藤 聖二

# 目 次

はじめに	1
第 1 章 研究の背景と問題点	5
1. 1 序 論	5
1. 2 $\alpha$ 波モデル	14
1.2.1 視床中継核ペースメーカー説	14
1.2.2 周波数選択性ニューロン集団説	16
1.2.3 非線形振動子集団説	17
第 2 章 自発脳波の時空動特性	20
2. 1 序 論	20
2. 2 測 定	23
2. 3 解 析	26
2. 4 結果と議論	33
2.4.1 覚醒閉眼時 $\alpha$ 波	33
2.4.2 睡眠脳波リズム	49
2. 5 まとめ	67
第 3 章 周期閃光刺激に対する $\alpha$ 波の非線形応答	69
3. 1 序 論	69
3. 2 測 定	71
3. 3 解 析	72
3. 4 結 果	76
3.4.1 過渡応答	76
3.4.2 引き込み	82
3.4.3 位相揺らぎと周波数依存性	90
3. 5 議 論	103
3. 6 まとめ	109
第 4 章 振幅・位相の時空動特性と揺らぎの臨床応用	111
4. 1 序 論	111
4. 2 精神分裂病ならびに向精神薬と脳波	113
4. 3 対象と方法	116

4. 4	結果および健常者との比較 . . . . .	118
4. 5	まとめ . . . . .	129
<b>第 5 章</b>	<b>総 括 . . . . .</b>	<b>131</b>
謝 辞	. . . . .	136
参 考 文 献	. . . . .	137
付 録	脳波揺らぎの相関次元 . . . . .	149

## はじめに

脳は、我々の思考・感情をつかさどる高度に組織化された中枢神経系であり、その機能的活動の解明には大脳生理学のみならず、あらゆる学問分野から関心が寄せられている。特に工学においては医用工学や情報工学の重要な研究対象として注目度も高い。しかしながら、脳内部活動に関連する学問分野は生化学、光学、電磁気学を始めとして多種多様であり、しかもそのスケールも細胞内のミクロから脳全体でのマクロなものまで複雑多岐に渡るため、その全容を把握するのは困難を極める。即ち、脳の研究にはどの立場から、何を目的として行うのかが肝要であり、それ故により多くの研究者が多角的な見地に立って脳に挑戦し続けることが切望されている。

脳波は、そのような脳の活動を電氣的に捉えたものである。脳の電気現象としてはR. Catonが1875年にウサギとサルの脳から直流電位に近い電気変動を観測したのが最初とされており、その後A. Beckが1891年にウサギや犬から脳の電気振動、即ち現在我々が脳波と呼ぶ現象を観察している。ヒトの脳波はそれより40年近く遅れて1929年のBergerによる $\alpha$ 波の報告まで待たねばならない。

さて、脳波においては意識状態や年齢に応じて、波形、電位や周波数が大きく変化する。中でも周期性の強い成分は基礎律動 (basic rhythm、基本波) と呼ばれ、周波数の高い順から、主に精神活動時にみられる $\beta$ 波 (13~35Hz, 電位振幅 $\leq 30\mu\text{V}$ )、閉眼安静時の $\alpha$

波（8～13Hz、～数十 $\mu$ V）、入眠時等に散発的に出現する $\theta$ 波（4～8Hz、 $\leq 250\mu$ V）、中等深度の睡眠時に観測される紡錘波（11～15Hz、～数十 $\mu$ V）、深眠時の $\delta$ 波（0.5～4Hz、～数百 $\mu$ V）等に分類されている。

このように多様な姿を見せる脳波リズムは、従来臨床に広く応用されてきたが、その発生については明らかでない部分が多い。脳電気現象の源とされる個々の神経細胞（ニューロン）の活動によるパルス電位の変化と頭皮上で観測される脳波リズムの姿は、それがニューロン活動の単純な加算和として表されていると考えるにはあまりにかけ離れている。実際、これまでに医学だけでなく、工学や物理学などの様々な見地から多くの仮説が提案されているが、実際に観測される複雑な現象を説明できるまでには至らず、脳波研究者に共通した認識が得られていない。

一方、最近では動物脳波の非線形ダイナミクスが注目され、カオスや引き込みによる嗅覚や視覚情報処理との関連が指摘されており、その波はヒト脳波の研究にも押し寄せ、新しい視点からの脳波の理解と意味付けが試みられようとしている。即ち、従来の立場に加え、多角的な見地から脳波の性質を把握することが強く要求されている。脳波の多面的な特性を捕捉し、その発生機構を解明することにより、医用工学における臨床応用の範囲が飛躍的に拡大されるだけでなく、ヒト脳の情報処理過程に関する重要な知見が得られることへの期待も大きい。

本研究では以上のような立場に立ち、脳波の振幅と位相の時間空間的な動特性を解析する手法を開発した。本方法によって自在な時間

軸で脳波の基本的な動特性を把握することが可能となり、特に位相に注目することによって、脳波の代表的リズムである $\alpha$ 波の非定常・非線形な性質の一端が明らかにされた。本論文ではこれらの結果についてまとめたものであり、5章によって構成される。

第1章では、脳波研究の背景とこれまで提案されてきた主な脳波モデル、およびそれらの問題点を論じて、現状を踏まえた上、脳波の動特性に注目することの重要性とこれによって新規の知見が得られる可能性を指摘した。

第2章では、健常者の覚醒時 $\alpha$ 波および入眠より熟睡までにみられる $\theta$ 波、 $\delta$ 波ならびに紡錘波（以下、便宜上睡眠脳波リズムと呼ぶ）について、それらの振幅と位相の時空動特性を調べた結果について述べた。60名を越える被験者の分析結果より、 $\alpha$ 波に関しては振幅・位相が時間的・空間的に不規則かつ複雑に変動し、安定な波というよりは動的に揺らぐ波として解釈されることを明らかにした。一方、睡眠脳波リズムに関しては、共通して空間分布が極めて単純であり、しかも変動の小さい、 $\alpha$ 波と全く対照的な性質を持つことを示した。この結果、 $\alpha$ 波の振動源は少なくとも頭部の前後を中心に比較的広い範囲に分布し、睡眠脳波リズムの場合は単数、あるいは同期する複数の源が局在していると推定された。

第3章では、前章で明らかになった $\alpha$ 波の複雑な特性を集約することを目的に、周期閃光刺激により $\alpha$ 波に引き込みを起こさせて強制振動系としたときの非線形的な振舞いを述べた。閃光刺激を印加したときには、 $\alpha$ 波が僅か数百msで引き込み状態へ移行する、極めて柔軟な応答が得られた。さらに、引き込み中において、 $\alpha$ 波の位相



変動が刺激に対して同期と脱同期を繰り返し、不規則な時空的揺らぎとなって現れることを明らかにした。この揺らぎに関して、刺激周波数依存性を調べ、ローレンツプロット解析を施すことにより、間欠カオス的なダイナミクスが内在されていることを指摘した。

第4章では、前章までに得られた知見を基に、本解析法を臨床脳波に適用して、臨床応用の可能性を探るための予備的試みを行った。現代社会で大きな問題となりつつある精神分裂病の疾患者を対象とし、 $\alpha$ 波の時空動特性に関して健常者と比較を行い、両者の相違点を指摘した。例えば、振幅分布については、2名について健常者と異なり、前頭部、あるいは中心領域が優勢となる興味深い結果を得た。さらに、位相差分布においては前述の2名の内、前者に睡眠脳波リズムに良く似た同相分布が現れることを見いだした。疾患データについては、被験者数が3名と少数のため、これを以て本解析法の臨床応用への有効性を判断するのは早計に過ぎるが、改めて位相情報の重要性が示されたと思われる。さらに多くの被験者を対象とした詳細な解析と定量的な評価により、薬物効果や症状診断を始めとする臨床応用への可能性の検討が必要と考えられる。

第5章では、本研究で得られた主な結果を総括し、残された問題点および将来への展望について記述した。

## 第1章 研究の背景と問題点

### 1.1 序論

ヒト脳波はBergerによって1929年に発見されて以来<sup>1)2)</sup>、主に臨床応用を中心として研究が進められてきた。特に、脳腫瘍やてんかん小発作などによって顕著な変化がみられることから、脳機能の診断と治療に広く用いられている。脳波の源となるのは一般にはニューロンと呼ばれる神経細胞の電氣的現象とされており、単一神経細胞の電氣的振舞いに関してはHodgkin-Huxleyによる定量的モデルの提案<sup>3)</sup>を始めとして目ざましい研究の発展がみられる<sup>4)5)</sup>。しかしながら、大脳皮質には $10^{10}$ 個ものおびただしい数のニューロンが存在するために、それら個々の活動が具体的にどのような過程を経て脳波を形成するのかという、脳波の発現機構に関わる問題については発見以来60余年を経た現在もよく分かっていない部分が多い。

従来より、脳波発現機構の研究は医学的側面のみならず、工学や物理的な見地からも興味深い対象とされ<sup>6)7)</sup>、理論や実験の両面から様々な形で進められてきた。具体的には、基礎律動と呼ばれる背景脳波の中でも周期性が高く、恒常的に観測される $\alpha$ 波についての研究が大部分を占める。その発生源の位置について、脳波発見者のBergerは皮質全体としたが、AdrianとMatthews<sup>8)</sup>は後頭葉の局所的focusに振動源を求めた。以来、 $\alpha$ 波の起源に関する問題は、発現機構の問題ともあいまって多くの研究者が推定を行ってきたが、未だ

確定されていない。一般には、視床や皮質あるいは網様体が発生部位として考えられているが<sup>9)-12)</sup>、眼球運動<sup>13)</sup>や心臓血管系<sup>14)</sup>に求める仮説も提案されており、これらを否定する実験事実も提出されている<sup>15)16)</sup>。このように、 $\alpha$ 波の発生源にはニューロン活動だけでなく多種多様な要素が挙げられており、また、それだけ個々のニューロンと $\alpha$ 波の観測される性質が異なっていることを示唆する。一方、発現機構に関してはAndersenとAnderssonの提案した視床中継核ペースメーカー説<sup>9)</sup>やLopes da Silvaらの説<sup>10)</sup>(以下、周波数選択性ニューロン集団説と呼ぶ)が有力とされており、工学的見地からは $\alpha$ 波の光刺激応答に注目したWienerの非線形振動子集団説<sup>6)17)</sup>やニューラルネットワークにおけるリバーベレーション説<sup>18)</sup>もその非線形性を捉えたものとして注目されている<sup>7)11)19)</sup>。

さて、 $\alpha$ 波は覚醒時の代表的なリズムであるために、その基本的性質を調べることはモデル化への基礎的知見として寄与するだけでなく、臨床的にも意義が大きい。自発的に生ずる脳波リズムの内、 $\alpha$ 波は最も早く発見され<sup>1)2)</sup>、同時に最も研究が進められているリズムといえる。特にその律動性の強さは他の脳波成分に比して群を抜いており、時系列としての安定性が様々な角度から議論されてきた。渡辺<sup>20)21)</sup>は6~17Hzの光刺激を照射したときの $\alpha$ 波パワーの刺激周波数特性を検討し、 $\alpha$ 波が2階微分方程式で表される安定した高次の非線形発振器により生ずると考えた。このように多くの研究で $\alpha$ 波は安定であると考えられ、実際に周波数スペクトル<sup>22)</sup>や自己回帰モデルによる周波数推定<sup>23)</sup>、相関分析<sup>24)</sup>あるいはクロススペクトルを用いたコヒーレンス分析<sup>11)</sup>や有向コヒーレンス分析<sup>25)</sup>など、現在

でも多くの研究で用いられている解析法は $\alpha$ 波の定常性を暗に仮定している。これに対し、 $\alpha$ 波の頂点間振幅が数百ms～数秒のスケールでwaxing and waningと呼ばれる漸増漸減を繰り返す現象<sup>26)27)</sup>は健常者にはごく普遍的に観測されるが、うなりのように規則的ではなく、かなり非周期的であるため、 $\alpha$ 波の定常性に大きな疑問を投げかけている。

$\alpha$ 波の波形や周波数が頭皮上で異なることは以前より知られており、AdrianとYamagiwa<sup>28)</sup>は頭部前後の4部位より導出した $\alpha$ 波の振幅を比較し、最大振幅を与える後頭葉を $\alpha$ 波の発生起源(focus)に推定している。以降、脳波の空間特性に関する研究は、主に電位や周波数成分あるいはそれらを統計処理した値を要素の頭皮上分布や部位間の相関を調べる形で進められてきた<sup>19)25)29)-33)</sup>。2次元脳電図(マップ、トポグラフィ)は地図の等高線と同様にして頭皮上分布を見ることができ、直感的に理解し易い。Uenoら<sup>29)</sup>は16部位におけるパワースペクトルから対象とする脳波リズムの等価的電位を算出し、標本化関数による空間的な補間と量子化を施して頭皮上の分布を求める方法(上野-松岡法)を提案した。この方法は異常徐波の分析を目的に開発されたが、瞬時値を用いた動特性の検出にも有効であり、 $\alpha$ 波にも広く応用されている。一方、Lehmann<sup>30)</sup>は頭皮上48部位の平均電位を基準として独自にマップを作成した上で頭頂前部、左後頭部および右後頭部の3領域の振幅が優勢であることを見出し、これらの領域に定常的なgeneratorの存在を推定している。時間的には、最大振幅部位がこれらの領域間を時計回り、あるいは反時計回りに移動し、平均電位自体も20回/sの割合で増減するなど、

かなり複雑な変動を示すことが指摘されている。頭皮上の相関については後頭部との関係を詳しく論じたものが多く、鈴木<sup>31)</sup>はクロススペクトルを用いたコヒーレンス解析によって前頭部と後頭部の高い相互関係を報告している。斎藤<sup>25)</sup>はコヒーレンスにおける相関の強さだけでなく、その方向性を探索するためにエントロピー解析<sup>32)</sup>および有向コヒーレンス解析を提案し、後頭部から中心部への情報の流れが逆方向よりも多量で高い周波数に位置することを明らかにしている。周波数スペクトルの分布を調べた研究は最近でも盛んに行われており、例えばInouyeら<sup>33)</sup>は自己回帰モデルより推定したスペクトルを用いて相対パワー寄与分析法を提案した。この方法は、各部位のスペクトルを内因性と外因性成分に分類し、ある部位より発生した活動の他部位への寄与率を調べることを目的とするものである。その結果、主に後頭部の活動が広域に伝搬するが、活動の伝搬は頭部の前後で双方向的であり、従って左右後頭部に1つずつ、あるいはそれに加えて前頭部、中心部で各々固有の周波数を持つgeneratorの存在を仮想している。大須賀<sup>19)</sup>は、FFT法により求めたパワースペクトルの周波数構成を分類し、共通成分より低い周波数の局在成分（限定部位にしか出現しない周波数成分）は前頭～頭頂部で優位に出現し、一方、高周波数側の局在成分は中心～後頭部に出現することを確認している。いずれの報告においても、後頭部における $\alpha$ 活動が中心となりながらも、空間分布は決して局所的にはならず、前頭部や中心部等の様々な領域での $\alpha$ 活動も含め、それらが相互に作用し合った広汎かつ複雑な分布変動が観察されている。

以上の研究は、頭皮上における $\alpha$ 活動のパワーや強度、あえてい

例えばエネルギーに注目してその空間相互関係を調べたものであるが、 $\alpha$ 波が多数の部位で似た周波数の振動が出現する現象であることを思えば、各部位における波の位相関係も重要な問題であり、同時に興味深い対象である<sup>28)34)-42)</sup>。既に脳波発見以来数年後、AdrianとYamagiwa<sup>28)</sup>は、頭部前後における $\alpha$ 波の位相関係が同相と逆相の交替によって記述されることを見い出していたが、これを後頭部の振動源であるfocusの移動によるものと考え、加えて前頭部脳波の導出が当時の増幅技術で困難であった事情もあって、それ以上の検討を行わなかった。その12年後、Cohn<sup>35)</sup>は中心-後頭部間の逆相とその変動および頭部半球間での逆相を報告して後頭部中心線付近に周波数揺らぎのある4つのfunctional oscillatorsの存在を推定している。Remondら<sup>36)37)</sup>は平均化したアルファ活動の位相関係を調べ、頭部前後では頭頂-後頭に、左右では中心線上にそれぞれ1箇所ずつ位相が反転する領域があることを指摘し、左右半球の頭頂-後頭に2個ずつ、計4個の線形振動子を仮定した。しかしながら、これらの研究において、脳波は頭皮上のある部位を基準電極とした双極導出法で得られたものであり、従ってそもそも基準となる電極電位が導出部位と同レベルで変動するために各電極にノイズやアーティファクトあるいは限局性の脳波成分が混入した場合、脳波位相情報の信頼性は極端に低下する。実際、このような現象は微弱信号である脳波にはごく頻繁にみられるため、誤差の大きい結果を導く危険性は低くない。このため、Suzuki<sup>38)</sup>は頭部外に設置した不関電極に基準電位を求める単極導出法を採用し、得た脳波にクロススペクトル解析を施して頭部前後の位相関係を調べた。その結果、 $\alpha$ 波の位相は前頭

