九州大学学術情報リポジトリ Kyushu University Institutional Repository

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 揺らざに関する研究

西山藤的皇二二

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

次 目

は	じめ	К	1
第	1 章 1.1 1.2 1.2.1 1.2.2 1.2.3	研究の背景と問題点 序 論 α波モデル 視床中継核ペースメーカ説 周波数選択性ニューロン集団説 非線形振動子集団説	5 5 14 14 16 17
第	2 章 2. 1 2. 2 2. 3 2. 4 2.4.1 2.4.2 2. 5	自発脳波の時空動特性 序 論	20 20 23 26 33 33 49 67
第	3 1 3. 2 3. 3 3. 4 3.4.1 3.4.2 3.4.3 3.5 3. 5 3. 6	周期閃光刺激に対するα波の非線形応答 序論 測定 解析 結果 過渡応答 引き込み 位相揺らぎと周波数依存性 議論 まとめ	69 71 72 76 76 82 90 103
第	4 章 4.1	振幅・位相の時空動特性と揺らぎの臨床応用 1 序 論	11

	4. 4.	4 5	新 TH	吉果お まとめ	よて	×健'	常老	ξ£	の」	北	交	•	•		•	•	•	•	•	•	•		•	. 118 . 129
第	5	章	総	括		• •				•												•		131
謝	辞													• •										136
参	考	文	献	• • •												•	•		•					137
付	録	脳波	揺ら	ぎの	相	関次	रत्त				•			• •									•	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気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α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 β 波(13~35Hz,電位振幅 \leq 30 μ V)、閉眼安静時の α 波 $(8 \sim 13 \text{Hz}, \sim 数 + \mu \text{V})$ 、入眠時等に散発的に出現する θ 波 $(4 \sim 8 \text{Hz}, \leq 250 \mu \text{V})$ 、中等深度の睡眠時に観測される紡錘波 $(11 \sim 15 \text{Hz}, \sim 数 + \mu \text{V})$ 、深眠時の δ 波 $(0.5 \sim 4 \text{Hz}, \sim 数 = \mu \text{V})$ 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

- 2 -

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 α 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 α 波および入眠より熟睡までにみられ る θ 液、δ 液ならびに紡錘液(以下、便宜上睡眠脳液リズムと呼ぶ) 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、α 液に関しては振幅・ 位相が時間的・空間的に不規則かつ複雑に変動し、安定な液という よりは動的に揺らぐ液として解釈されることを明らかにした。一方、 睡眠脳液リズムに関しては、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、α 液と全く対照的な性質を持つことを示した。 この結果、α 液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、睡眠脳液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α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α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、α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、α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、α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¹⁾²⁾、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気的現象とされており、単一神経細 胞の電気的振舞いに関してはHodgkin-Huxleyによる定量的モデルの 提案³⁾を始めとして目ざましい研究の発展がみられる⁴⁾⁵⁾。しかしな がら、大脳皮質には10¹⁰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⁶⁾⁷⁾、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α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Matthews⁸⁾は後頭葉の局所的 focusに振動源を求めた。以来、α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⁹⁾⁻¹²⁾、眼球運動¹³⁾や心臓血管系¹⁴⁾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¹⁵⁾¹⁶⁾。このように、α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α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 核ペースメーカ説⁹⁾やLopes da Silvaらの説¹⁰⁾(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α波の光刺激応答に注目したWienerの非線形振動子集団説⁶⁾¹⁷⁾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¹⁸⁾もその非 線形性を捉えたものとして注目されている⁷⁾¹¹⁾¹⁹⁾。

さて、α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、 α波は最も早く発見され¹⁾²⁾、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²⁰⁾²¹⁾は6~17Hzの光刺激を照射したときのα波パワーの刺激 周波数特性を検討し、α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 α波は安定であると考えられ、実際に周波数スペクトル²²⁾や自己回帰 モデルによる周波数推定²³⁾、相関分析²⁴⁾あるいはクロススペクトル を用いたコヒーレンス分析¹¹⁾や有向コヒーレンス分析²⁵⁾など、現在 でも多くの研究で用いられている解析法はα波の定常性を暗に仮定 している。これに対し、α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²⁶⁾²⁷⁾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、α波の定常性に大きな疑問を投 げかけている。

α 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Yamagiwa²⁸⁾は頭部前後の4部位より導出した α 波の振 幅を比較し、最大振幅を与える後頭葉をα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¹⁹⁾²⁵⁾²⁹⁾⁻³³⁾。 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29)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、α波にも広く応用されている。一方、Lehmann³⁰⁾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 見い出し、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31)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²⁵⁾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³²⁾ 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33)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¹⁹⁾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α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α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α活動のパワーや強度、あえてい

