パーキンソニズムの頭皮上と深部脳波の相関分析

岡山大学医学部脳神経外科学教室（主任：西本　詮教授）

谷　川　雅　洋

（昭和63年12月26日受稿）

Key words：Parkinsonism, Depth EEG, Alpha activity
Correlation analysis, Travelling wave

緒　　言

近年，脳波の研究分野に電子計算機が盛んに導入されており，統計学的基礎理論やその応用によって数多くの知見が得られている[19)43)]．

脳波分析の有力な一方法である相関分析法は，サイバネティクスの創始者であるWiener[80)]によって提唱され，本邦においても古くから今堀[32)]，寿原[71)]によって研究されていた．Brazier[6)~9)]によって初めてヒト脳波の解析に応用され，以後基礎理論の確立とともに今日の相関分析の発展をみるに至っている．

パーキンソニズムの脳波については，これまでにも数多くの報告があり，ことに脳波の基礎律動と臨床像の関連については，この両者の間に密接な関係が伺われ，これは視床深部脳波により顕著であったことが報告されている[51)55)]．大脳基底核に主病変を持つパーキンソニズムの臨床像とα波の関係は興味ある問題であると思われる．

今回，著者はパーキンソニズムの定位的視床手術の際に，頭皮上ならびに視床を中心とした深部脳波の性質について更に詳細に検討するために，相関分析の手法を用いて脳波の定量的把握を試みるとともに，頭皮上と深部脳波の関係をα波の相関々係に重点を置いて分析を行った．そこで段階的に検討を進め，まず正常健康成人の脳波を対照として，それとの対比の下にパーキンソニズム患者の頭皮上脳波の特徴について分析し，さらに臨床像との対応を検討した．次に，深部脳波を主として周波数スペクトルの面からα波およびその近傍周波数成分に重点を置いて分析した．最後に，頭皮上と視床を中心とした深部脳の関係をα波成分のリズムならびに位相関係についてクロススペクトル分析の立場から検討し興味ある知見を得た．

検　査　対　象

岡山大学脳神経外科に入院し，一側の定位的視床破壊術を行なったパーキンソニズム患者のうち，術中の記録がartefactのない相関分析に適した19例（39～66歳，平均55.2歳）を対象とした．また，正常健康者19例（20～53歳，平均37.3歳）についても検討した．パーキンソニズムの症例は松本の手術適応の基準（表1）に沿って分けるとI群：5例，II群：6例（IIa：4例，IIb：2例），III群：8例であった．対照群の正常健康者とは，脳波に異常所見の認められない成人健康者である．

検　査　方　法

1．脳波記録方法

パーキンソニズムの脳波は全て定位脳手術の術中に記録した．深部脳波の記録には，まず患者を定位固定後，局所麻酔の下にPneumotaxic法に従って，頭蓋冠状縫合部で正中より4.0～4.5cm外側に設けた穿頭孔から視床腹外側核に深部記録電極を挿入した（図1）．深部電極は先端から5mm間隔に5極と先端から4.5cmの部位に1極の計6極のものを用いた．脳波記録は全て50Hz high cut filterを使用し，頭皮上および深部脳波のいずれも手術側耳介を基準電極とした単極

表1 手術適応の規準[44]

Candidacy の分類	
I (Good)	：Tremor, rigidity などが1側にのみ強く，bradykinesia が少なくて社会的活動ができる．
II (Fair)	：IIa 両側に中程度の rigidity, tremor などの症状があるが，1側がとくに軽く，体軸症状が著しくなくて日常生活も自分でどうにかできている (self-sufficient)． IIb 両側に中程度ないしかなり進行した rigidity や tremor があり，体軸症状や bradykinesia も明らかで，日常生活も不自由 (semi-self-sufficient) なもの．
III (Poor)	：著しく進行した rigidity, tremor, bradykinesia, 体軸症状があり，独立歩行程度の運動がかろうじできるもの．

導出により記録したものを分析対象とした．なお，一部症例については，穿頭孔から銀ボール電極によって皮質脳波の記録も併せ行なった．

2．分析方法

脳波の分析には，脳波計から一旦 data recorder に収録後，全て off-line に処理した．まず，ATAC 501-20により自己相関々数 Φxx (t) および相互相関々数 Φyx (t) を算出し，これを FACOM 270-20により Fourier 変換してスペクトル密度関数 (Pxx(f)，Pyx(f)) を求めた．クロスパワスペクトル Pyx(f) では，その余弦および正弦成分から与えられる位相角と，また部位間の直線性を示すコヒーレンス γ^2(f) についても算出した．一部症例については，TEAC C-100相関計および F-110 Fourier Analyzer にり相関々数ならびにパワスペクトルを求めた．

上記方法によって分析を進める際には，まず脳波 artefact の混入を極力避けるとともに脳波の確率過程を考慮して，得られる結果の期待値が出来るだけ高くなるように標本長，遅延ステップおよび最大遅延を決定した．すなわち，相関々数の Fourier 変換によって得られるパワスペクトルの周波数分解能を0.5Hz 以下にするとともに，最大周波数を24～25Hz までとし，標本長の一つの目安としては最大遅延の20倍を規準とした[18]．スペクトル窓は赤池[1]に従って重みづけを行なった．パワスペクトルについては，特徴抽出の一手段として各種パラメータ間の直線関係を検討する際に相関係数 γ と寄与率 γ^2を算出した．