方向で進んでいるものの、中心部付近では空間位相差が大きいことを明らかにしている。以上のような頭皮上の位相ずれを説明するために、 $\alpha$ 波を空間的に伝搬する travelling waveとする説<sup>39)-42)</sup>も多い。

原田ら<sup>43)-45)</sup>は、位相の時間空間動特性に注目し、従来より複素復調法 (Complex Demodulation法、以下CD法と略す)<sup>46)</sup>とされている方法を用いて $\alpha$ 波の瞬時的なエンベロープと位相を推定し、それらの頭皮上における空間変動を検討して $\alpha$ 波の非定常非線形な振舞いを報告している。これは $\alpha$ 波が短い振動単位の不規則な繰り返しによって形成される可能性を示しており、 $\alpha$ 波に対する認識に新しい知見を与えると共に、位相やエンベロープの瞬時値に注目することの重要性を示唆している。また、 $\alpha$ 波をある程度巨視的な規模の非線形振動系と捉え、その発現機構に自己組織的<sup>47)48)</sup>効果を考えてWienerの説<sup>6)</sup>に共通点を求めている。

$\alpha$ 波をコントロールする数少ない手段が光刺激による $\alpha$ 波の周波数同調、いわゆる引き込み現象を利用する方法である。光刺激装置にはストロボや発光ダイオードなどを用い、 $\alpha$ 波の周期に近い間隔 (100ms程度) で間欠的に刺激照射する方法や光強度を正弦波的に変調する方法などが採用されており、安静時に不明瞭な性質の抽出に有効な手段として頻繁に用いられてきた。この引き込み現象自体は古くより知られ、 $\alpha$ 波の非線形性を裏付ける事実として広く言及されている。AdrianとMatthews<sup>8)</sup>は7~25Hzの広い周波数範囲で刺激した時の振幅増大と高調波成分および倍周期成分の出現を報告している。Walter<sup>49)</sup>はこのような調波成分を生じる引き込み現象を観

測し、これを初めて $\alpha$ 波の非線形性と結び付けて考察した。Wienerの説<sup>6)</sup>はこの立場に立つものであり、Dewan<sup>7)</sup>はリミットサイクルなどの具体的な非線形方程式の挙動と脳波の様々な活動とのアナロジーを示している。

以上の引き込みに関する知見は、振幅と周波数の安定化が中心となっているが、Van der TweelとVerduyn Lunel<sup>50)</sup>は正弦波的に強度変調する光を照射し、その周波数が $\alpha$ 波の周波数にほぼ一致するとき $\alpha$ 波パワーが最大となると共に、刺激と $\alpha$ 波に一定の位相関係があることを示した。即ち、刺激周波数上昇に伴い $\alpha$ 波の位相は刺激に対して遅れが増大するが、 $\alpha$ 波の周波数の付近で位相差に大きな変化が生じる場合があり、Regan<sup>51)</sup>の報告はこの結果を支持している。中沢ら<sup>52)</sup>はこの位相差の周波数特性を詳細に調べ、基本的な性質は被験者共通であり、刺激強度に依存して位相特性が変化することを明らかにした。

引き込み時の位相特性については原田ら<sup>53)54)</sup>の報告があり、引き込みにより頭部前後の逆相は明瞭となるなど、時間的にも空間的にも特性が安定化されることを示している。彼らはこの結果を基に、 $\alpha$ 波の振動子系においてペースメーカーが存在し、個人差はこのペースメーカーの調律の強さによるものと考えている。また、位相空間における $\alpha$ 波のアトラクタの自由度、いわゆる次元性についても予備的試みを行い、脳波データ特有のノイズの問題に言及した。

以上に関連して最近、脳波をカオスとして捉え、その意義を明らかにしようとする研究が盛んに行われている<sup>55)-58)</sup>。脳波が、ニューロン集団の引き込みなどのコヒーレントな活動によって組織され



た信号であるとするならば、その非線形性のためにカオス的なダイナミクスが観測される可能性があり、具体的には相関次元<sup>59)</sup>によって位相空間における脳波アトラクタの自由度を計算する方法が用いられている。また、Freeman<sup>60)61)</sup>はウサギ嗅球における脳波のカオスが、新しい臭いを認識するための土台として重要な役割を担っていると主張しており、脳波におけるカオスの意義という点で示唆的である。脳波の相関次元について、本研究では $\alpha$ 波、睡眠脳波リズム、および引き込まれた $\alpha$ 波を対象として次元をそれぞれ計算し、次元推定における諸問題について検討を行ったので付録に述べる。

$\alpha$ 波の他に、本研究で対象としたのは $\theta$ 波、 $\delta$ 波および紡錘波の3つの基礎律動であり、これらは健常人の自発脳波の場合、覚醒時にはさほど顕著には観測されず、睡眠時において優勢に出現することが知られている<sup>62)-64)</sup>。これらのリズムの出現量と関連して睡眠の深さが変化し、第1～4期とREMの5つの段階に分類されている<sup>65)66)</sup>。睡眠第1期にしばしば観測される $\theta$ 波、第2期～第3期の紡錘波、第3～第4期の $\delta$ 波共に、その頭皮上の分布は十分に調べられているとは言い難い。睡眠第1期では $\theta$ 帯域の波が低電位で全般性に出現し、睡眠第1～第2期では後頭部に高電位の波が見られることなどが分かっているが<sup>67)</sup>、動特性等は殆ど調べられていない。 $\delta$ 波や紡錘波も同様であり、基本的な時空動特性に関する知見が要求されている。

頭皮上の睡眠脳波リズムに関する発現機構の研究は $\alpha$ 波ほど盛んではない。 $\theta$ 波の場合、海馬で得られる $\theta$ リズムの研究は進められているが<sup>68)</sup>、頭皮上の $\theta$ 波とはかなり様相が異なり、どのような関係

にあるのかも明らかでない。δ波に関しては、ネコ前脳基底部コリン作動性ニューロン群に起こる皮質への入力減少が大振幅徐波の原因とする説<sup>69)70)</sup>が最近提出され、注目されている<sup>71)</sup>。紡錘波については、既に述べたα波の視床ペースメーカー説<sup>9)</sup>はもともと猫の紡錘波から得た知見を基に提案されたものであるために同機構で説明が試みられてきたが、この説における介在ニューロンの存否が疑問視され<sup>72)</sup>、近年ではBuser<sup>72)</sup>やSteriadeら<sup>73)</sup>によって網様体ペースメーカー説が提唱されている。但し、以上のモデルはいずれも動物で得られた知見を基にしているため、ヒト睡眠脳波リズムの発現機構に対応するかどうかは疑問視されている<sup>74)</sup>。

以上に述べてきたように、脳波の内でもα波に関しては様々な形で研究が進められており、発現機構のモデルも多く提唱されている。次節では、その中でも有力とされる視床中継核ペースメーカー説<sup>9)</sup>、周波数選択性ニューロン集団説<sup>10)</sup>ならびに工学的見地からも魅力的な非線形振動子集団説<sup>6)</sup>について簡単に触れ、その意義と問題点を述べる。

## 1. 2 $\alpha$ 波モデル

### 1. 2. 1 視床中継核ペースメーカー説<sup>9)12)75)</sup>

視床中継核ペースメーカーモデル<sup>76)</sup>はAndersenとAnderssonによりバルビタール麻酔下における猫の実験事実を基にして提案された説であり、現在も $\alpha$ 波の発現機構を考える上で有力な説として位置づけられている<sup>77)</sup>。視床中継ニューロンは末梢から視床に到達した刺激を大脳皮質の体性感覚野に伝達する役割を担っており、この説が提案される以前は皮質全てに投射する汎性投射核の方が $\alpha$ 波の起源として研究の対象になっていた<sup>78)79)</sup>。

図1-1に示すように、末梢神経（図中Nervesで示されている列）あるいは大脳皮質（Cortex）を刺激したときに、いずれの場合も細胞外記録にはスパイク電位とそれに続く陽性（図では下）方向の波がみられ、この陽性波が減衰した時点で再びスパイクが出現する。細胞内記録は陽性波に対応した抑制性シナプス後電位（IPSP）の出現（E～H）と潜時（E, F）、持続および反復性（I, J）を示しており、陽性波の原因がIPSPであることが示されている。そこで彼らは図のKで表されるモデルを提案した。即ち、視床中継ニューロンは皮質に軸索を伸ばすと共に、その側枝がフィードバックする抑制ニューロンとシナプス結合することによりループを形成する。このため、皮質に到達する出力は末梢等からの刺激によって興奮→抑制→抑制の減衰→興奮といった反復性リズムとなり、図I, JのようにIPSPの持続が100ms程度であることから $\alpha$ リズムが形成されると考えた。

この説は生理学的実験に基づいたものであり、介在する抑制性ニ

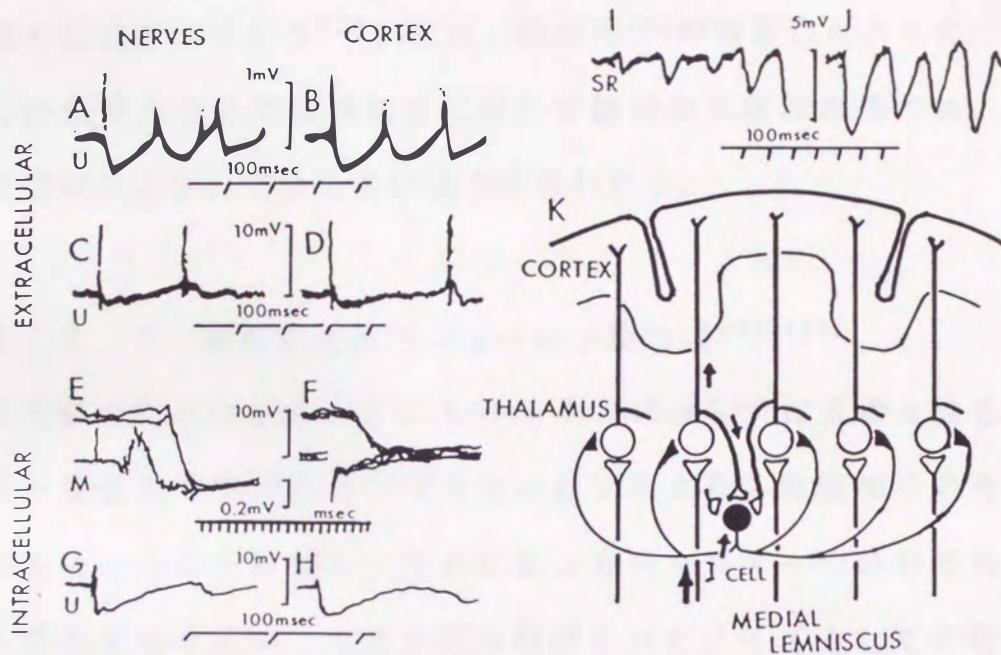


図 1 - 1 猫視床腹側基底核ニューロンからの細胞外および細胞内記録と視床中継核ペースメーカー説の基本ニューロン回路<sup>76)</sup>

Nerves: 前肢末梢神経 (尺骨 U, 正中 M, 浅撓骨 SR) の電気刺激による記録.

Cortex: 体性感覚野内の前肢領野の電気刺激による記録.

A, B, C, D: 同一電極による細胞外記録.

E, F, G, H, I, J: 同一ニューロンの細胞内記録.

E, F: IPSPの潜時, G, H: 持続 および I, J: 反復性をそれぞれ表す (タイムスケールに注意).

E, F の下の記録は楔状束核の誘発電位.

K: 視床中継ニューロン (白丸) と反回性軸索側枝によるシナプス抑制性の介在ニューロン (I cell, 黒丸を示す).

ニューロンを用いた具体的な回路を提案したことで高く評価された。また、視床がペースメーカーである可能性は、猫だけでなく、ヒトにおいても三村ら<sup>11)</sup>によって指摘されている。しかしながら、前節でも述べたように介在ニューロンの存在や I P S P の性質については問題も提起されており<sup>72)</sup>、また、原田ら<sup>43)</sup>が報告したように、 $\alpha$ 波には頭部前後の位相構造などに関して動的な秩序があるため、この説で理解できない部分も多いように思われる。

#### 1. 2. 2 周波数選択性ニューロン集団説<sup>10)74)75)</sup>

上で述べたような説に対し、Lopes da Silvaら<sup>80)</sup>は犬の $\alpha$ 波を調べ、視床-皮質間の相関あるいはコヒーレンスよりも皮質相互のそのの方が大きいことを指摘し、視床におけるペースメーカーの必要性に問題を提起すると共に、 $\alpha$ 波が帯域制限されたノイズとしての性質を持つことを示した。これらのことから、彼らはランダム入力に対して周波数選択的に、いわばバンドパス・フィルタとしてリズムを出力するニューロン集団を考え、これらが視床、および皮質の数箇所存在し、相互結合しているモデルを提案した。計算機シミュレーションの結果から、振幅分布、スペクトルおよびコヒーレンス共に、犬の $\alpha$ 波によく似た特性を持つ出力を得ている。

この説は、 $\alpha$ 波の発現機構を考える上で、ペースメーカーの存在を仮定する必然性のないことを示した点で示唆的である。得られたリズムには waxing and waning も認められ、また、皮質間の強い相関はヒト $\alpha$ 波においても頭部前後で逆相を示す事実から理解される。しかしながら、 $\alpha$ 波をフィルタを通した確率論的なノイズであると

するならば、閃光刺激による引き込み等の非線形性をどう説明するかを問題とせざるを得ない。

### 1. 2. 3 非線形振動子集団説<sup>6)11)17)</sup>

Wienerは自己相関関数をフーリエ変換することによって従来よりも周波数分解能の高い脳波スペクトルを求め、これが図1-2に表されているような特徴的な分布を示していることに注目した。即ち、10Hzの尖鋭なピークと、その両側のdipが $\alpha$ 波の振動子集団の協調によるものと考えた。さらに、電気刺激の強さに依存して活動電位の周波数が増加することを根拠に $\alpha$ 波を非線形振動子系によるものと捉え、閃光刺激による周波数同調が異なる周波数を持つ非線形振動子の引き込みによって達成されることを示唆した。安静時においては、ほぼ10Hzの周波数を持つ振動子が相互に引き込み合って10Hzの駆動力となり、結果的に周辺の周波数成分が吸収されてスペクトルにdipが形成され、同時に10Hzのピークが増大すると説明している。

この説は $\alpha$ 波の引き込み現象をよく説明することができる。また、頭皮上の複雑な振幅や相関のダイナミクス<sup>43)</sup>も脳内に相互結合した多数の振動子の存在を示唆しており、この説に肯定的である。しかしながら、この説に対応する具体的な生理学的事実が提出されておらず、具体的なモデルも明らかでないために、十分な支持を得るまでには至っていない。但し、この説が $\alpha$ 波で観測される多くの現象を説明できる可能性があり<sup>7)</sup>、非線形力学の研究が発展した現在、改めて注目されている<sup>19)44)52)</sup>。

一、以上の如き場合に、脳波に現れるべきものは極めて高周波な高周波な成分...  
 大抵の場合、脳波の中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...  
 個人差や状態差に依るが、一般に脳波の中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...  
 高周波成分が多いと、その高周波成分の振幅は中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...  
 高周波成分が多いと、その高周波成分の振幅は中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...  
 高周波成分が多いと、その高周波成分の振幅は中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...  
 高周波成分が多いと、その高周波成分の振幅は中心部より高周波の成分にも最も多量に現れる状態は...