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、 α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²⁸⁾³⁴⁾⁻⁴²⁾。既に脳波発見以来数年後、Adrianと Yamagiwa²⁸⁾は、頭部前後における α 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、Cohn³⁵⁾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³⁶⁾³⁷⁾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板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、Suzuki³⁸⁾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、α波の位相は前頭

- 9 -

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、α波を空間的に伝搬する travelling waveとする説³⁹⁾⁻⁴²⁾も多 い。

原田ら⁴³⁾⁻⁴⁵⁾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)⁴⁶⁾と呼ばれ ている方法を用いてα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α波の非定常非線形な 振舞いを報告している。これはα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、α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、α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⁴⁷⁾⁴⁸⁾効果を考 えてWienerの説⁶⁾に共通点を求めている。

α 波をコントロールする数少ない手段が光刺激による α 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、α 波の周期に近い間隔 (100 ms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、α 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Matthews⁸⁾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。Walter⁴⁹⁾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α波の非線形性と結び付けて考察した。Wiener の説のはこの立場に立つものであり、Dewan⁷⁾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 Lunel⁵⁰) は正弦波的に強 度変調する光を照射し、その周波数がα波の周波数にほぼ一致する ときにα波パワーが最大となると共に、刺激とα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α波の位相は 刺激に対して遅れが増大するが、α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、Regan⁵¹)の報告はこの結果を支持し ている。中沢ら⁵²⁾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⁵³⁾⁵⁴⁾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、 α波の振動子系においてペースメーカが存在し、個人差はこのペー スメーカ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α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⁵⁵⁾⁻⁵⁸⁾。 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⁵⁹⁾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、Freeman⁶⁰⁾⁶¹⁾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α波、睡眠脳波リズム、 および引き込まれたα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。

α 波の他に、本研究で対象としたのは θ 波、δ 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 で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⁶²⁾⁻⁶⁴⁾。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⁶⁵⁾⁶⁶⁾。睡眠第1期にしばしば観測されるθ 波、第2期~第3期の 紡錘波、第3~第4期のδ 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 θ 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⁶⁷⁾、動特性等は殆ど調べられていない。 *δ 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α波ほど盛ん ではない。θ波の場合、海馬で得られるθリズムの研究は進められ ているが⁶⁸⁾、頭皮上のθ波とはかなり様相が異なり、どのような関係

- 12 -

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⁶⁹⁾⁷⁰⁾が最近提出され、注目されている⁷¹⁾。 紡錘波につ いては、既に述べたα波の視床ペースメーカ説⁹⁾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⁷²⁾、近年ではBuser⁷²⁾やSteriadeら⁷³⁾によって網様体ペースメ ーカ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⁷⁴⁾。

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説⁹⁾、周 波数選択性ニューロン集団説¹⁰⁾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⁶⁾について簡単に触れ、その意義と問題点を述べ る。 1.2 α波モデル

1.2.1 視床中継核ペースメーカ説9)12)75)

視床中継核ペースメーカモデル⁷⁶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α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⁷⁷)。 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α波の起源 として研究の対象になっていた⁷⁸⁾⁷⁹)。

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)方向の液 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α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説の基本ニューロン回路^{76>} 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: I P S P 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). 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である可能性は、猫だけでなく、ヒトに おいても三村ら¹¹⁾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⁷²⁾、また、原田ら⁴³⁾が報告したように、 *α 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¹⁰⁾⁷⁴⁾⁷⁵⁾

上で述べたような説に対し、Lopes da Silvaら⁸⁰)は犬のα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れの 方が大きいことを指摘し、視床におけるペースメーカの必要性に問 題を提起すると共に、α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 に存在し、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α波によく似た特性を持つ出力を得ている。

この説は、α波の発現機構を考える上で、ペースメーカの存在を 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α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、α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⁶⁾¹¹⁾¹⁷⁾

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α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 周波数が変化することを根拠にα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α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⁴³)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α波で観測される多くの現象 を説明できる可能性があり⁷)、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¹⁹⁾⁴⁴⁾⁵²)。





図 1-2 Wienerの求めた脳波スペクトル⁶⁾ (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⁴⁴⁾⁴⁵⁾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²⁷⁾、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α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α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 α 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α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²⁸⁾³⁵⁾³⁷⁾、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α 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⁸¹⁾⁸²⁾程度に留まっている。