Schematic Diagram of Depthelectrode

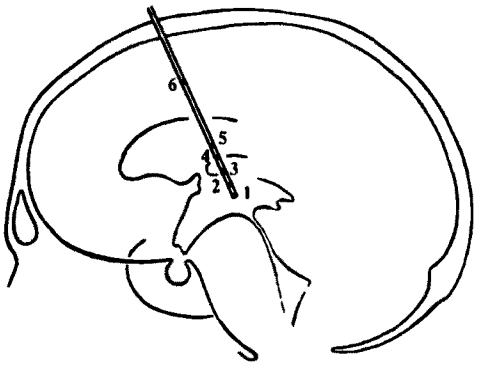

図1 術中記録電極模式図

検 査 成 績

1．パーキンソニズム患者の頭皮上脳波

(1) 頭皮上脳波の周波数スペクトル

自発脳波から求めたコレログラムには，それ自体 time-pattern としてのいくつかの有力な情報があるが，複数の周波数活動の合成波である脳波を観察する場合，これを Fourier 変換して得られるパワスペクトログラムは周波数領域における性状をみる上に甚だ便利である．従って，パーキンソニズムの頭皮上の各部位より導出された脳波をパワスペクトルにより観察した（図2）．

一般的性状として後頭部導出のものは α 波帯域のパワーが非常に強く，徐波および速波帯域のそれは小さかった．すなわち，α 波帯域の周波数活動が強く，肉眼的観察により規則性良好

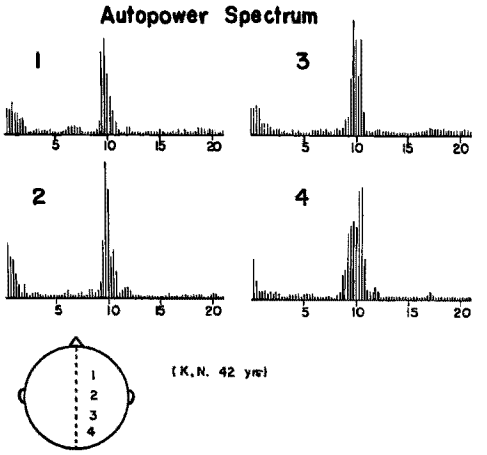

図2　頭皮上脳波のオートパワスペクトル
42歳男子—Grade Ⅰより求めた周波数スペクトル．10Hz 近傍のスペクトル構造は導出部位によって少しずつ異なっている．

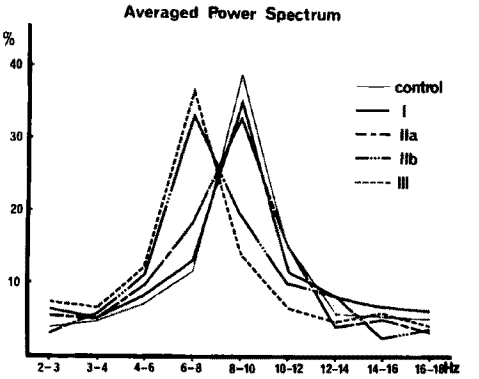

図3　病状進行度と周波数帯域スペクトル
2－3 Hz 未満(δ_1)，3－4 Hz 未満(δ_2)，4－6 Hz 未満(θ_1)，6－8 Hz 未満(θ_2)，8－10Hz 未満(α_1)，10—12Hz 未満(α_2)，12—14Hz 未満(β_1)，14—16Hz 未満(β_2)，16—18Hz 未満(β_3)，説明本文

なものでは峰幅が狭い単峰性の鋭いスペクトルピークや2峰性ピークを形成しているが，前頭部や中心部導出のものでは徐波および速波帯域のパワが後頭部のものよりやや強く，α 波帯域に限ってみても後頭部とは明確な差異がしばしば観察された．特に中心部と後頭部の α 波のスペクトル構造を比較した場合，後頭部は単峰性のスペクトルピークを持っていても中心部では2峰性であったり，またこの逆の場合もあり，α 波帯域のパワスペクトル構造のみからでも相互の共通成分と局所特異性成分の分離が可能な症例もあった．しかしスペクトル構造が部位差を示さず，非常に良く似た場合もあり，症例やサンプリングによっても相互関係は異なっていたが，このような部位間相互関係は正常者対照群においても観察され，パーキンソニズム患者に特異的な局在成分や特異な部位間相互関係は認めなかった．

(2)　病状進行度との相関

パワスペクトルの全体像を症例毎に比較するために，脳波の統計的性質を考慮して，個々のスペクトル信頼限界を越えた測定値のバラツキが極力小さくなるように次の如き方法による処理を行なった．すなわち，パワスペクトルの周波数帯域を2～18Hz に限定して，これを2～3 Hz 未満(δ_1)，3～4 Hz 未満(δ_2)，4～6 Hz 未満(θ_1)，6～8 Hz 未満(θ_2)，8～10Hz 未満(α_1)，10～12Hz 未満(α_2)，12～14Hz 未満(β_1)，14～16Hz 未満(β_2)，16～18Hz 未満(β_3)の9つの小帯域に分け，各小帯域の全体(2～18 Hz)に帯する比率を算出した．2～18Hz に限定した理由は，20Hz 以上の速波帯域の占める比率の個体差が少ないことと10Hz 近傍の α 波帯域の値を重視したためである．