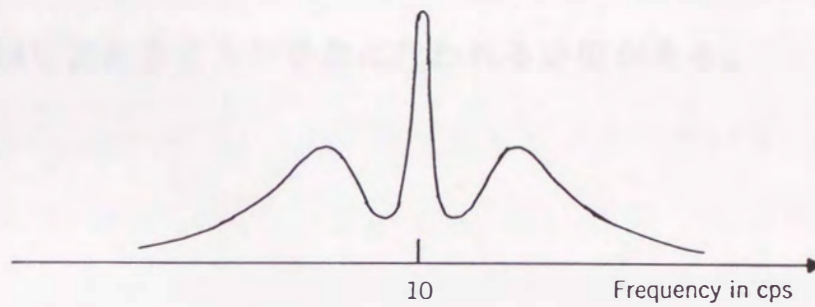


図 1 - 2 Wienerの求めた脳波スペクトル<sup>6)</sup>  
 (安静閉眼覚醒時)

以上に述べたように、脳波に関するモデルは様々な見地から提唱されているが、現在のところ、いずれの説にも脳波における顕著な個人差や頭皮上における振幅・位相の動特性<sup>44)45)</sup>などの多様な性質を説明できない点や生理学的事実の裏付けに乏しい点があり、脳波の発現機構として広く認知されるには大きな問題が残されている。また、脳波における情報は未だに十分解読されたとは言えず<sup>27)</sup>、発現機構の解明と適切なモデルの提案に必要な知見の多くは未知のままである。従って、脳波情報を新しい角度から見直し、振動子系の性質を統合的に捉えることが早急に行われる必要がある。



## 第2章 自発脳波の時空動特性

### 2.1 序論

前章で述べたように、脳波の基礎律動の中でも $\alpha$ 波に関しては非常に多くの研究がなされてきた。しかし、残念ながらその発現機構や意義に関しては未だ解明されていない部分が殆どであり、従来の知見に加え、より多角的な見地に立った特性の探索が臨床診断や工学的応用を始めとする多くの分野で強く要求されている。実際、従来の $\alpha$ 波のモデルがその挙動を満足に説明できなかった事実の裏には健常者における $\alpha$ 波の性質自体が包括的に把握されていないという現実が存在する。そのため、不十分な材料を基に $\alpha$ 波のモデルを構築せざるを得ず、パラメータ数やシステムの選択に綻びが生じてしまい、結果としてそのモデルの妥当性は他研究者によって追試され難くなると思われる。例えば、脳波発生源を等価的に後頭部付近の少数発振器に求めるモデルは多く提案されているが<sup>28)35)37)</sup>、これらが発現メカニズムとして広く認識されていない事実は、広汎な $\alpha$ 波の活動を局在振動源モデルで近似することの難しさを示唆している。また、健常者の睡眠脳波リズムについては前章で述べられているように、位相特性さえ殆ど調べられていない状況であり、電位分布などが明らかにされている<sup>81)82)</sup>程度に留まっている。

医用工学的な立場に立った場合、 $\alpha$ 波だけでなく、健常者脳波リズム全体の性質が十分に把握され、その範囲が定量化されて規範が

確立されれば、診断を始めとする臨床応用の範囲を拡大できる可能性が大きい。例えば、軽い頭痛を訴える患者の脳波を採取し、健常者の規範と照合することができれば有効な予備診断となり得る。また、プライマリ・ケアとして日常的な脳波チェックにも有望であり、脳波計の小型化によって携帯記録計が市販されている程の現代社会の切実な要求に応えることにもなる。

以上の観点に立って、本章では健常者の脳波リズムの時空動特性を明らかにすることを試みた。前章で述べたように、CD法による振幅・位相をパラメータとして、その非定常的な振舞いを調べた報告は極めて少なく、特に位相動特性に注目することによって全く新しい知見が得られる可能性が原田ら<sup>43)-45)</sup>によって指摘されている。この手法を従来の解析法と相補的に併用することにより、脳波のダイナミクスに関する新しい知見が得られることが期待される。

そこで、2.4ではまず原田らの分類<sup>44)</sup>に従い、 $\alpha$ 波の固有周波数成分の数によって被験者の脳波スペクトルを単数、複数の2タイプに大別する。次に両タイプの脳波について、振幅・位相の経時変化、即ち、揺らぎの様子を比較検討する。また、マップ<sup>29)83)</sup>とクロノトポグラフ<sup>84)</sup>によって時空動特性を分析し、スペクトルにみられたタイプの相違が振幅・位相変動の本質的な部分にどの程度反映されているかを述べる。さらに、以上の結果について従来の報告<sup>43)44)</sup>との比較を行う<sup>85)</sup>。

一方、2.5では睡眠脳波リズムの $\theta$ 波、 $\delta$ 波および紡錘波について同様の解析を行う。これらの波の基本的な位相時空特性は殆ど報告されていないため、睡眠段階や眼球運動等、睡眠に特有な脳波

の周辺現象との相関等については言及せず、各リズムの性質そのものを明らかにすることを第一義とする。前節における $\alpha$ 波の空間分布およびその変動との比較を行い、振動源の性質や自由度を含めた両者の相違を議論する<sup>86)87)</sup>。

## 2. 2 測 定

本研究では21~26歳の健康な男女学生を対象として覚醒時および睡眠時の脳波を採取した。閉眼覚醒時 $\alpha$ 波を採取した被験者数はのべ120名を越え、一方睡眠脳波については1回の測定に数日を要するため、のべ14名に対して測定を行った。

脳波の導出・記録は日本電気三栄製の脳波計1A74を使用し、国際10-20電極配置法<sup>88)</sup>に従って図2-1に示すように頭部全体の12部位(左前頭極Fp1、右前頭極Fp2、正中前頭部Fz、左中心領C3、正中中心領Cz、右中心領C4、左側頭部T3、右側頭部T4、正中頭頂部Pz、左後頭部O1、正中後頭部Oz、右後頭部O2)あるいは右頭部縦断線上のFp2からO2までの9部位に電極を装着して行った。導出に際しては、基準電位を与える不関電極を両耳朶に設定して単極導出を行った。不関電極の部位としては他に顎、左右耳朶、鼻頭などが用いられており、この位置によって脳波の位相特性が影響されるという説<sup>89)90)</sup>も提出されているが、原田ら<sup>44)</sup>や森<sup>91)</sup>の詳細な検討の結果、通常用いられる不関電極の位置による依存性は殆ど見られず、誤差の範囲内であったことを記しておく。

覚醒閉眼時脳波は被験者をベッドの上に仰向けさせ、目を閉じた状態で測定を行った。脳波採取に際しては体動や眼球運動、あくびや唾液の嚥下による筋電等のアーティファクトの混入や眠気による $\alpha$ 波のレベル低下に注意を払い、30秒~5分間の脳波採取を行った。

睡眠時脳波は被験者の終夜睡眠の脳波を採取した。被験者にとっては通常と全く異なる環境下で床に就くことを強いられるため、睡

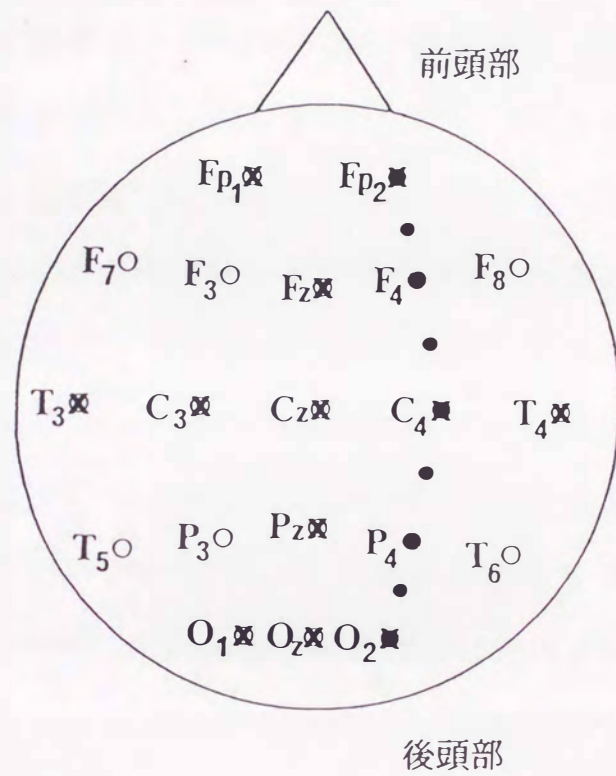


図 2 - 1 国際式10-20電極配置  
 (⊗が12部位、●が9部位導出の電極位置)

眠の深さやサイクルなどが少なからず異なってくることが考えられる。そこで、研究室環境にある程度慣れさせるため、数夜の予備測定を経て本測定を行った。一回の測定で得られるデータ量は覚醒時脳波よりもはるかに多く、12チャンネルで導出した場合、6時間で100Mバイトに達する。このため、予め解析対象のリズムが優勢に出現している箇所を抽出してから解析を実行した。

## 2. 3 解 析

測定したデータは脳波計備え付けの用紙に記録していくと同時に、マイクロコンピュータ NEC PC9801Vmシステムによって200HzのサンプリングレートでAD変換を施した後、磁気ディスクに格納した。睡眠脳波の抽出や他の前処理はこの段階で行い、最終的な分析には九州大学大型計算機センターのFACOM M780/20、FACOM M1800/20および久留米大学コンピュータ教育センターのFACOM M150Fを用い分析には主にCD法<sup>46)</sup>とFFT(Fast Fourier Transform)<sup>92)</sup>を用いて振幅・位相の時空動特性および周波数成分分析を行った。

FFT法は有限離散データのフーリエ成分を求める方法であり、Blackman-Tukey法等よりも短時間で計算できる利点を有する<sup>93)</sup>。本研究においては約10~82秒間(1024~8196点)の脳波データに対して汎用計算機上のサブルーチンSSLIIを適用してパワースペクトル推定を行い、空間分布の経時変化や特性などを検討した。

CD法は対象とする脳波信号の瞬時的な振幅と位相を求める方法で、クロススペクトルによる位相推定と異なり自在な時間軸で動特性を捕捉することができる。具体的には各脳波リズムに対して以下のような手順で計算される。帯域制限された脳波リズムが

$$e(t) = A(t) \sin(\omega t + \theta(t)) \quad \text{----- (1)}$$

( $e(t)$ : 電位、 $A(t)$ : 信号のエンベロープ、 $\omega$ : 信号の周波数)で表され、 $A(t)$ 、 $\theta(t)$ の経時変化は $\omega$ に較べて緩やかとする。式(1)に参照周波数 $\omega_0$ ( $\sim \omega$ )の複素参照波 $\exp(i\omega_0 t)$ を乗じて、

$$\begin{aligned}
e(t) \cdot \exp(i\omega_0 t) &= e(t) \cdot (\cos\omega_0 t + i\sin\omega_0 t) \\
&= A(t) \cdot \sin(\omega t + \theta(t)) \cdot (\cos\omega_0 t + i\sin\omega_0 t) \\
&= \frac{A(t)}{2} \{ \sin((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) + \sin((\omega + \omega_0)t + \theta(t)) \} \\
&\quad + i \frac{A(t)}{2} \{ \cos((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) - \cos((\omega + \omega_0)t + \theta(t)) \} \dots\dots(2)
\end{aligned}$$

となる。(2)式の低域成分  $\psi(t)$  のみをフィルタ処理により抽出して実部および虚部を求めると

$$\operatorname{Re}(\psi(t)) = \frac{A(t)}{2} \cdot \sin((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) \quad \dots\dots(3)$$

$$\operatorname{Im}(\psi(t)) = \frac{A(t)}{2} \cdot \cos((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) \quad \dots\dots(4)$$

が得られる。(3)、(4)式よりエンベロープ  $A(t)$  の絶対値と偏角  $\phi(t)$  は

$$|A(t)| = 2 \left\{ (\operatorname{Re}(\psi(t)))^2 + (\operatorname{Im}(\psi(t)))^2 \right\}^{\frac{1}{2}} \quad \dots\dots(5)$$

$$\begin{aligned}
\phi(t) &= (\omega - \omega_0)t + \theta(t) \\
&= \tan^{-1} \left( \frac{\operatorname{Re}(\psi(t))}{\operatorname{Im}(\psi(t))} \right) \quad \dots\dots(6)
\end{aligned}$$

により得られる。以後、本稿では(5)(6)式から求められる  $|A(t)|$  と  $\phi(t)$  をそれぞれ振幅・位相と呼ぶ。FFT法が脳波リズムを様々な周波数成分が線形結合した振動と捉えるのに対し、CD法の特徴は単一周波数  $\omega_0$  の振動におけるエンベロープと位相の推移として表現する点にある。CD法は狭帯域制限されたリズム成分しか対象にできないが、その中での揺らぎを容易に把握することができ、動特性の理解には有効な方法といえる。ここで、低域成分の抽出には非巡回型デジタルフィルタを用い、フィルタ処理による位相推移等の



影響を排除して位相特性の保持に配慮した。正弦波の重ね合わせ（ビーツィング）と $\alpha$ 波に対する実際の適用例を、フィルタ波形と共に図2-2、図2-3に示す。図2-3より明らかに、 $|A(t)|$ が $\alpha$ 成分のエンベロープ自身であって、数百msのスケールで増減を繰り返しているのが分かる。位相は $-180^\circ \sim +180^\circ$ の範囲で描かれている為、 $+180^\circ$ から $-180^\circ$ あるいはその逆の場合に生じる不連続部分は位相の跳びではなく、実際には連続した変化を表現している。

また、位相の場合、実際に空間的な性質を調べるにあたっては特定の部位を基準とした相対位相差の分布を表示させた方が位相の進み遅れが理解し易い。部位*i*と*j*の部位間位相差は

$$\begin{aligned}\phi_{i-j} &= \phi_i - \phi_j \\ &= (\omega_i - \omega_j) + (\theta_i(t) - \theta_j(t))\end{aligned}$$

( $\omega_i \sim \omega_j$ )

という形で容易に求められる。

振幅および相対位相差に関する空間動特性の表示には12部位から導出した場合は上野-松岡法<sup>29)83)94)</sup>による2次元脳電図（マップ）を、頭部縦断線上9部位のデータに対してはクロノトポグラフ<sup>84)</sup>のそれぞれを用いた。

上野-松岡法は標本化関数による補間を用いた汎用性の高いマップ作成法であり、10-20法による電極配置を図2-4のように $5 \times 5$ の直交座標系に展開した上でデータ処理を行う。今回の測定では脳波計のチャンネル数が12に制限されたため、非測定格子点の値については左半球と正中線上だけを例示すると、

$$f \left( \begin{matrix} 3, 1 \\ 5, 5 \end{matrix} \right) = \frac{V(\text{Fp1}) + V(\text{Fp2})}{2}$$

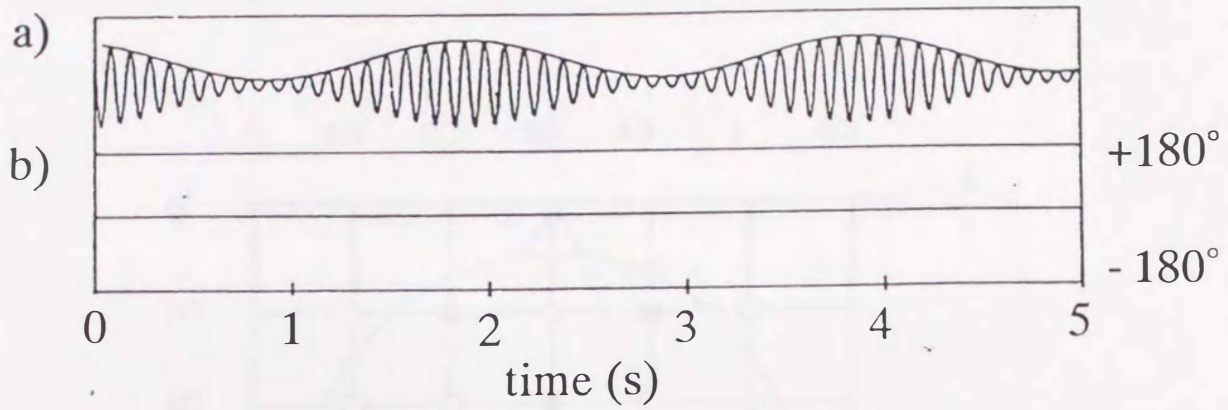


図 2 - 2 CD法によって求めたa)振幅とb)位相  
(対象リズムはビーティング)