医用工学的な立場に立った場合、α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

- 20 -

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⁴³⁾⁻⁴⁵⁾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⁴⁴⁾に従い、α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²⁹⁾⁸³⁾とクロ ノトポグラフ⁸⁴⁾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⁴³⁾⁴⁴⁾ との比較を行う⁸⁵⁾。

一方、2.5では睡眠脳波リズムのθ波、δ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

- 21 -

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α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⁸⁶⁾⁸⁷⁾。

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 α 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⁸⁸⁾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⁸⁹⁾⁹⁰⁾も提出されているが、原田ら⁴⁴⁾や森⁹¹⁾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 α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



後頭部

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チャネルで導出した場合、6 時間で100 M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

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⁴⁶とFFT(Fast Fourier Transform)⁹²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⁹³⁾。 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

 $(e(t): 電位、 A(t) : 信号のエンベロープ、<math>\omega$: 信号の周波数) で表され、A(t)、 $\theta(t)$ の経時変化は ω に較べて緩やかとする。式(1) に 参照周波数 ω_0 (~ ω)の複素参照波exp($i\omega_0 t$)を乗じて、 $e(t) \cdot \exp(i\omega_0 t) = e(t) \cdot (\cos\omega_0 t + i\sin\omega_0 t)$

$$= A(t) \cdot \sin(\omega t + \theta(t)) \cdot (\cos \omega_0 t + i \sin \omega_0 t)$$

$$= \frac{A(t)}{2} \{ \sin((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) + \sin((\omega + \omega_0)t + \theta(t)) \}$$

$$+ i \frac{A(t)}{2} \{ \cos((\omega - \omega_0)t + \theta(t)) - \cos((\omega + \omega_0)t + \theta(t)) \}.$$
(2)

となる。 (2)式の低域成分 𝑍(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

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

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

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

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

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 ø(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ω₀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 回型ディ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 ーティング)とα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α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°~+180°の範囲で描かれている為、 +180°から-180°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

 $\phi_{i-j} = \phi_i - \phi_j$

$$= (\omega_{i} - \omega_{j}) + (\theta_{i}(t) - \theta_{j}(t))$$

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²⁹⁾⁸³⁾⁹⁴⁾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⁸⁴⁾の それぞれを用いた。

 $(\omega_i \sim \omega_j)$

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5×5 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、

 $f\left(\frac{3}{5},\frac{1}{5}\right) = \frac{V(Fp_1) + V(Fp_2)}{2}$

- 28 -







図 2 - 4 電極部位の 2 次元格子点への変換^{2 %)} (黒丸は本研究における実測点を表す)

$$f\left(\frac{1}{5},\frac{2}{5}\right) = V(F_7) = \frac{V(Fp_1) + V(T_3)}{2}$$

$$f\left(\frac{2}{5},\frac{2}{5}\right) = V(F_3) = \frac{V(Fp_1) + V(Fz) + V(C_3)}{3}$$

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

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

(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

$$f\left(\frac{1}{5}, \frac{1}{5}\right) = \frac{V(Fp_1) + V(F_7)}{4}$$
$$= \frac{V(Fp_1) + \frac{V(Fp_1) + V(T_3)}{2}}{4}$$
$$= \frac{3V(Fp_1) + V(T_3)}{8}$$
$$f\left(\frac{1}{5}, 1\right) = \frac{V(O_1) + V(T_5)}{4}$$
$$= \frac{3V(O_1) + V(T_3)}{8}$$

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、5ms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大きい。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α波

図2-5に4名の被験者(K,I,T,Y)の右後頭部O2~右前頭極 Fp2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02では殆どの記録にα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 いるようにみえる。例えば、被験者Kの場合、α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、Ο2における α 波の波形はよく揃っており、α波の律動性が強いことを示唆してい る。一方、被験者 Ι においては波形の経時変動が大きく、α 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α活動が 出現しており、被験者Yでもα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 α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α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⁴⁴⁾⁴⁵⁾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

- 33 -



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)





周波数は各部位で共通しているが、多峰性の場合は卓越したピーク 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α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8~9Hz、後頭部で10~11Hz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α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⁴⁴⁾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Iと呼ぶ。

タイプ I および I の O 2 における 原 波形、α 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α 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、α 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 I 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みえる。これらの結果は図 2 - 6のスペクトルから推定されるα 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