パーキンソニズム（以下「パ群」と略す）19例，対照者（以下「対照群」と略す）19例の頭皮上中心部脳波について算出したものを図3に示しているが，「対照群」の帯域平均比率は α_1 の高いピークを中心に左右ほぼ対称的な分布を示したが，「パ群」では4～12Hz の間で病状の進行度に応じて明確な差異が認められ，殊に θ_2 と α_1 に顕著であった．α_1 では病状進行度がⅠ→Ⅱa→Ⅱb→Ⅲと増すに従って値は逆に小さくなり，θ_2 ではこの関係は逆となった．このような対応は θ_1 や α_2 にも認められたが，6～10Hz のものほど顕著ではなかった．また，Ⅰ群およびⅡa群では α_1 が，Ⅱb群とⅢ群では θ_2 が優位となっており手術予後などからⅡ群として一括して分類されているⅡa群とⅡb群の間に明らかな差を認め，Ⅱa群はⅠ群に，Ⅱa群はⅢ群に近似な分布を示した．

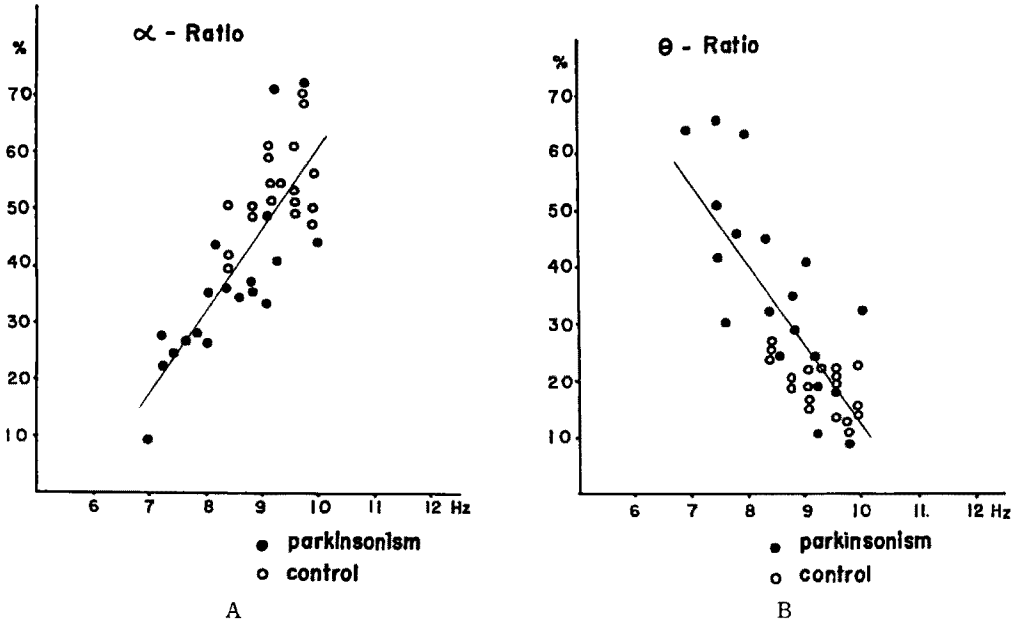

図4 α および θ 比率と優位周波数
優位周波数と α および θ 帯域比率の間には強い相関がみられる ($p<0.01$).

表2 優位周波数と帯域比率の相関

	α	θ	α_1	α_2	θ_1	θ_2
P+C	0.770	−0.780	0.572	0.609	−0.371	−0.741
C	0.580	−0.627	0.022	0.674	−0.090	0.086
P	0.750	−0.766	0.601	0.535	−0.231	−0.158

significance limits ;
n=38 ; $p<0.01$ $|r|>0.450$ n=19 ; $p<0.01$ $|r|>0.550$
$p<0.05$ $|r|>0.360$ $p<0.05$ $|r|>0.450$
C : 「対照群」19例, P : 「パ群」19例
P+C : 「パ群」+「対照群」38例

表3 病状進行度と α, θ 帯域比率および優位周波教の相関

(Parkinsonism, 19 cases)			
	α	θ	dominant frequency
Grade	−0.997	0.681	0.698
Age	−0.443	0.035	−0.131

significance limits ;
n=19 ; $p<0.01$ $|r|>0.550$
$p<0.05$ $|r|>0.450$

病状進行度と θ および α 波の帯域平均比率の間に対応が伺われることから (図3), 「パ群」ならびに「対照群」の個々の症例について, θ および α 波の比率や前述の各小帯域の比率とパワスペクトルで最大パワを持つ周波数 (優位周波数) との関係, さらに各帯域相互間の関係について検討した (図4—A, 4—B, 表2, 3). 図4—A, 4—Bは4～8 Hz未満 (θ) ならびに8～12Hz未満 (α) の比率と優位周波数の関係をプロットしたものである. 優位周波数と α および θ 比率の間には「対照群」「パ群」「パ群+対照群」のいずれの場合でも高い直線関係が認められた(表2). しかし, α および θ 帯域を細分化した小帯域比率と優位周波数の関係をみると, 「対照群」は α_2 に, 「パ群」は α_1 と α_2 に, 「パ群+対照群」では $\theta_2 \alpha_1 \alpha_2$ との間に有意の直線関係が認められたが, 全般的に広帯域の場合においてより高い直線関係を示す傾向がみられた.