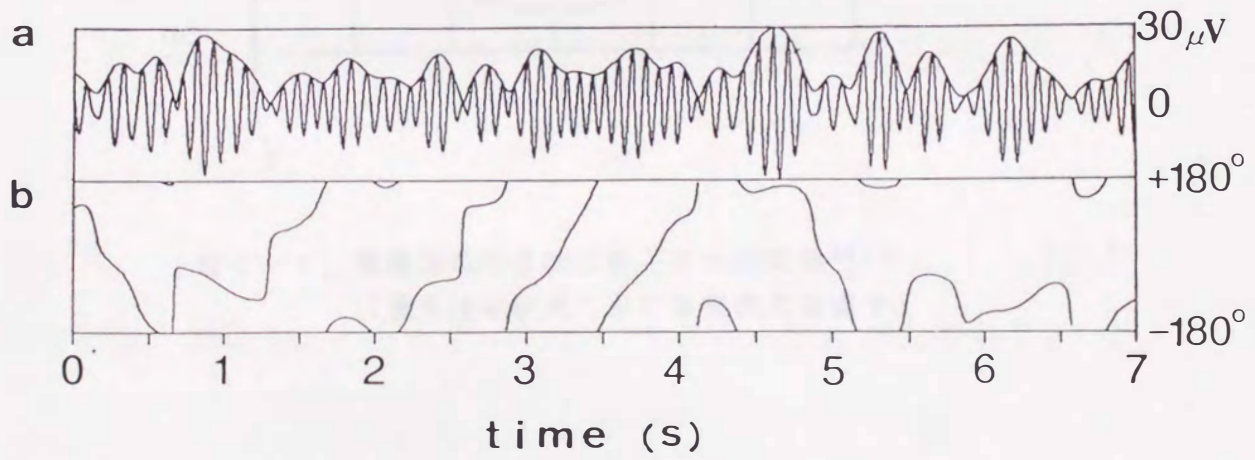


図 2 - 3 CD法によって求めたa)振幅とb)位相  
(対象リズムは健常被験者の後頭部脳波、  
振幅をエンベロープとする曲線は脳波の  $\alpha$  成分)

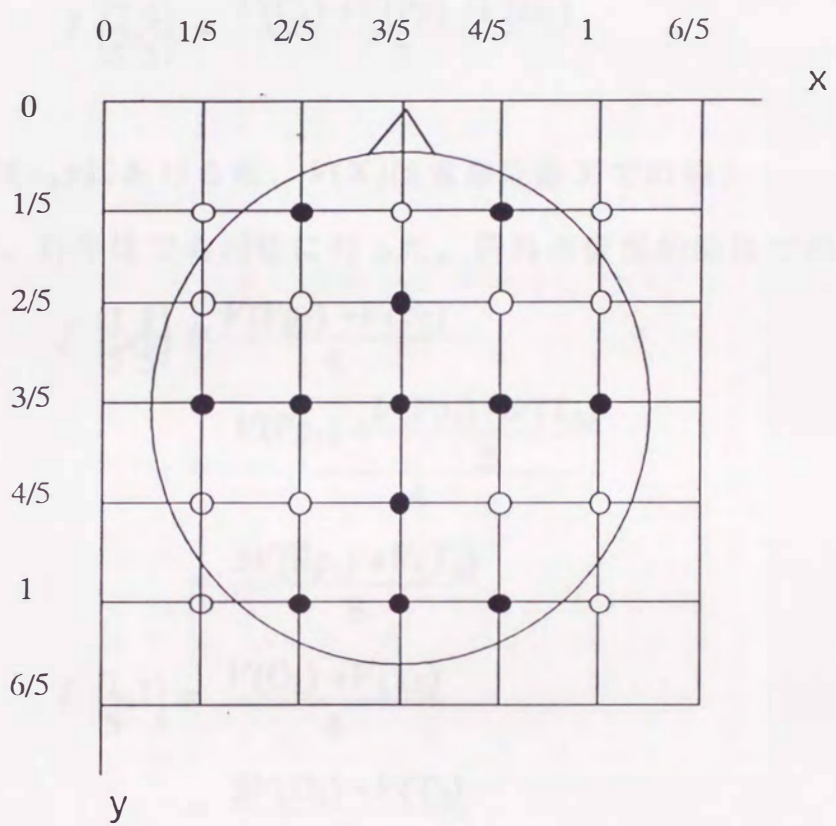


図 2 - 4 電極部位の 2 次元格子点への変換<sup>20)</sup>  
 (黒丸は本研究における実測点を表す)

$$f\left(\frac{1}{5}, \frac{2}{5}\right) = V(F_7) = \frac{V(F_{p1}) + V(T_3)}{2}$$

$$f\left(\frac{2}{5}, \frac{2}{5}\right) = V(F_3) = \frac{V(F_{p1}) + V(F_z) + V(C_3)}{3}$$

$$f\left(\frac{1}{5}, \frac{4}{5}\right) = V(T_5) = \frac{V(T_3) + V(O_1)}{2}$$

$$f\left(\frac{2}{5}, \frac{4}{5}\right) = \frac{V(C_3) + V(P_z) + V(O_1)}{3}$$

( $f(x,y)$ は $x,y$ における値、 $V(X)$ は電極位置 $X$ での値)

と仮定し、右半球でも同様に行った。円外の仮想的部位での値は

$$f\left(\frac{1}{5}, \frac{1}{5}\right) = \frac{V(F_{p1}) + V(F_7)}{4}$$

$$= \frac{V(F_{p1}) + \frac{V(F_{p1}) + V(T_3)}{2}}{4}$$

$$= \frac{3V(F_{p1}) + V(T_3)}{8}$$

$$f\left(\frac{1}{5}, 1\right) = \frac{V(O_1) + V(T_5)}{4}$$

$$= \frac{3V(O_1) + V(T_3)}{8}$$

となる (右半球でも同様)。以上の格子点上の値を基に、二変数標本化関数を用いることにより、 $V(x,y)$ は次のように補間される。

$$V(x,y) = \sum_{m=1}^5 \sum_{n=1}^5 f\left(\frac{m}{5}, \frac{n}{5}\right) \frac{\sin\left(5\pi\left(x-\frac{m}{5}\right)\right) \cdot \sin\left(5\pi\left(y-\frac{n}{5}\right)\right)}{5\pi\left(x-\frac{m}{5}\right) \cdot 5\pi\left(y-\frac{n}{5}\right)}$$

本研究では以上のようにして得た振幅と右後頭部等の基準部位に対する空間位相差のそれぞれについて量子化を行い、5 ms毎に空間マップ (振幅マップ、位相差マップ) を作成した。量子化の単位は振

幅では最高値の1/5、位相差は60°に設定した。

クロノトポグラフは一次元的な空間分布を表示するもので、2次元マップに較べ、空間の全体的把握ができない反面、一枚の図で長時間動特性を追跡できる利点が多い。即ち、情報量がある程度犠牲になる代わりにかなりの情報圧縮がなされる。特に基礎律動である脳波リズムの場合、頭部前後、あるいは左右間で複雑なダイナミクスが見られることが少なくないため、クロノトポグラフが有用となることも多い。本研究では右頭部縦断線上の9部位より得た振幅・位相差の各チャンネル間に3次スプライン補間を施した後、5～160ms毎に各々の分布曲線を描画した。

## 2. 4 結果と議論

### 2. 4. 1 覚醒閉眼時 $\alpha$ 波

図2-5に4名の被験者(K, I, T, Y)の右後頭部O<sub>2</sub>～右前頭極Fp<sub>2</sub>より導出した脳波の原波形を示す。全ての被験者で記録のかなりの部分に、特にO<sub>2</sub>では殆どの記録に $\alpha$ 波の出現が認められるが、その様式は被験者に決して共通しておらず、むしろ大きく異なっているように見える。例えば、被験者Kの場合、 $\alpha$ 波は主に後頭部に優勢に出現しており、中心部や前頭部における電位振幅は低く、特に中心部ではあまり活発な活動は見られない。また、O<sub>2</sub>における $\alpha$ 波の波形はよく揃っており、 $\alpha$ 波の律動性が強いことを示唆している。一方、被験者Iにおいては波形の経時変動が大きく、 $\alpha$ 波の出現が被験者Kほど安定していない反面、出現時の電位振幅は全体的にKより大きい。被験者Tでは全部位で殆ど差なく活発な $\alpha$ 活動が出現しており、被験者Yでも $\alpha$ 波は広範に見られるが、その波形は前頭部と後頭部でかなり異なっていることが分かる。即ち、安静時 $\alpha$ 波の個人差は非常に大きく、細部まで注意すれば100人の脳波には人数分の異なる $\alpha$ 波が出現し、原波形の分類は不可能に近いように思われる。

図2-6には図2-5に示した脳波のスペクトルが示されている。スペクトルのパターンで見た場合、原田ら<sup>44)45)</sup>が報告したように、これらの脳波は被験者K、Tに代表される単峰性と、被験者I、Yのような多峰性の2つのタイプに大別することが可能と考えられる。単峰性スペクトルは10Hz付近に卓越した1本のピークを持ち、その

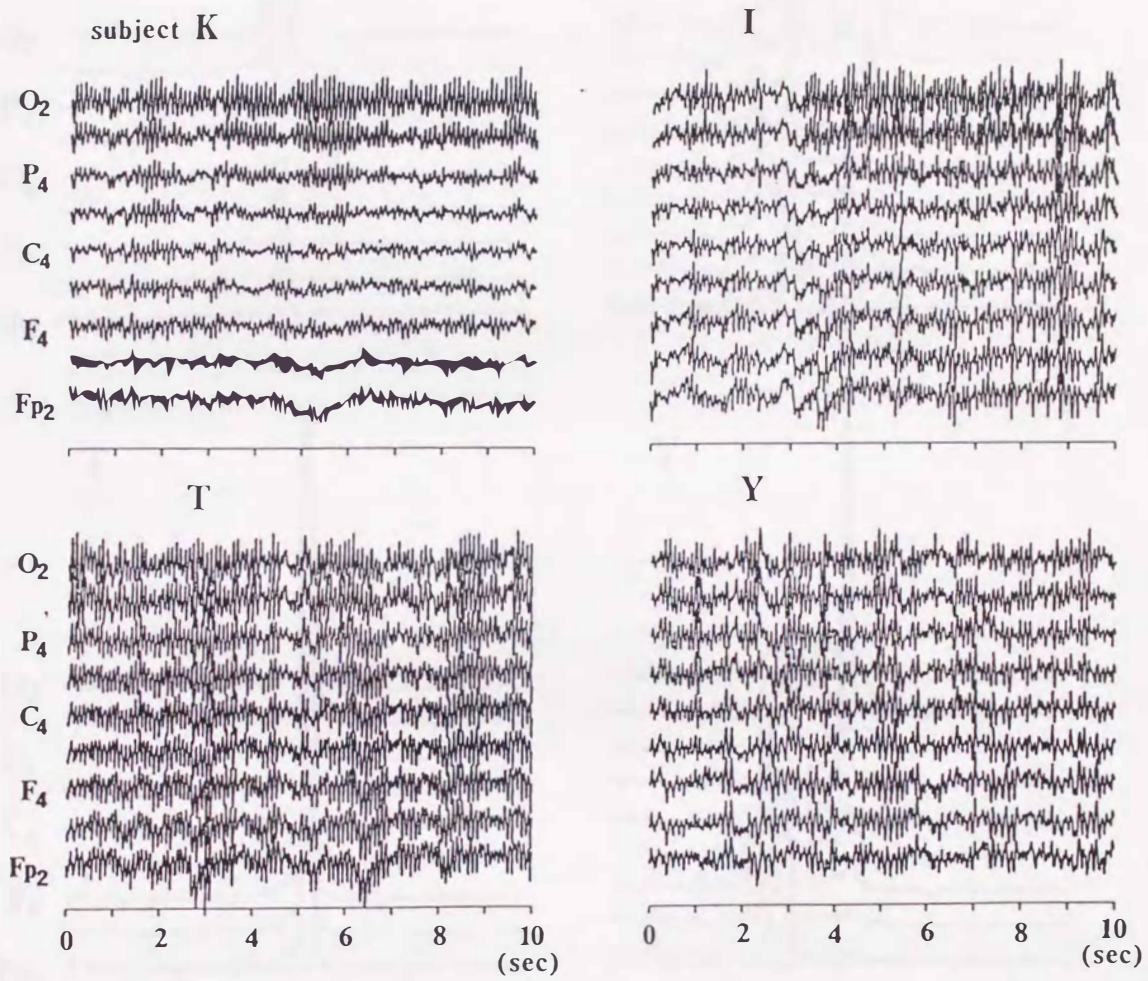


図 2 - 5 脳波の原波形 (被験者 K, I, T, Y)  
 (左側のアルファベットは電極位置を表し,  
 この場合, 上が後頭側)

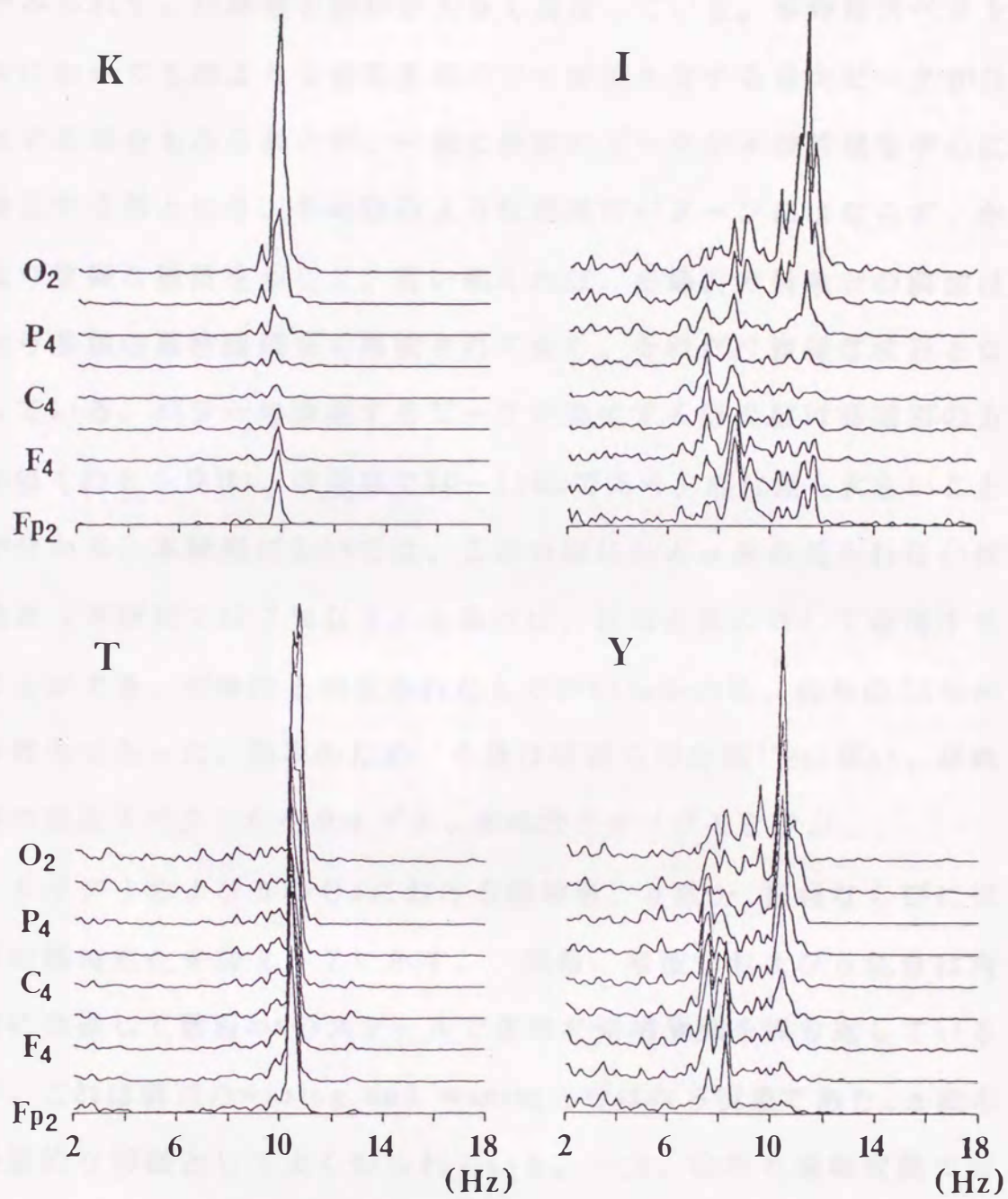


図 2 - 6 脳波のスペクトル

(図 2 - 5 と同じ被験者, スペクトル推定  
に用いたデータの時間長は 10.24s)