- 36 -



図 2 − 7 タイプ I と I 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) α 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⁴³⁾⁴⁴⁾とも対応する部 分が多い。従って、α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^ν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⁴⁴⁾でも同様であり、ν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、 $1/f^{ν}$ 型とはならないはずである。従って、α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、 $1/f^{ν}$ 型のスペクト ルは様々な系より見いだされており⁹⁵)、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α波の非線形 的性質との関連については次章でも触れる。

α 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⁴⁴)を図2-9 に示す。上段の振幅マップ、下段のO2(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α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



type I

type II



 図2-9 タイプ I と II のa)振幅とb)O₂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6μV毎。シャドー部:高振幅領域。
 位相差:等位相差線±30°から60°毎。シャドー部:90°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44)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02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⁹¹⁾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α 波をtravelling waveとする説⁴¹⁾に否定的な結果をもたらしており、 むしろ α 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 reversal³⁵⁾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⁹⁶⁾。 実際、本研究で得たα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

- 41 -

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 できていると予想される。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α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、α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が、α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

- 42 -



 (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6μV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±30°から60°毎。シャドー部は90°以上 の位相進み領域。

- 43 -

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O2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O2~Fp2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を引く。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み 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O2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

- 44 -



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(Fp2付近)の方が振幅が大きい。即ち、O2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。Fp2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、O2からトレースを辿っていきFp2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、 O2~C4までは平坦に推移するが、C4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Fp2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、O2付近で消 減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、O2の振幅が増大、 Fp2では減少している。その後、位相ギャップと振幅の谷がO2方向 に移動するにつれ、逆にO2は振幅減少、Fp2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、α波は時間的にも、空間的にも、決して安定に振

- 46 -

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α波の発現モデル⁹⁾¹⁰⁾¹⁷⁾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説⁹⁾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17)の根拠となっ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α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44)、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 レ型スペクトル 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、α波を発現する振動子系(α振動子

- 47 -

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⁴³⁾⁴⁴⁾、森⁹¹⁾の結果を見る限り、α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Suzuki³⁸)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α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³⁶⁾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α波に似た位相動 特性が幾つか報告されており、α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

- 48 -

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⁹⁷⁾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⁹⁸⁾ は α 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、 α 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⁹⁹⁾¹⁰⁰⁾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 α 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¹⁰¹⁾¹⁰²⁾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¹⁰³⁾¹⁰⁴⁾、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¹⁰⁵⁾¹⁰⁶⁾。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⁷²⁾¹⁰⁷⁾が、振動子系の性質を包括的に把握するためには、 *α*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²⁰⁾²¹⁾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 θ 波の原波形、振幅と θ 成分 および位相の経時変化を示す。原波形より、 θ 波は α 波のように長

- 49 -



図 2 - 1 2 頭皮上 におけ・

頭皮上各部位(右前頭極 F p₂、右中心部 C₄および O₂) における睡眠移行期のa)脳波原波形、b)振幅とθ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、θ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θ波が活発に出現してい る間(例えば、O2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、α波と共 通する。またこの場合、前頭部には殆どθ波が認められず,C4やO2 で活動的である。

θ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α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、他都位への頻繁 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α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δ波の例を示す。原波形やδ成分より、主にC4で活 発なδ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。 α波やθ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

- 51 -







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 δ 成分 およびc)位相。



ら、その間に優勢部位の移動はなく、θ波によく似た時空変動を示 している。δ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θ、δ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 は従来の所見⁸¹⁾⁸²⁾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α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 θ 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α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α波の場合に較べて少ない。 振幅分布におい ては02~C4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

- 56 -



- 57 -





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、θ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°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α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、θ波、紡錘波は一般に持続 時間が α 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、δ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δ波の長時間 クロノトポグラフを示す。α波との比較を容易にするため、曲線の 時間間隔は160msと、 α 波の場合の8倍に拡張している。図には θ 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α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 α 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 リズムの繋ぎ日で起こる空間分布の一時的な乱れと解釈される。実

- 60 -





- 62 -

際、振幅レベルが F p2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 α 波の場合と異なる。 また、振幅分布では α 波にみられた頭部前後の二つの山と、それに伴 う C 4 付近の谷、あるいは山の競合などは殆ど観測されず、F p2 ~ C 4 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 δ 波の振幅 分布が形成されているように見える。但し、5 s 付近では F p2 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、 α 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 - 2 2 に示す δ 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 α 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⁶³⁾⁶⁴⁾、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、α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、α波と 較べ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

- 63 -



図 2 - 2 2 Fp₂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α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、α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α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、α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θ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δ波においては、α 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α波と睡眠脳波リズムでは大きく異なり、α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、α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

- 65 -

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。

THE PROPERTY AND THE PR