次に「パ群」19例について, α および θ 比率と優位周波数の3つのパラメーターを設定して, これらと脳波像の変化をもたらす可能性のある

患者の年齢および病状進行度との関係をみた(表3).この結果病状進行度と各パラメーター間には密接な関係が認められたが，年齢との間には優位の直線関係はみられなかった．すなわち，病状の進行に伴って α 率の低下，θ 率の上昇と優位周波数の徐化がみられることが示された．

2．パーキンソニズム患者の深部脳波パワスペクトル

視床，皮質下2cmの白質部と頭皮上中心部の各部より導出した脳波のパワスペクトルは，サンプリングを変えて，経時的に比較すると，いずれの部位においてもスペクトルの形態が多少違ってくる傾向が認められた．しかし，標本長を長くすると比較的安定したスペクトル形態が得られたので，これら三者の特徴については比較的長い50秒以上の標本のものについて検討した．

頭皮上と深部の α 波およびその近傍周波数におけるスペクトル形態は，軽症例(I群，II a群)の場合には両者間に近似性が認められた．しかし，導出部位間の差異についてパワスペクトルを詳細に検討すると，α 波帯域と速波帯域についてはいくつかの特徴的所見がみられた．すなわち，α 波帯域においては，頭皮上では通常なだらかな単峰性または副峰を持った多峰性ピークを示すが，深部ことに視床では峰幅の狭い鋭い単峰性ピークを示した(図5)．視床が多峰性を示すことは極めて稀であり，頭皮上と深部が良く似かよった多峰性ピークを示した例は19例中僅かに1例に認められたにすぎなかった．このようなパワスペクトルの所見から，頭皮上ではサンプリング時間内に α 波の種々の周波数活動がみられるが，視床では比較的均一な α 波活動の存在を示していた．また，優位周波数は頭皮上と深部で必ずしも一致しないが，軽症例の場合にはその差は0.5Hz以下であり，頭皮上が多峰性の場合は，視床の単峰性の優位周波数は頭皮上のいずれかのピークの周波数に一致していた．他方，進行例(II b群，III群)では0.5Hzの差がみられるものが1例(II b群)，2 Hz以上の差があり頭皮上と深部が全く別個な周波数活動を呈しているかの如き2例（III群）が認められた．

速波帯域については，皮質下2cmの白質が最も強いパワを持ち，19例中3例に記録した皮質脳波との近似性が極めて強かった．白質部や皮質に較べると，頭皮上や視床の速波成分は小さく，殊に視床の速波帯域のパワは極めて小さかった．

開眼時の脳波変化をパワスペクトルでみると，軽症例では頭皮上および深部の両者は共に α 波帯域で著明な減衰がみられた．しかし，進行例の場合では，減衰の程度は少なく，安静閉眼時の場合よりやや速い α 波活動が存在し，視床にその傾向が強かった．この現象は程度の差はあるが，II b群の1例とIII群の8例中6例に認められた．

また，視床腹外側核から視床内を5mm間隔で

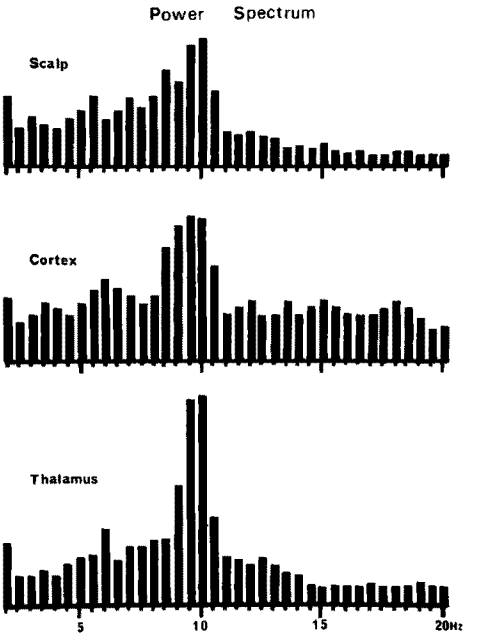

図5　頭皮上，皮質，視床脳波の周波数スペクトル
49歳男性(Grade I)，頭皮上，皮質，視床より同時に導出した約51秒間の脳波から求めたオートパワスペクトル．優位周波数(最大パワを持つ周波数）は導出3部位でほぼ一致しているが，頭皮上と皮質では α 波帯域で峰幅が広くなだらかなピークを形成しているが，視床では9.5～10Hzで鋭いピークを形成している．

導出した脳波のパワスペクトルは，先端から2cmの間では極めて良く似た形態を示し，α波帯域に限っても局部間の差異を検出することは困難であった．

3．頭皮上ならびに深部脳波のクロススペクトル分析

頭皮上脳波と視床脳波の関係について検討するために，両者のα波のリズムに重点を置き，相互間の相関々係について解析を試みた．第一段階として，頭皮上と深部間のαリズムの性状についてコレログラムの計測を行ない，次いで，頭皮上脳波の部位間位相関係，更に頭皮上と深部脳波の位相関係につい検討した．

(1)　オートコレログラムの計測

頭皮上中心部脳波と視床を中心とした深部脳波から得られたオートコレログラムを計測して，各脳波のαリズムの性状について定量的把握を試みた．

オートコレログラムの計測はDaniel氏法[14]に依り，Abundance Ratio (AR), Synchronization Ratio (SR), Rhythm Ratio (RR) について検討した（図6）．ARは平均電位に対するDominant Synchronized Rhythm (DSR) の割合を示すとし，SRはDSRの出現の安定性に関係するところから，RRはDSRのリズム性状の評価となるとされている．