周波数は各部位で共通しているが、多峰性の場合には卓越したピークがみられず、単峰性と様相が大きく異なっている。多峰性スペクトルにおいても他より2倍程度のパワー密度を有する最大ピークが存在する場合もみられたが、一般に多数のピークが $\alpha$ 波帯域を中心に林立する形となり、単峰性のような単純なパターンにはならず、かなり複雑な構造を示した。言い換えれば、多峰性の被験者の脳波はより多数の周波数成分で構成されており、それだけ複雑な波形となっている。パワーの優越するピークが集中する周波数は前頭部の方が低く約8~9 Hz、後頭部で10~11 Hzであり、部位差も大きいことが分かる。本研究においては、この分類は殆ど $\alpha$ 波の見られない被験者（本研究では2%以下）を除けば、ほぼ全員に対して適用することができ、単峰性と判定されたものが65%を占め、残りの35%が多峰性であった。簡単のため、今後は原田らの分類<sup>44)</sup>に従い、単峰性の脳波スペクトルをタイプⅠ、多峰性をタイプⅡと呼ぶ。

タイプⅠおよびⅡの $O_2$ における原波形、 $\alpha$ 成分、振幅ならびに位相の経時変化を図2-7に示す。振幅、原波形および $\alpha$ 成分は両者に共通して数百msのスケールで複雑な漸増漸減を繰り返しているが、これは前述のwaxing and waningと呼ばれる現象であり、 $\alpha$ 波の普遍的な特徴としてよく知られている。一方、位相も振幅変動に対応してダイナミックに変化するが、特にタイプⅡにおける変動はタイプⅠよりも明らかに激しく、振幅が極小値をとるときに大きく跳び、決して安定することがないように見える。これらの結果は図2-6のスペクトルから推定される $\alpha$ 波のタイプによる複雑さを時間的特性の観点からみたものであるが、両者共に振幅・位相が揺らぐ

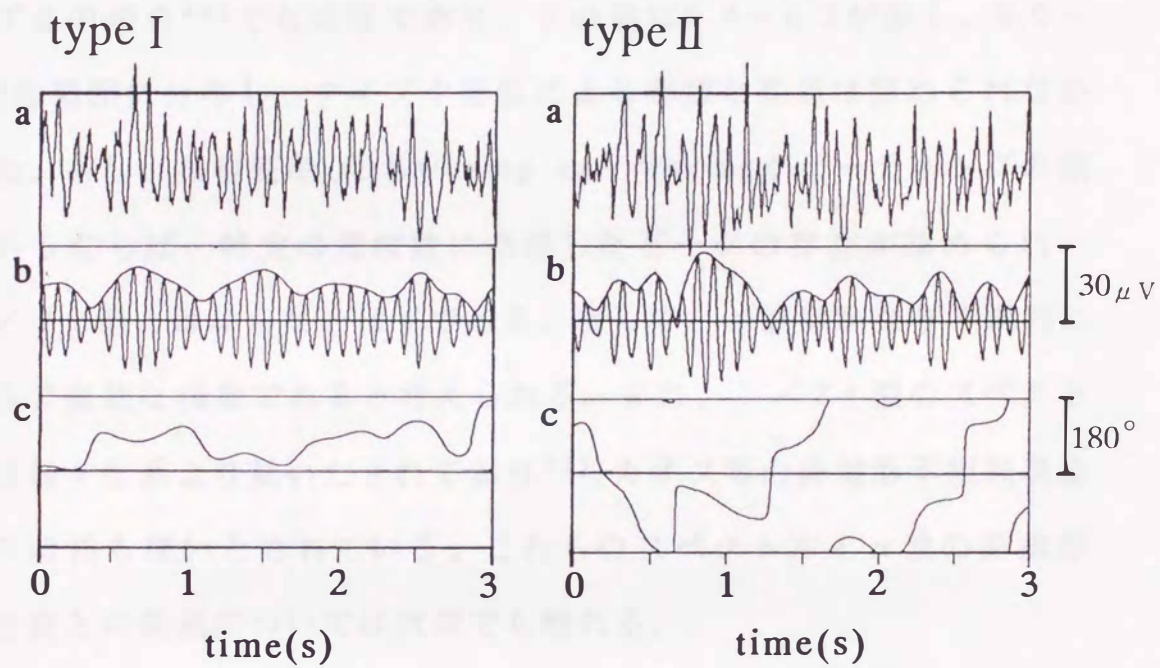


図 2-7 タイプ I と II の被験者より得た右後頭部  $O_2$  における  
a) 脳波原波形、b)  $\alpha$  成分と振幅および c) 位相

という点において一致しており、原田らの結果<sup>43)44)</sup>とも対応する部分が多い。従って、 $\alpha$ 波を線形定常振動として捉えるのは難しいと思われる。

図2-8にはタイプIにおける振幅変動のスペクトルが示されている。いわゆる $1/f^\nu$ 型の周波数依存性を示し、明らかな固有の周期成分は見られない。この傾向は同タイプの他の被験者、およびタイプIIの場合<sup>44)</sup>でも同様であり、 $\nu$ の値は0.4~0.5が多く、0.0~1.0の範囲に分布し、タイプや部位による有意な差異は認められなかった。もし、振幅変動、即ちwaxing and waningがビーティングの類であるならば、特定の周波数に卓越したピークの存在が認められ、 $1/f^\nu$ 型とはならないはずである。従って、 $\alpha$ 波はかなり不規則に揺らぐ複雑な現象であると考えられる。また、 $1/f^\nu$ 型のスペクトルは様々な系より見いだされており<sup>95)</sup>、カオス等の非線形不規則現象との関係も深いとされている。これらのスペクトルと $\alpha$ 波の非線形的性質との関連については次章でも触れる。

$\alpha$ 波の振幅、位相の時空間分布に関しては原田らが振幅マップ、位相差マップを用いて検討を行っており、まずこの結果<sup>44)</sup>を図2-9に示す。上段の振幅マップ、下段のO<sub>2</sub>(右後頭部)からの位相差マップ共に50ms毎に描かれており、上方が前頭方向、下方が後頭方向を示す。位相差マップにおいては基準部位から位相差が90°以上の領域(+90°~+180°、-90°~-180°)に陰影をつけて示している。以下、この領域を基準部位と $\alpha$ 成分の正負が反転している、あるいはそれに近い状態にあるという意味で、逆相領域と呼ぶ。

振幅分布に関しては、地図の等高線と全く同じように見ることが

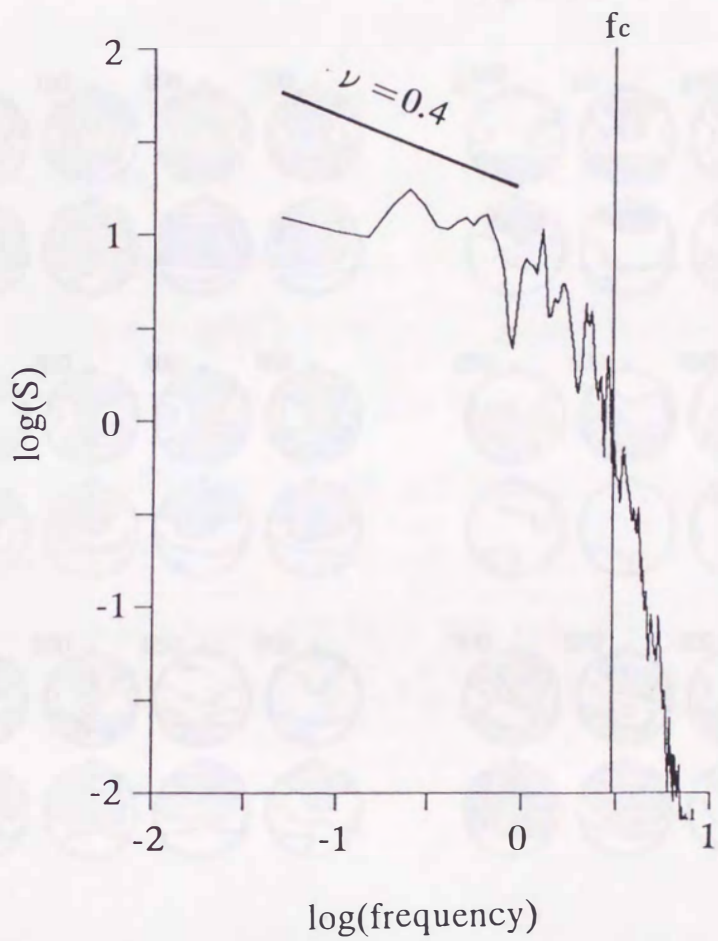
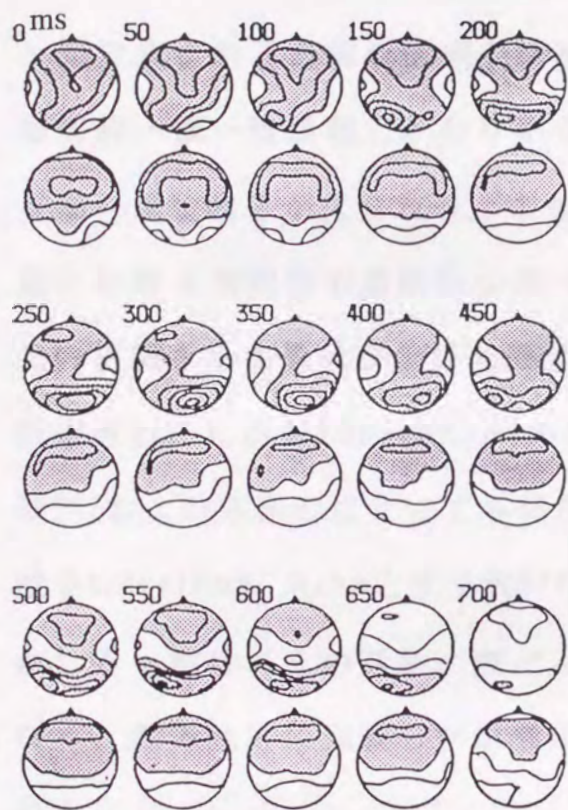


図 2 - 8 タイプ I 被験者の  $O_2$  における振幅変動のスペクトル  
 (20.48sのスペクトルを4回加算平均,  $\nu$ はスペクトルの傾きの絶対値で  $f_c$ はローパスフィルタの遮断周波数を表す)

type I



type II

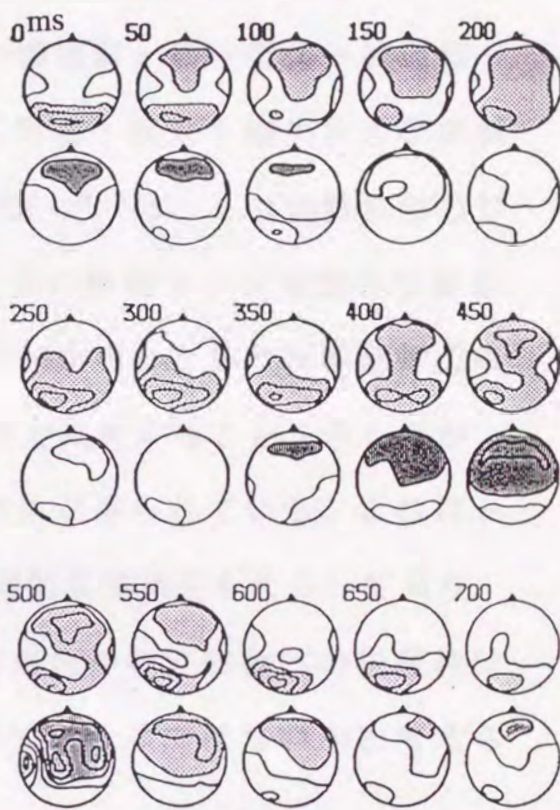


図 2 - 9 タイプ I と II の a) 振幅と b)  $O_2$  基準の位相差マップ

(50ms 毎、上方が前頭の俯瞰図)。

振幅：等高線  $6 \mu V$  毎。シャドー部：高振幅領域。

位相差：等位相差線  $\pm 30^\circ$  から  $60^\circ$  毎。シャドー部： $90^\circ$  以上の位相進み (点) および遅れ (縦線) 領域。

できる。即ち、等高線の密な部分においては振幅の増減が急峻であり、粗な領域では振幅変動が小さい。タイプ I の場合、主に前頭部、あるいは後頭部で優勢（高振幅）であるが、最大振幅を与える部位（山の頂点）はわずか150~300ms程度で前頭部→左後頭部→右後頭部と頻繁に移り変わっていることが分かる。タイプ II の場合も同様であるが、時空変動自体はより複雑であり、100~200ms毎にシャド一部で表される高振幅領域が後頭部→頭部前・後→全体→後頭部→頭部前・後→後頭部とかなり不安定に出現・拡大・縮小および消滅を繰り返す様子が見られる。また、原田ら<sup>44)</sup>は、この優勢部位の移動における規則性や周期性を調べるために相関マップを調べた結果、強い相関を示す領域が参照部位であるO<sub>2</sub>を中心とした後頭部近辺に限定され、しかも200~300msの短時間で減衰することを示したが、森<sup>91)</sup>および本研究によっても同様の結果が得られている。これは $\alpha$ 波をtravelling waveとする説<sup>41)</sup>に否定的な結果をもたらしており、むしろ $\alpha$ 波は、その活動に際だった方向性や特定部位への伝搬性はなく、四方八方に減衰しながら広がっていく波ではないかと考えられる。

一方、図2-9における位相差分布の場合、等高線の代わりに等位相差線で表されており、密になっている部分では空間的な位相変化が大きく、疎な領域はほぼ同相であることを示す。両タイプ共に頭部の前後でphase reversal<sup>35)</sup>とよばれる逆相分布が認められ、両半球間での位相差は小さく左右対称に近いパターンとなっている<sup>96)</sup>。実際、本研究で得た $\alpha$ 波の85%以上が頭部前後での逆相を明瞭に示しており、振幅のwaxing and waningにも匹敵する程、普遍的に観測

された。タイプ I では逆相領域が常時存在するが、その境界部分(ドット領域と無修飾領域との境界を形成する等位相差線)は中心-頭頂領域を中心として200~300msのスケールで前後に移動し、秒単位で定在することは全くと言っていいほどない。この領域では他に較べて等位相差線の間隔が詰まっているため、空間的な位相の勾配が大きいことが分かる。従って、この領域を位相ギャップ領域と呼ぶ。振幅分布では低振幅部分に当たり、位相ギャップ領域で振幅の谷ができていと予想される。タイプ II の場合、0~200msにおけるマップに代表される、より短時間での逆相領域の拡大・縮小とそれに伴う位相ギャップ領域の移動が起こり、これに応じて高振幅領域が頭部の前後で交替する様子がみられる。図 2-10 に示すように、本研究においても以上の報告を支持する結果を得ており、特にタイプ I と判断される被験者であっても比較的変動の大きい空間分布を示す場合も観測され、改めて  $\alpha$  波の時間空間的な動的揺らぎの大きさが示されている。即ち、図 2-7、図 2-10 でみられた時間的な揺らぎは、頭皮上における高振幅領域の交替、逆相領域の消長および位相ギャップ領域の移動等の時空ダイナミクスと密接な関連があると考えられる。