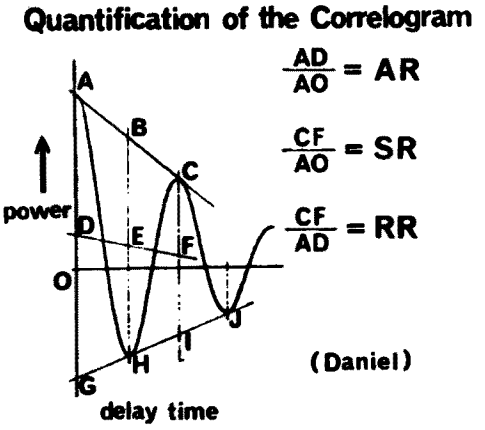

図6　コレログラムの計測
AO：input mean power. AD：input mean power of dominant synchronized activity. CF：wave to wave coincident power.
AR：Abundance Ratio. SR：Synchronization Ratio. RR：Rhythm Ratio.

3例（I群2例，IIa群1例）の頭皮上および深部脳波について計測を行なった．いずれも安静・閉眼時でαリズムが最も安定して出現している部分を分析対象とした．AR, SR, RRの値は，頭皮上および深部のいずれの場合においても，標本が長くなればなる程小さくなり，また標本長を同一にとった場合にはこれらの値は経時的に変化し，一定の値をとることはなかった．標本長を7.2秒間として，頭皮上および深部脳波のAR, SR, RRの時間的推移を1分間以上に亘って連続的に観察し，両者のαリズムについて比較した（図7～9）．

ARのサンプル時間内の平均値は視床が最も高く，次いで白質，頭皮上の順であった（図7）．これは視床脳波のDSR（α波）成分が白質や頭皮上に比して高く，白質や頭皮上ではDSR以外の不規則周波数成分が視床より多いことが示されている．ARの経時的推移では，視床と白質部の間に有意の相関が認められたが（$p<0.05$）視床と頭皮上の関係は低かった．SR, RRはいずれも視床が最も高く，白質部および頭皮上は視床の約1/2～2/3の値を示した（図8，9）．すなわち，視床脳波のDSR（α波）のリズムの

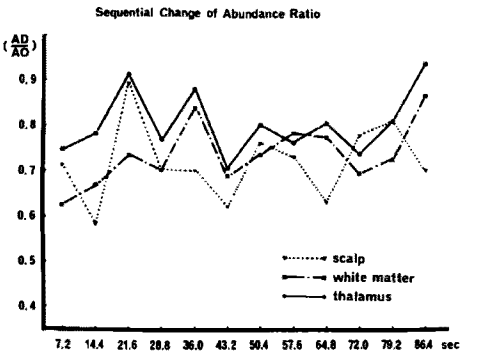

図7　Abundance Ratioの経時的変化
46歳男子—Grade I，頭皮上，白質部（皮質下2cm），視床より同時に導出した脳波について約7.2秒毎に（$\Delta\tau=2.56$msec, $\tau max=327.68$msec, $T=\tau max\times 22$）オートコレログラムを求めDaniel氏法により計測した．説明本文．

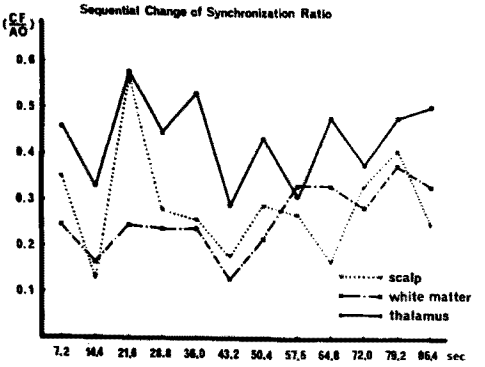

図8　Synchronization Ratio の経時的変化
図7と同じコレログラムを計測して求めた．SR は視床で最も高く，白質部，頭皮上の順になっている．視床は頭皮上の約2倍の値を持ち，視床の DSR（α 波）の規則性が良好なことが示されている．

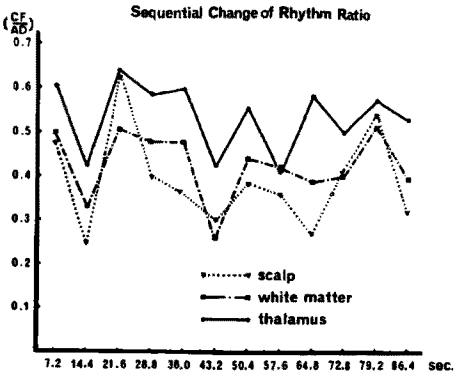

図9　Rhythm Ratio の経時的変化
図7，8と同じコレログラムを計測して求めた．説明本文．

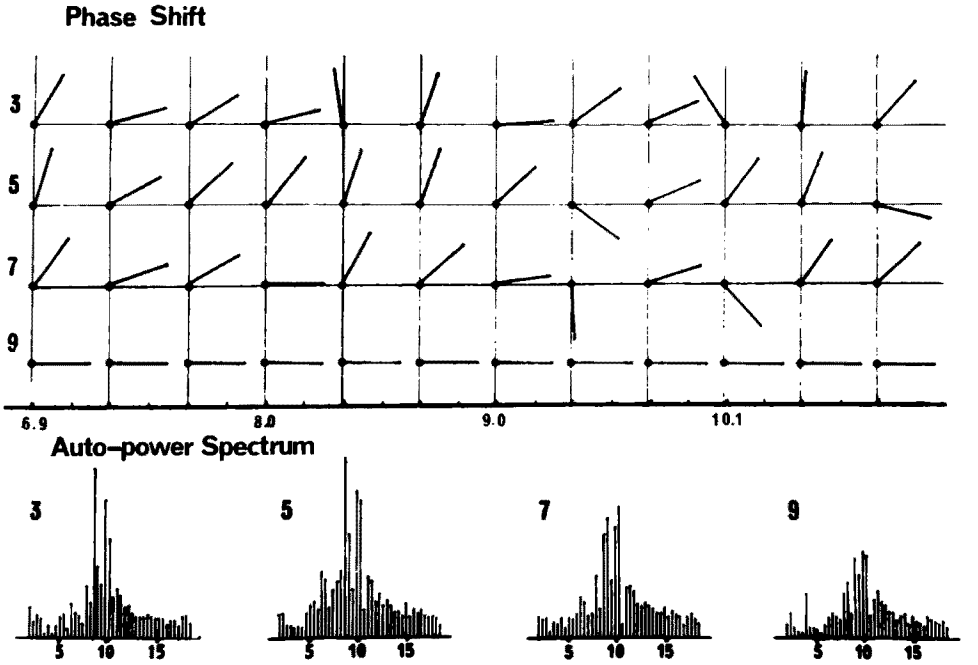

図10　頭皮上脳波の周波数スペクトルと部位間位相差
52歳女性(Grade II a)，右側耳介を不感電極として前頭部(3)，中心部(5)，頭頂部(7)，後頭部(9)から導出．位相差の上向きの振れは後頭部に対する各部位の位相の進みを表わす．コヒーレンスが高かった8.4Hz および9.6Hz，10Hz では前頭部に位相の進みがみられる．

安定性や規則性は白質部や頭皮上の脳波の約1.5～2倍の値を持つといえる．またこれらの時間的推移をみると，SRでは視床と頭皮上の間に，RRでは視床と白質部ならびに視床と頭皮上の各脳波の間にそれぞれ有意の直線関係が認められ（$p<0.05$），視床・白質部・頭皮上の三者のリズムが密接な関係を持つことが示唆された．なお，三者の相互間直線関係に関与する寄与率は35～40%であった．

(2)　頭皮上脳波の部位間位相関係

約30秒間の脳波から，自己および相互相関々数を求め，更にFourier変化によりオートならびにクロスパワスペクトルと位相差，コヒーレンスを算出した．図10にその一例を示す．後頭部を基準として頭皮上の各部のα波の位相関係をみると，各周波数によりその位相差の程度は異なり，また位相関係にも多少のバラツキが認められたが，全般的に前頭に向う程位相の進みは大きかった．優位周波数帯域の8～10Hzでは後頭←→前頭間で大きいものでは90°以上の位相差を示した．一般に前頭部←→中心部の位相差に比べて中心部←→頭頂部間あるいは頭頂部←→後頭部間の位相差が大きいという傾向がみられた．

(3)　頭皮上と深部脳波の位相関係

1）クロスコレログラム

頭皮上と深部脳波のα波の位相関係をみるために，4例（I群2例，IIa群2例）について相互相関々数の遅延0近傍のピークのphase shift（ps）を計測した（図11）．このpsは脳波の性質上その絶対置を位相差とすることは出来ないが，優位周波数成分の大まかな位相関係の指標にはなりうる．分析時間には3.5秒間の小区間分析と30秒および60秒間の長時間分析の三者について計測した．

3.5秒間の小区間分析による視床の頭皮上に対するpsは一定の値を示さず，同一症例においてもサンプリングによってその値は変化し，また時に相互の位相関係の逆転も認められた．4症例のpsでは，視床は頭皮上に対して±20msec（正方向は視床の位相の進みを示す）以内の値を示し，分析時間が長くなるとpsは小さくなる傾向がみられた．

図12に小区間分析によるpsの経時的変化の1例を示すが，視床のpsは－5～＋12msecの間にあり，一定の値は持たないが視床のα波に位相の進みを見る場合が多かった．この例の長時間分析では，30秒間で＋8 msec，60秒間で＋6 msecの位相差を示すことから，視床のα波が位相の進みを持っていると云える．しかし，症例によっては視床の位相の遅れを示す場合もみられたが，この場合においてもサンプリングを数多くとれば視床に位相の進みをみる場合が多か

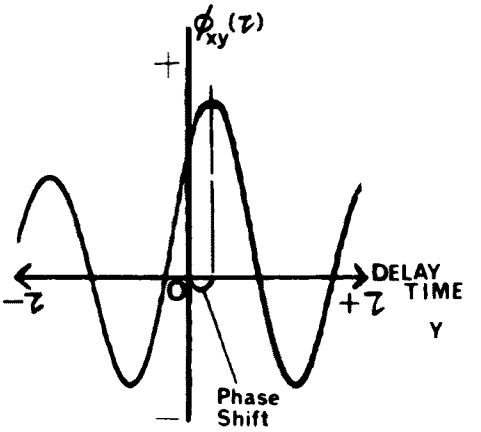

図11　phase shiftの計測
視床および頭皮上から同時導出した脳波からクロスコレログラムを求め，遅延0からピークまでの時間を計測した．説明本文．

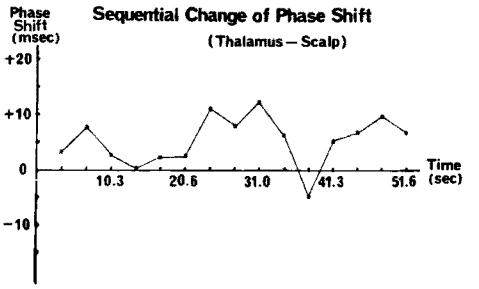

図12　Phase shiftの経時的変化
46歳男子（Grade I），同時に導出した視床と頭皮上脳波からクロスコレログラム（$\Delta\tau=2.56$msec，$\tau max=163.84$msec，$T=\tau max\times 21$）を求めphase shiftを算出した．＋側の値は頭皮上の遅れを示す．