以上のように、 $\alpha$  波の挙動は振幅・位相共に、主に頭部の前後で動的に振舞うことが示されてきた。従って前頭極~後頭部の振幅・位相関係を詳細に調べることで、 $\alpha$  波の動特性を知る上で極めて重要であると考えられる。空間マップは豊富な情報を提示できる反面、長時間にわたる動特性の追跡には多くのマップを羅列しなければならない。頭部前後の振舞いだけを調べる場合、クロノトポグラフ

type I

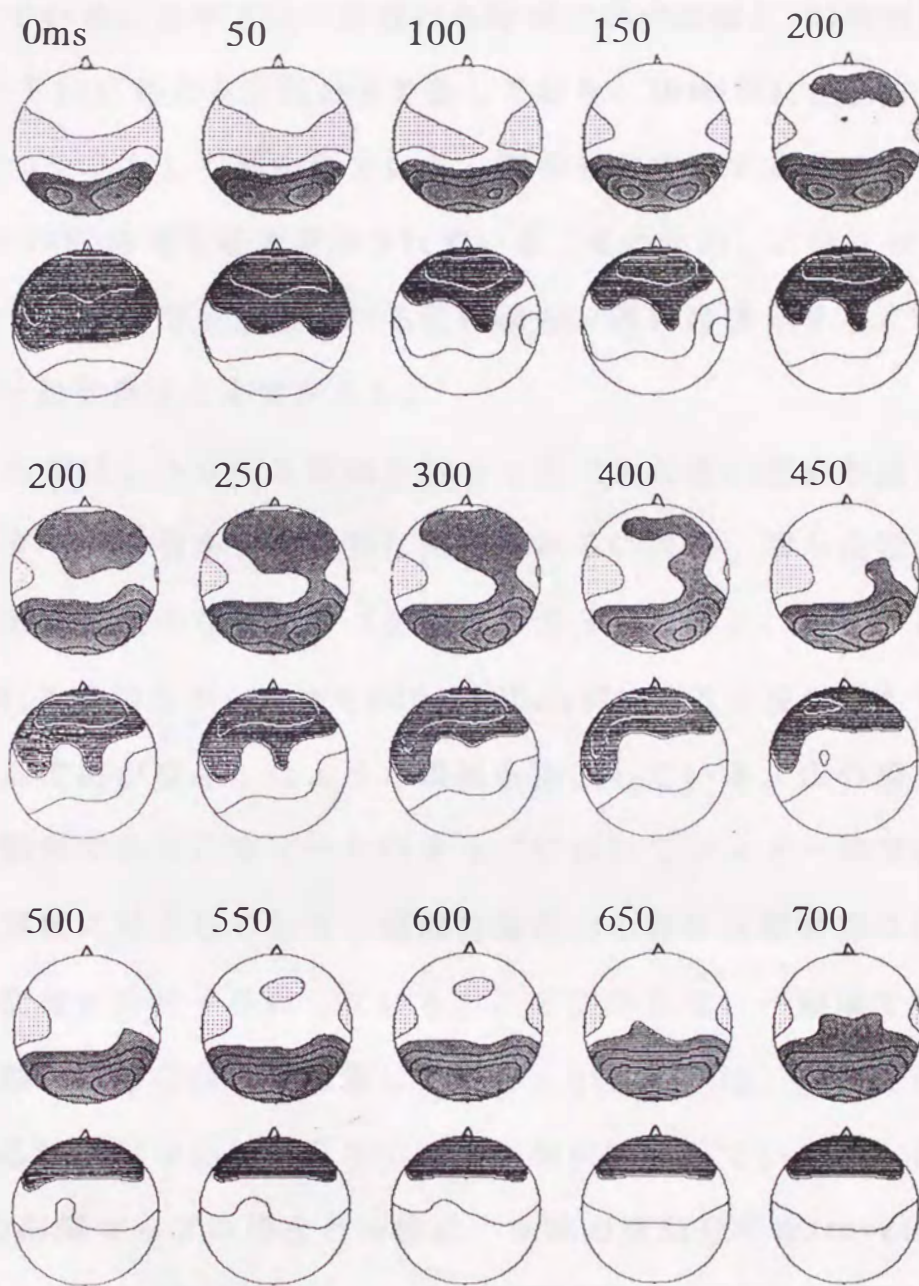


図 2 - 1 0 タイプ I の a) 振幅と b)  $O_2$  基準の位相差マップ

(50ms 毎、上方が前頭の俯瞰図)。

図 2 - 9 と表示形式が多少異なることに注意。

振幅：等高線  $6 \mu V$  毎。シャドー部は高振幅領域（濃）と低振幅領域（淡）。

位相差：等位相差線  $\pm 30^\circ$  から  $60^\circ$  毎。シャドー部は  $90^\circ$  以上の位相進み領域。



の方が一枚の図で表すことができ、効率が良い。図2-11にはタイプIIの振幅およびO<sub>2</sub>を基準にした相対位相差のクロノトポグラフが示されている。水平方向の曲線は各時刻でのa)振幅と、b)相対位相差のO<sub>2</sub>～Fp<sub>2</sub>にわたる空間分布を表しており、20ms毎に垂直方向へ等間隔ずつシフトして描かれている。図を見やすくするため、位相差は0°～180°の絶対値で表示されている。そのため、このクロノトポグラフからは頭部前後における位相進み・遅れは表示することができず、今後改良する必要がある。

振幅分布では、トレース間隔が詰まってできた濃い部分が描く特徴的なパターンが目立つ。特に図の左あるいは右、即ち後頭部または前頭部が頂点となった山（を頂点で2分した形）、あるいは坂とも見られる隆起形が、およそ200～300ms毎に交互に現れており、丁度中心部で山が交差したような模様を形成している。山の頂点付近では高振幅であり、図2-9のマップにおいてシャドー部で表される優勢領域に対応しており、頭部前後の山の競合は優勢部位が頭部前後で交替する様子を表している。この図からは、一領域で生じたα波活動が頭部の前後を伝搬していくというよりは、前後で起こった異なる活動が中心部付近まで来て急激に減衰しているように見え、前述の相関マップの場合と同様に、α波の空間分布がtravelling waveによる現象とは考えにくい。各部位での振幅変動と空間との対応付けでみると、例えばO<sub>2</sub>では図のA付近で線間隔が比較的広くなっており、時間的に振幅が増加していることを示し、図2-7でいうところのwaxingの状態に対応する。その後、線間隔が詰まり、約200ms後のA'では振幅の山頂に達する。各トレースが上方に一定間

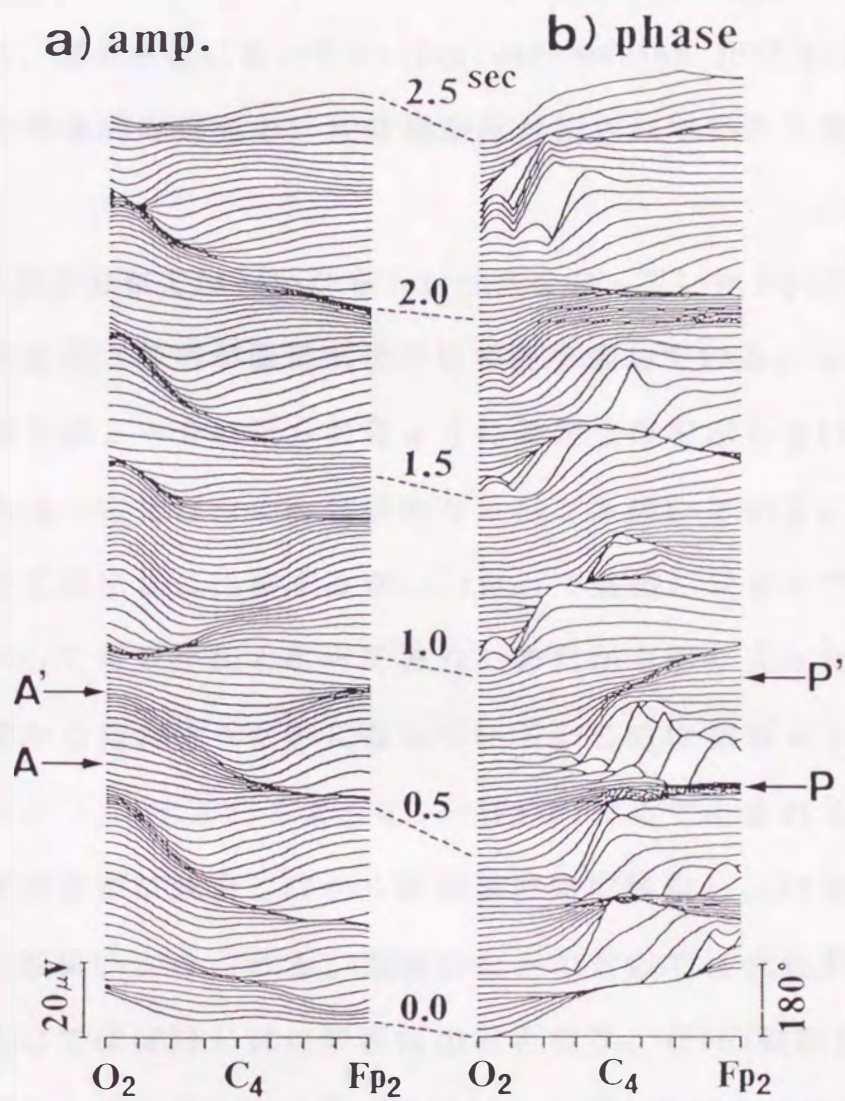


図 2 - 1 1 タイプ II の a) 振幅および b)  $O_2$  基準の位相差クロノトポグラフ。  
 トレース間隔は 20ms。位相差基準部位を左側に配置。  
 以下、クロノトポグラフに関する表示形式は同様。

隔で描かれていることを考慮すると、山頂A'付近で既に振幅は減少期であるwaningの状態に入っており、以後の空間分布はかなり平坦でむしろ前頭部(F p<sub>2</sub>付近)の方が振幅が大きい。即ち、O<sub>2</sub>ではwaxingに対応して空間分布で優勢となり、waningで山頂を形成する前後で優勢部位の交替が起こると考えられる。F p<sub>2</sub>でも同様の振舞いがみられ、頭部前後においてwaxing and waning が交互に起こることにより特徴的な振幅の空間変動が作り出されていると推定される。

一方、位相差分布では、O<sub>2</sub>からトレースを辿っていきF p<sub>2</sub>に達したときにできる高さの差が頭部前後の位相差を表している。これらは、多くの時間で図2-9に見られるように逆相分布を示しているが、曲線の傾きは一定ではなく、特徴的なカーブを描いている。即ち、O<sub>2</sub>~C<sub>4</sub>までは平坦に推移するが、C<sub>4</sub>付近で急激にジャンプし、前頭部に向かって再び平坦となっており、あたかも切り立った崖のある海岸を横から見たような形になっている。この位相ギャップは図中の(P-P')に示されるように、一旦F p<sub>2</sub>付近で生まれると多くの場合に停滞せずに減衰しながら後頭部方向に移動し、O<sub>2</sub>付近で消滅していく振舞いがみられる。振幅分布との対応では位相ギャップの生成に応じてほぼ同じ部位が振幅の谷となり、O<sub>2</sub>の振幅が増大、F p<sub>2</sub>では減少している。その後、位相ギャップと振幅の谷がO<sub>2</sub>方向に移動するにつれ、逆にO<sub>2</sub>は振幅減少、F p<sub>2</sub>が増加していく様子が分かる。即ち、位相ギャップの移動によって振幅の山の競合が繰り返されていると捉えられる。

以上のように、 $\alpha$ 波は時間的にも、空間的にも、決して安定に振

舞うことなく、2次元マップやクロノトポグラフにみられたように、極めて動的に揺らぐことが示された。

従来、いくつか提案されてきたヒト $\alpha$ 波の発現モデル<sup>9)10)17)</sup>が脳波研究者の共通認識となり得ない大きな理由の一つとして、原波形やスペクトルに現れる個人差が非常に大きいために、これらのモデルが満たすことのできない例が少なくないことが挙げられる。例えば、Andersenの視床中継核ニューロンペースメーカー説<sup>9)</sup>は生理学的見地からの有力な仮説であるが、phase reversal や waxing and waning等の巨視的現象の形成過程には言及しておらず、Wienerの非線形振動子集団説<sup>17)</sup>の根拠となつたくぼみを持つスペクトルは、多様なスペクトルパターンの一例に過ぎないという問題がある。言い換えれば、ヒト $\alpha$ 波の場合は共通特性の抽出と明確なタイプ分類による多様性の把握が十分にできていないという事実が発現機構の研究に大きな障害となっていたことは否めない。確かに、本研究においても個人差が顕著であったが、振動モードの数という観点でスペクトルを2つのタイプ(単一、複数モード)に分類した場合<sup>44)</sup>、個人差が与える問題について解決のヒントを与えるような結果を導くことができた。例えば振幅変動にみられたwaxing and waningや、空間マップでの時間空間動特性については、原波形から想像されるほど個人差は本質的に影響を与えておらず、むしろ位相が時間的空間的(phase reversal)に揺らぐことや振幅変動の $1/f^{\nu}$ 型スペクトルなどの共通性の方が際立っていた。即ち、タイプの違いは特性自身の相違ではなく、変動の大小についてのみ影響を与えているのではないかと解釈される。従って、 $\alpha$ 波を発現する振動子系( $\alpha$ 振動子

系)において、振動子個々の種類や性質自体が個人に依存するというよりも、振動子相互の結合状態やその強さの方が大きく影響されていると推測される。

そして、少なくとも本研究で得られた振幅・位相の時空揺らぎと原田ら<sup>43)44)</sup>、森<sup>91)</sup>の結果を見る限り、 $\alpha$ 振動子系は単一の線形振動子から構成されるのではなく、少なくとも頭部前後に存在する複数の振動子によって構成され、しかも時間空間的にも複雑な、ある程度自由度の高い系と考えられる。

位相の振舞いでいえば、図2-11に示したようなギャップを有する分布はSuzuki<sup>38)</sup>の報告と定性的に一致するが、本方法では瞬時値の推定によって時々刻々と移り変わる空間関係の変動、即ち振動子系のダイナミクスを観察できる大きな利点を有し、実際に得られた位相ギャップの後頭部への移動やそれに伴う逆相領域の縮小等は、改めて $\alpha$ 振動子系の動的な性質を認識させるものであった。一方、クロノトポグラフを開発したRemondら<sup>36)</sup>は電位を要素としたため、位相関係の変動は電位の正・負の大まかなパターン変動としてのみ表現され、直感的な理解が困難であった。加えて、電位成分は100回加算されており、この場合、得られる動特性に関しては定常的な共通成分が強調される代わりに、位相ギャップ変動などの非定常成分がマスクされる危険性が大きく、前述した双極誘導とも合わせて表示形式における問題が提起される。

理論的には、結合非線形振動子系の研究により $\alpha$ 波に似た位相動特性が幾つか報告されており、 $\alpha$ 振動子系の結合状態や振動子の性質を検討する上で非常に示唆的である。特にリミットサイクル振動

子集団における相互作用によって位相ギャップが空間伝搬していく現象<sup>97)</sup>や、主従関係にある振動子対の1次元結合系がもたらす位相ダイナミクス<sup>98)</sup>は $\alpha$ 波の位相揺らぎと酷似しており、これらの理論系における振動子の数が少なくとも10~100個程度であることも、 $\alpha$ 振動子系の多自由度性を示唆している。また、図2-11における位相ギャップの生成-移動-消滅の様子は、液晶などにみられる、電気力学的流体不安定性に伴う欠陥乱流の振舞い<sup>99)100)</sup>にもよく似ており、この運動が時間依存Ginzburg-Landau方程式に代表される非線形方程式で記述されることは $\alpha$ 波との関連上、興味深い。

脳波の複雑さを探る上で、単一部位より得た時系列の自由度を推定する有力な方法として相関次元<sup>101)102)</sup>が挙げられるが、頭皮上脳波に混入するノイズやアーティファクトによって推定結果が大きく影響されることが指摘されており<sup>103)104)</sup>、現時点では改めて分析の妥当性が問われている段階である<sup>105)106)</sup>。実際の振動源は極めて高度に組織された神経回路網の中で等価的に表現されるため、振動子個々の性質を詳細に調べるのは生理学的手法をもってしても極めて困難である<sup>72)107)</sup>が、振動子系の性質を包括的に把握するためには、 $\alpha$ 波に閃光刺激を印加して強制振動とさせたときの応答を調べる方法が有効<sup>20)21)</sup>であり、この方法と結果については第3章で詳細に述べる。

#### 2. 4. 2 睡眠脳波リズム

図2-12に頭皮上各部位における $\theta$ 波の原波形、振幅と $\theta$ 成分および位相の経時変化を示す。原波形より、 $\theta$ 波は $\alpha$ 波のように長

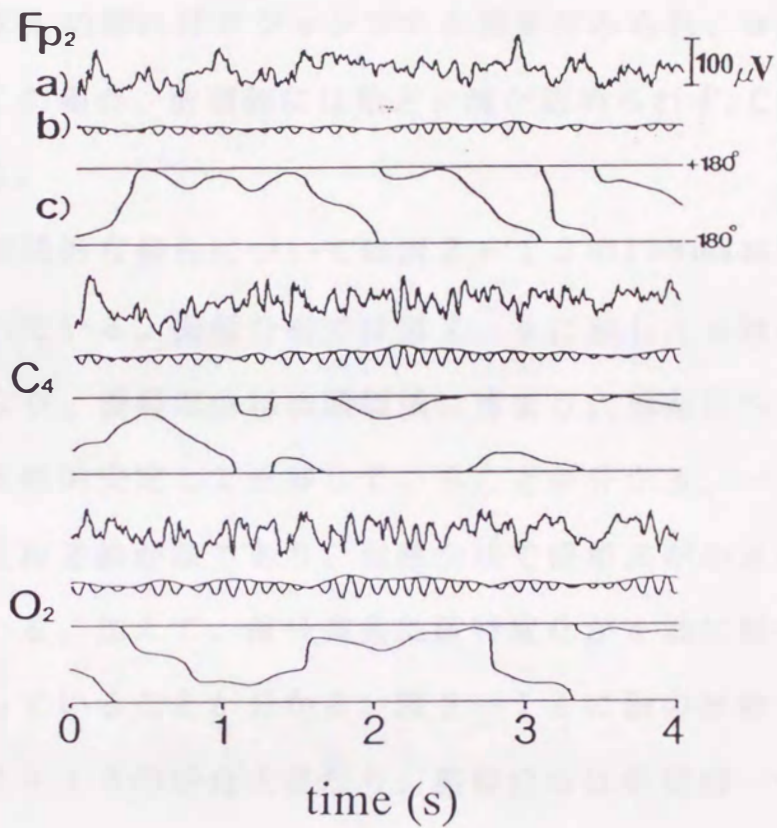


図 2 - 1 2 頭皮上各部位 (右前頭極  $Fp_2$ 、右中心部  $C_4$  および  $O_2$ ) における睡眠移行期の a) 脳波原波形、b) 振幅と  $\theta$  成分 および c) 位相。