った．すなわち，頭皮上と深部の位相関係は定常なものでは無く，相互に不規則に位相関係の逆転をみるが，視床に位相の進みを認める場合が多かった．

2）クロススペクトル分析

頭皮上と深部間の相関性を周波数毎に検討するために，6例（I群1例，II a群2例，II b群2例，III群1例）についてクロススペクトル分析を行なった．なお，分析時間は50～60秒とした．

6例中クロスパワ，コヒーレンスがα波およびその近傍周波数帯域で充分大きく，位相関係の信頼性が認められる5例のうち，4例は視床が頭皮上に対して位相の進みをしたが，1例は逆に頭皮上に位相の進みを認めた．視床に位相の進みをみる例では，視床→白質→頭皮上の順で位相の遅れを認めたが，視床と頭皮上間の位相差は周波数毎に異なり，4例の優位周波数の位相差は10°～90°であった（図13）．

深部電極間の位相関係を詳細に検討出来た1例では，視床腹外側核と1.5cm離れた視床背外側部との間に30°の位相差が認められ，腹外側核部に位相の進みがみられた．

徐波帯域および速波帯域ではα波近傍周波数帯域を除いて，全般的にクロスパワ，コヒーレンス共に低く有意の位相関係は認め難いと思わ

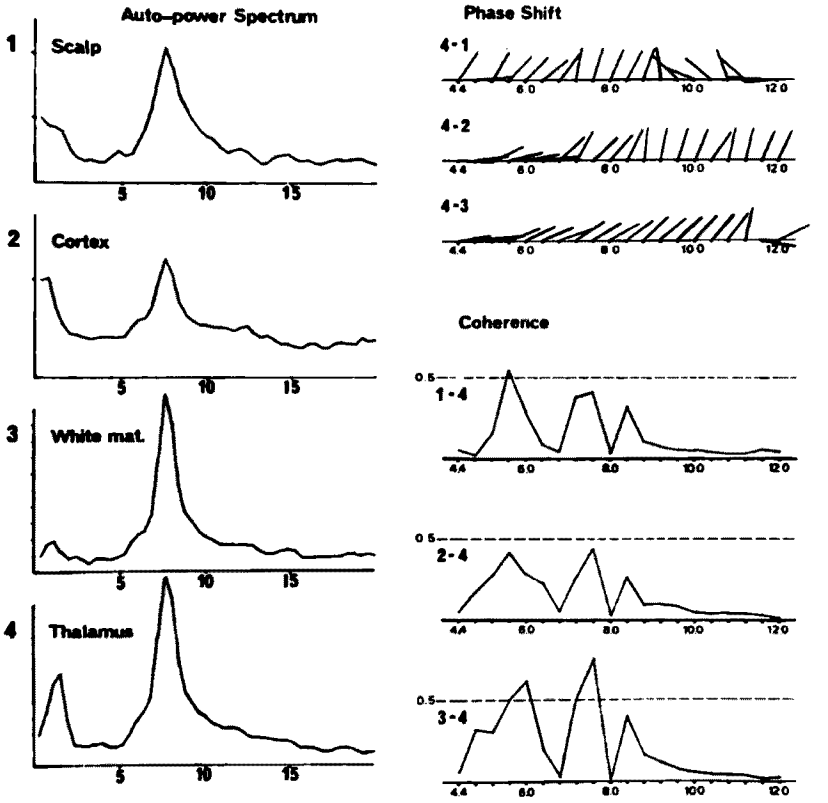

図13　頭皮上，皮質，白質，視床の位相関係
頭皮上，皮質，白質(皮質下2cm)，視床より同時に導出した脳波よりえられたオートパワスペクトルおよび視床に対する各導出部位の位相差とコヒーレンス
55歳男子（Grade III）$\Delta\tau=10.24$msec，τmax≒2.62sec，T＝τmax×22，Δf＝0.4Hz，優位周波数は7.6Hzで徐化が強い．各導出部位の優位周波数はほぼ一致しており，視床に対するコヒーレンスも7.6Hzで高い値を示す．位相関係も7.6Hzで視床は頭皮上に対して72°，皮質に42°，白質に34°位相の進みがみられる．また5，6 Hzでもコヒーレンスが高く，同様の位相関係を示す．

れたが，コヒーレンスが有意レベルを越えた1例では，5.6Hz で視床から頭皮上に向う漸進的位相差が観察された．

α 波の位相伝播の速度を周波数と位相差から算出すると，視床←→頭皮上中心部間を刺入された深部電極の平均的深さを6.5cmとした場合，2.4～21.6m/s が得られた．

綜括ならびに考按

1．パーキンソニズムの頭皮上脳波

パーキンソニズムの脳波については，これまでにも数多くの報告がなされている．諸家の報告をまめると，パーキンソニズムの脳波の特徴は α 波の徐化（slowing）と dysrhythmia であり，パーキンソニズムに他の特異的な脳波変化はないとされている[17)20)22)24)38)39)51)52)55)62)65)69)]．