時間にわたって出現しておらず、律動性や連続性はさほど強くない。実際、 $\theta$ 波は主に睡眠への移行期に見られる波であり、数十秒と連続して観測されることはなかった。位相は $\theta$ 波が活発に出現している間（例えば、 $O_2$ の2s前後）では変動が小さく、振幅が極小値をとるいわばリズムの切れ目でジャンプする現象がみられ、 $\alpha$ 波と共通する。またこの場合、前頭部には殆ど $\theta$ 波が認められず、 $C_4$ や $O_2$ で活動的である。

$\theta$ 波の時間空間的な特性については図2-13の100ms毎の空間マップに表されている。振幅分布では図2-9に示した $\alpha$ 波のどのタイプとも異なり、優勢部位は後頭領域に留まり、他部位への頻繁な移動がなく比較的安定して推移していることが分かる。一方、位相差分布は等位相差線が疎であり、頭部全域で位相差が小さい同相分布を示している。加えて、両分布共に経時変化が $\alpha$ 波に較べてかなり静的となっていることが分かる。図2-14に別の被験者の結果を示す。図2-13の場合と異なり、振幅分布は前頭部～中心部に高振幅域が存在するが、その他の特徴である時間変動の少なさや同相分布は図2-13と共通する。本研究においては、振幅優勢部位に関して被験者、あるいは測定時間帯によって違いがみられたが、いずれの場合にも位相差マップには安定した同相分布が観測された。

図2-15に $\delta$ 波の例を示す。原波形や $\delta$ 成分より、主に $C_4$ で活発な $\delta$ 波がみられ、この部位での位相変化は極めて緩やかである。 $\alpha$ 波や $\theta$ 波との周波数域の違いから、図2-16のマップは250ms毎に描かれている。振幅分布では中心部付近の高振幅領域が時間の経過によって広がり、後に縮小していく様子がみられる。しかしなが



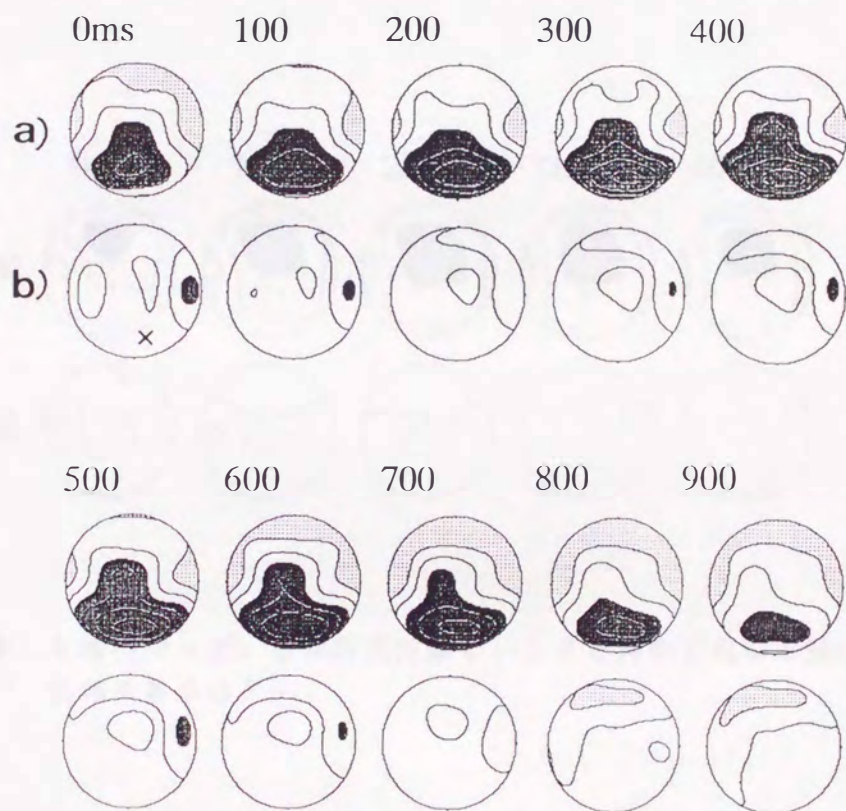


図 2 - 1 3  $\theta$  波の a) 振幅および b)  $O_2$  基準の位相差マップ (100ms 毎、図上側が前頭方向)。

振幅：等高線  $5 \mu V$  毎。シャドー部は高振幅領域 (濃) と低振幅領域 (淡)。

位相差：等位相差線  $\pm 30^\circ$  から  $60^\circ$  毎。シャドー部は  $90^\circ$  以上の位相進み (濃) および遅れ (淡) 領域。

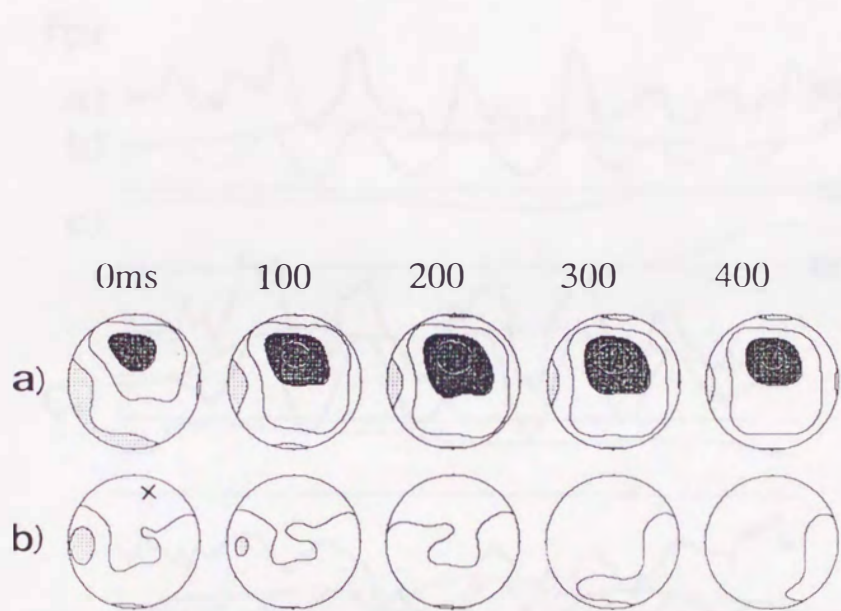


図 2 - 1 4  $\theta$  波のマップ。表示形式は図 2 - 1 3 と同様で異なる被験者の場合。  
位相差基準は  $F_{p_2}$ 。

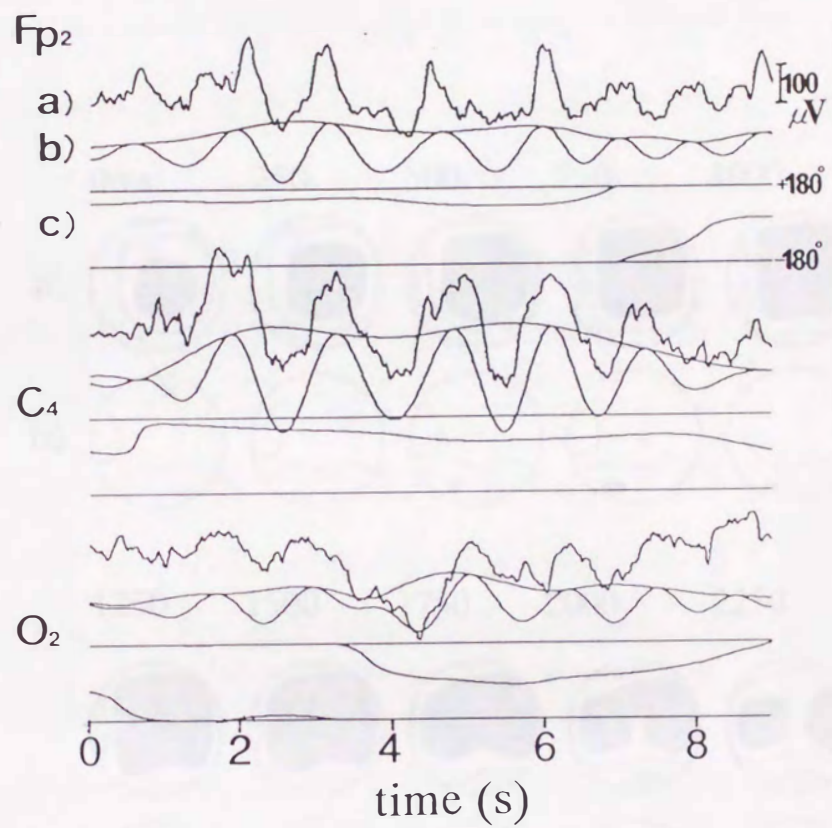


図 2 - 1 5 頭皮上各部位における睡眠第 4 期の a) 脳波原波形、b) 振幅と  $\delta$  成分 および c) 位相。

...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...

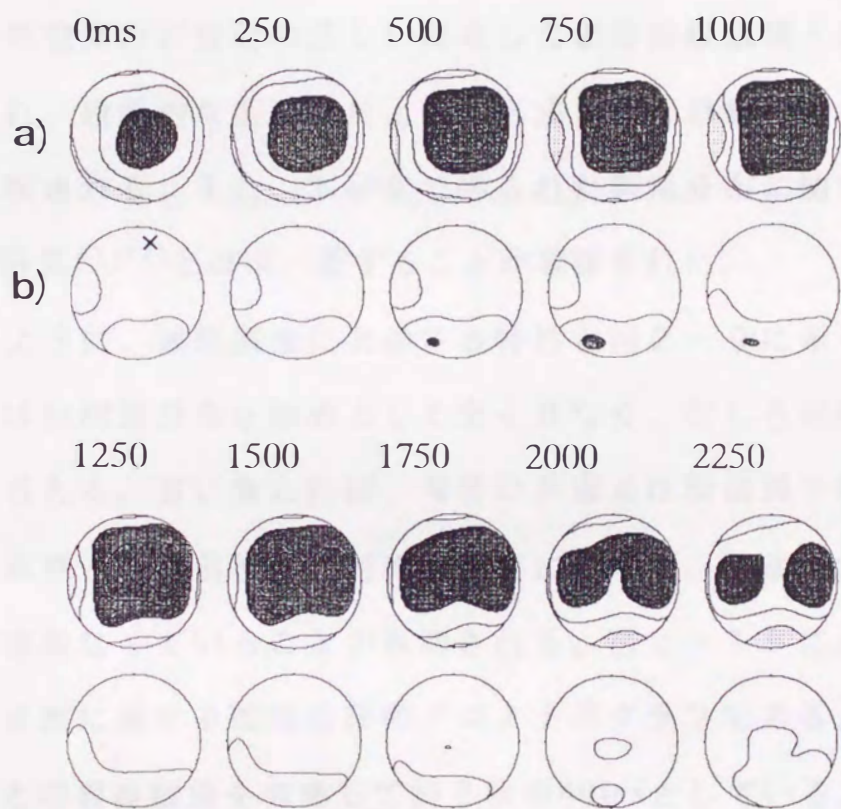


図 2 - 1 6  $\delta$  波の a) 振幅および b)  $Fp_2$  基準の位相差マップ (250ms 毎)。振幅の等高線  $25\mu V$  毎。他の表示形式は図 2 - 1 4 と同様。

...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...  
 ...

ら、その間に優勢部位の移動はなく、 $\theta$ 波によく似た時空変動を示している。 $\delta$ 波では殆どの場合で前頭～中心部の領域で優勢となっており、その源は空間的にかなり限定され、固定化されたものではないかと考えられる。一方、位相差マップは非常に経時変化の小さい単純な同相分布を示す。また、図2-17、図2-18に示す紡錘波の場合も同様であり、睡眠脳波リズムである $\theta$ 、 $\delta$ 波および紡錘波の特性に関してはその大部分が共通していることが分かる。即ち、時間空間的に変動の乏しい局在した優勢振幅領域と同相分布に代表され、局所的な振動源によって形成される単純な時空パターンとも解釈される。また、本研究で得られた振幅分布に関する結果は従来<sup>81)82)</sup>の所見とほぼ一致することが確認された。

以上のように、睡眠脳波に共通する特性と図2-9に示した $\alpha$ 波の特性とは位相差分布を始めとして全く異なり、むしろ対照的であるとすら言える。言い換えれば、両者の共通点は頭部両半球間での分布の対称性と頭部前後の非対称性程度に過ぎず、前後における振舞いも相当異なっていることが推測される。図2-19に示されているのは $\theta$ 波に関する頭部前後のクロノトポグラフである。描画間隔は $\alpha$ 波との周波数差を考慮して約2倍の40msとしている。一見して振幅・位相差分布共に安定推移しており、パターンの乱れが起こる箇所が図2-11の $\alpha$ 波の場合に較べて少ない。振幅分布においては $O_2$ ～ $C_4$ を頂点とする単一の山が形成され、従って、図2-11でみられたような振幅の谷は形成されていない。位相差分布は全体的に頭部前後で平坦であり、これは頭部の前後で位相差が小さいことを示しており、いわば同相分布である。図中では2.2、3.0s付近で

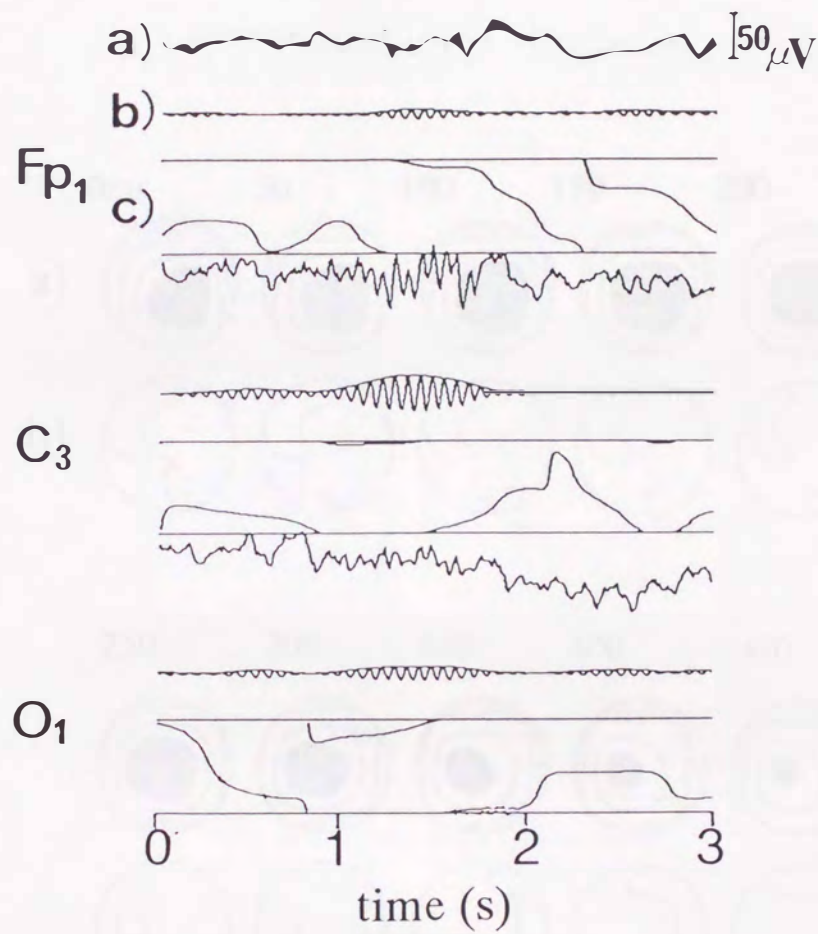


図 2 - 1 7 頭皮上各部位における睡眠第 2 期の a) 脳波、  
b) 振幅と紡錘成分および c) 位相。

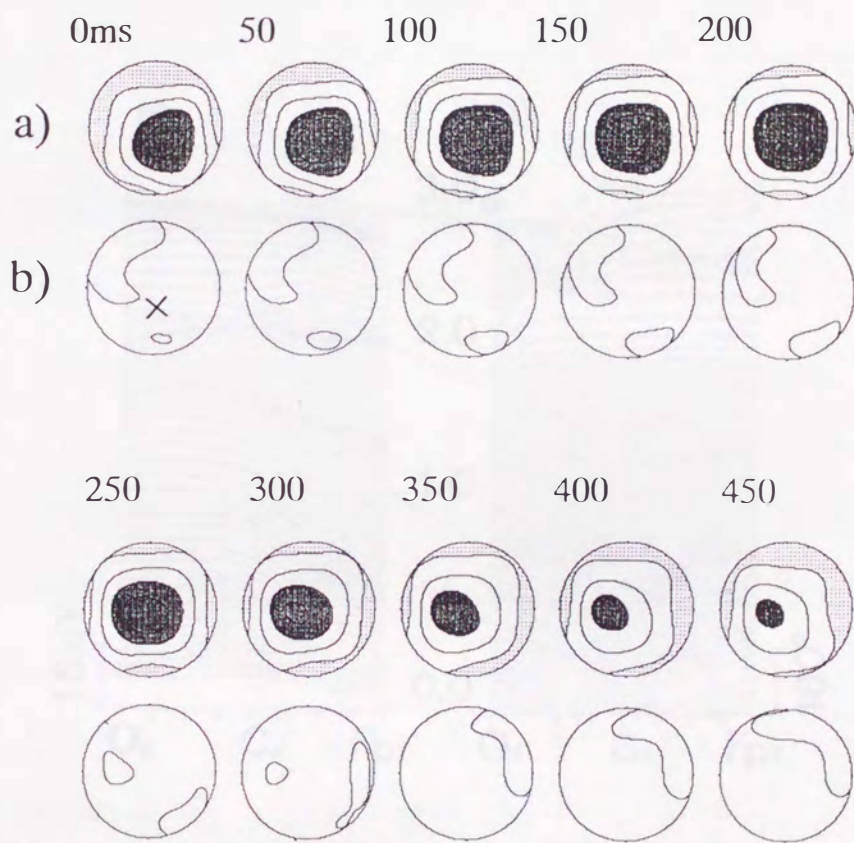


図 2 - 1 8 紡錘波の a) 振幅および b) 頭頂正中部 Pz 基準の位相差マップ (50ms 毎)。振幅の等高線  $5 \mu V$  毎。他の表示形式は図 2 - 1 4 と同様。

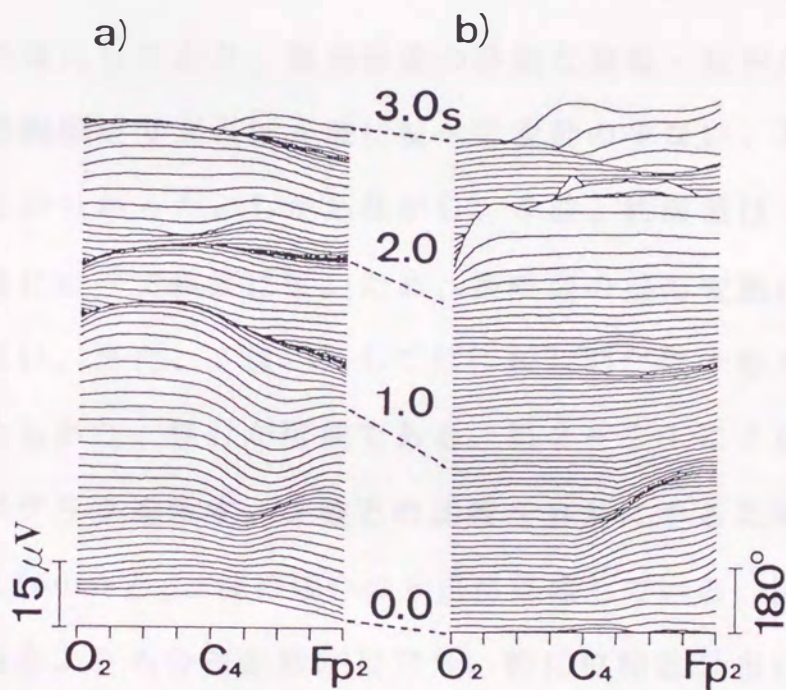


図2-19 θ波のa)振幅およびb)O<sub>2</sub>基準の位相差クロノトポグラフ。トレース間隔は40ms。



逆相に近い分布が一時的に現れるが、対応する時間帯の振幅分布は平坦で線間隔も詰まっており、 $\theta$ 波自体の活動レベルが低下していることを示唆している。この時間帯を除く大部分では位相ギャップもみられない。

図2-20には紡錘波の場合が示されている。この場合、振幅はFp2優位であるが、位相差分布は図2-19と共通している。特に、頭部前後の位相差は最大でも $60^\circ$ 程度であり、逆相は確認できない。以上の結果は図2-13～図2-18の空間マップから得られた知見をより明確にしており、頭部前後の詳細な振幅・位相の振舞いに関しても睡眠脳波リズムは $\alpha$ 波に較べて変動の少ない、単純な分布を示すことが分かった。しかしながら、 $\theta$ 波、紡錘波は一般に持続時間が $\alpha$ 波に較べて極端に短いため、長時間の振幅変動に関する議論ができない。ただ、 $\delta$ 波に関しては持続時間が数十秒から数分にわたる場合もあり、検討が可能である。図2-21に $\delta$ 波の長時間クロノトポグラフを示す。 $\alpha$ 波との比較を容易にするため、曲線の時間間隔は160msと、 $\alpha$ 波の場合の8倍に拡張している。図には $\theta$ 波、紡錘波の場合よりも分布変動が目立ち、特に位相差分布には位相ギャップと逆相分布らしきものも観測されて、一見図2-11の $\alpha$ 波と区別がつきにくい。しかしながら、いくつかの点で両者の間には本質的とも思われる大きな相違がみられる。例えば、13、20s付近の位相差分布における逆相構造は、振幅分布が比較的平坦でしかも低レベルの時にみられ、基本的な空間構造というよりも、むしろ $\alpha$ 波の振幅が極小となるwaningとwaxingの境界部分に対応する、いわばリズムの繋ぎ目で起こる空間分布の一時的な乱れと解釈される。実

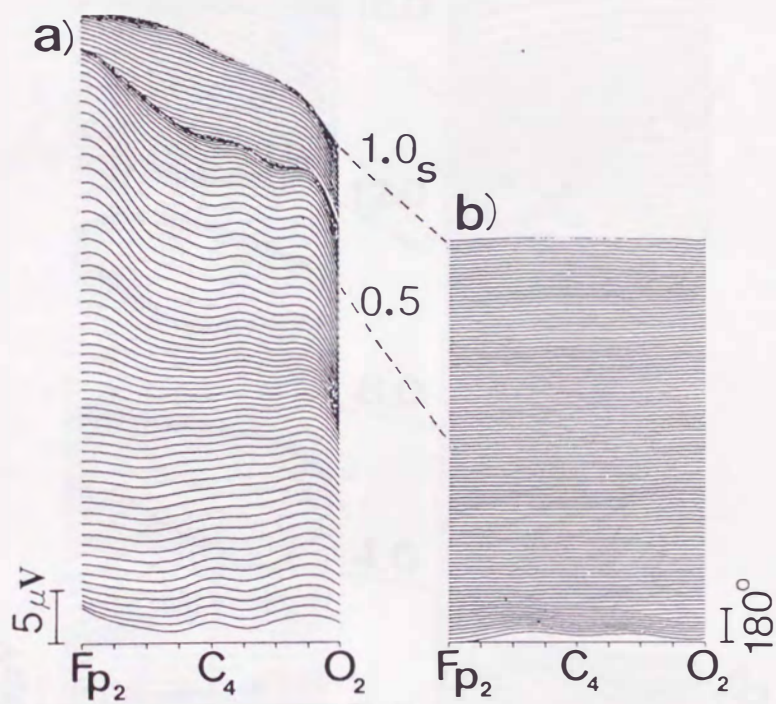


図 2 - 2 0 紡錘波のクロノトポグラフ。位相差基準は  $F_{p_2}$ 。  
 トレース間隔は  $10\text{ms}$ 。 a) 振幅, b) 位相差。

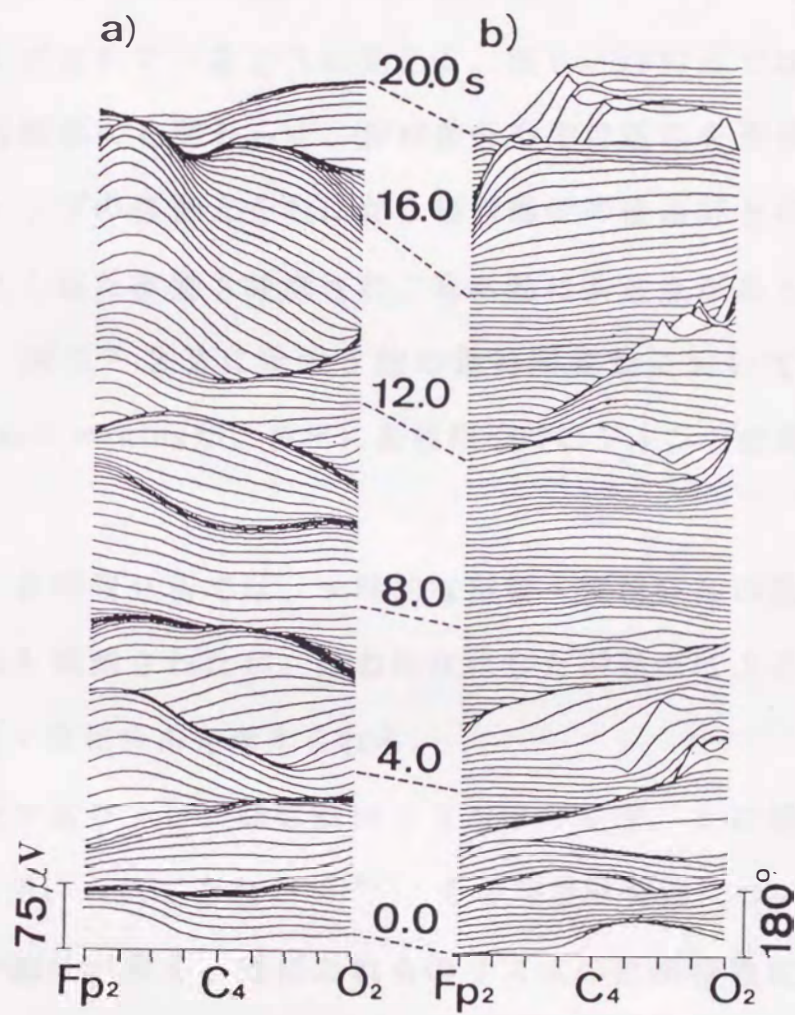


図 2 - 2 1  $\delta$  波の長時間 (20s) クロノトポグラフ。  
 位相差基準は  $Fp_2$ 。トレース間隔は 160ms。  
 a) 振幅, b) 位相差。

際、振幅レベルがF p<sub>2</sub>を中心に高い時期である8~10s、14~16sにおいて位相差は小さく、逆相分布が支配的な $\alpha$ 波の場合と異なる。また、振幅分布では $\alpha$ 波にみられた頭部前後の二つの山と、それに伴うC<sub>4</sub>付近の谷、あるいは山の競合などは殆ど観測されず、F p<sub>2</sub>~C<sub>4</sub>を頂点とする単峰形の山が伸縮を繰り返すことによって $\delta$ 波の振幅分布が形成されているように見える。但し、5s付近ではF p<sub>2</sub>付近が比較的高振幅にも関わらず、位相差分布では逆相を形成しており、位相ギャップの移動とそれに伴う優勢部位の後頭部との交替など、 $\alpha$ 波によく似た挙動も観測され、両活動に共通点があることも示唆された。図2-22に示す $\delta$ 波の長時間変動においても、振幅にwaxing and waningが、位相に振幅極小時のジャンプが認められ、注目される。

以上、長時間分析では、一時的な振幅・位相分布の乱れや $\alpha$ 波に似た挙動も観測されたが、概ね局在化した振動源による活動が生み出す振幅・位相分布と考えられる。

本研究で取り上げた睡眠脳波リズムは、従来、主に睡眠段階判読のために用いられてきたが<sup>63)64)</sup>、その時空動特性については分かっていない部分が多く、特にこれらのリズムの位相特性について調べた報告は殆どない。本研究ではこれらのリズムの振幅・位相動特性を検討し、 $\alpha$ 波との異同を明らかにすることを試みた。その結果、睡眠脳波リズムに関しては特性の大部分が共通しており、特に振幅分布における優勢部位の局在と位相差分布での同相構造は、 $\alpha$ 波と比較極めて単純であった。また、睡眠脳波リズムにおいて振幅・位相分布の時間変動は小さく、特徴的な経時変化は殆ど認められなか

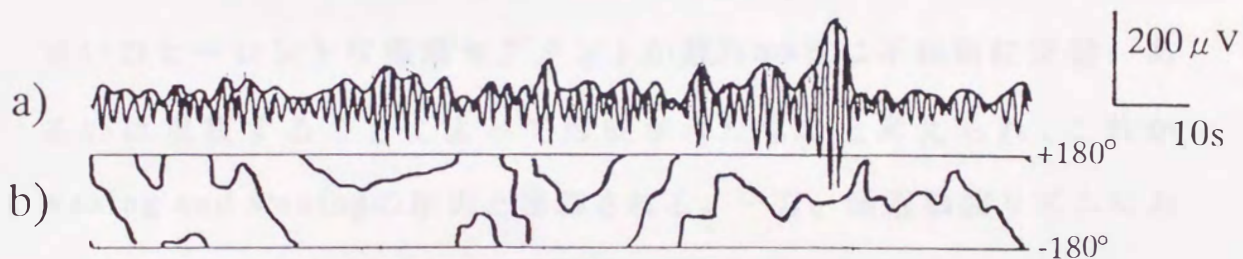


図 2 - 2 2 Fp<sub>2</sub>より導出した睡眠第 4 期の 80 秒にわたる δ 波の a) 振幅と δ 成分および b) 位相.

った。これらの結果は被験者に殆ど依存せず、個人差が小さいことも $\alpha$ 波と大きく異なっている。即ち、時間的にも空間的にも、さらには個人による多様性といった様々な観点から観測される現象の複雑さには、 $\alpha$ 波と睡眠脳波リズムの間で大きな隔たりがあることが明らかになった。

時間的には、例えば $\alpha$ 波においても各部位で安定した振幅・位相挙動を得ることができる。しかし、このような時間的にコヒーレントな振動の持続時間は高々2～3周期分に過ぎず、殆どの場合に位相ジャンプによって相関が切断され、複雑な位相挙動を作り出しているものと考えられる。結局、 $\alpha$ 波の振幅変動は、相互の相関が小さいコヒーレントな振動セグメントが数百ms毎に不規則に交替、あるいは重複することによって形成されたものと考えられ、これがwaxing and waningの原因と推測される。一方、睡眠脳波リズムにおいては $\theta$ 波と紡錘波の場合では出現時間そのものが短く、間欠的にしか出現しないが、律動成分が比較的長く続く $\delta$ 波においては、 $\alpha$ 波に似た変動も認められ、少なくともビーティング様のリズムではないと思われる。

ところが、空間的特性は前述の通り $\alpha$ 波と睡眠脳波リズムでは大きく異なり、 $\alpha$ 波が頭部前後の少なくとも2つの振動源を中心として広がった活動であるとすれば、睡眠脳波リズムは単一の源から減衰しながら局所的に伝搬する活動と推定される。即ち、 $\alpha$ 振動子系と睡眠脳波をそれぞれ記述する系との間には空間的な「自由度の違い」が示唆されている。脳波のモデルを構築するとき、特に問題となるのがこの自由度であり、それを決定する振動源の数である。従

って、今後は位相・振幅の定量化による空間ダイナミクスの定量評価が重要な課題となる。

（中略）

（1）位相・振幅の定量化は、空間ダイナミクスの定量化の第一歩として必要である。本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。

（2）本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。

（3）本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。

（4）本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。本研究では、位相・振幅の定量化を目的として、空間ダイナミクスの定量化に関する基礎的な研究を行った。