本研究では脳波像を周波数領域のパワスペクトルの面からその微細構造について検討し，パーキンソニズムの脳波変化の特徴を定量的に把握することを試みた．今回の結果では，諸家の報告と同様に，α 波の徐化とこれと密接な関係にある α 波の帯域比率の低下，θ 帯域比率の上昇が示され，これらはわれわれの手術適応の基準との密接な関連性が認められた．われわれの手術適応の規準は定位脳手術の遠隔成績から分類したものであり，Yahr ら[81)]の病状進行度と全く一致する[44)]．すなわち病状の進行に伴って一側から両側性に症状の出現がみられ，ADL の低下と共に bradykinetic な症状が強く現われて来る．これまでにも α 波の徐化を bradykinesia と関連づけた報告がみられるが[17)20)55)]，今回の結果はこれを強く支持するものであろう．しかし，bradykinesia がわれわれの手術適応の段階に沿って直線的に強くなると仮定した場合，α 波の徐化の程度との関係は有意であるが，相互依存性は40％程度であり，統計的には病状進行度と α 波帯域比率の関係の方がより強いと云えるようである．病状進行度と α 波帯域比率の相互依存性が98％と極めて高い値を持つことは，脳波がパーキンソニズムの手術適応や病状進行の程度を判定する上に有力な補助手段となり得ることが示されている．また，抗パーキンソン剤などの投与により臨床症状が改善しても脳波所見は悪化する例が多いことも，病状進行度を知る上で脳波は有用であることが強調されている[17)65)]．すなわち，脳波で平均周波数が得られれば，図3，4－A，4－B を参考にすると病状進行の程度の大略を脳波のみからでも把握し得ると思われる．

病状進行度に沿って分けた帯域平均比率（図3）で，II a 群は I 群に，II b 群は III 群にそれぞれ近似のパターンを呈することは興味深い．このII a とII b をII群としてまとめたのは，臨床症状や定位脳手術を行なった直後の成績では両者に明らかな差異を認めるが，遠隔成績の良い例を比較してみるとこれらは区別出来ないという統計的，臨床的事実にもとづいている[44)]．しかし脳波上からは明らかな差が認められ，この差は今後検討すべき問題であろう．

パーキンソニズムの患者年齢が平均55歳を越えることから，α 波の徐化と加齢や背景の脳循環動態との関係を考慮する必要がある．高齢者脳波に関する諸家の一致した見解は，70～80代においても神経学的に異常のない例では，若年者に比較して平均周波数で 1 Hz 程度減少して平均 9 Hz であると云われている[42)47)56)66)]．α 波の徐化を動脈硬化性病変と関連づけた報告もあるが[24)53)]，加齢や循環動態の影響を否定し，病態そのものとの関連を重視する報告が多い[20)65)68)]．今回の結果でも，年齢と優位周波数，年齢と α および θ 帯域比率の間には何ら有意の関係はみられず，病態そのものに依る脳波変化であることが明確に示された．

パーキンソニズムの脳波の特徴抽出の一環として，正常健康者との対比のもとに，いくつかのパラメータ間の関係について検討する際に，パワスペクトルを帯域比率に変換して個体間の比較を行なった．これは，脳波の個体差や個体の経時的変動が量的に把握されていない現時点において，パワスペクトルの周波数分解能とパワの値の間の信頼性が臨床的立場に十分反映されるように意図したためである．すなわち，周波数分解能を小さくすればする程，個々のパワスペクトルの値の信頼性は低くなり，逆に周波数分解能を大きくすれば信頼性は高くなることから[28)]，脳波の統計的性質の検討に対する一つの方法として，また同時に臨床的意義も十分に満

足させるよう勘案したためである．この結果，優位周波数と各帯域比率の関係をみても，「パ群」「対照群」「パ群＋対照群」のいずれもほぼ等しい相関性を示していた．しかし，優位周波数と各帯域比率の関係が広帯域と狭帯域で異なったり，また狭帯域の関係の細部が「パ群」と「対照群」で多少異なっていた．これはパワスペクトルが優位周波数を中心とした左右対称性の分布を持たず，時には多峰性ピーク形態を示すことなどから，優位周波数の変動がパワスペクトルの細部に与える影響は少なく，その結果として狭帯域との関係はバラツイて来るものと考えられる．「パ群」と「対照群」の差異は両者の優位周波数に差があるためと思われる．また，優位周波数とその近傍周波数が幅広く分布する「パ群」を「対照群」と一緒にした統計値では，パワスペクトルで優位周波数とその近傍の帯域比率が強いため，優位周波数と各狭帯域の間の相関性が幅広くなって来るものと考えられる．

これらの事項から，「パ群」と「対照群」の脳波の統計的性質は本質的に異なるものでは無いと思われ，「パ群」の特徴は優位周波数（α 波）の徐化とそれによって影響を受ける各帯域比率の変化ということになり，進行例においては，本来の α 波の定義からはずれるが，7.2Hz あるいは6.9Hz の α 性律動または α 波の異常徐化の存在を示すものと考えられる．

2．深部脳波と頭皮上脳波の相関

(1) 深部脳波について

ヒトの深部脳波については種々の疾患の治療の場を通して，ヒトの皮質下機構の研究の一環として検討されて来た[26)63)64)75)78)]．しかし，深部脳波に関する系統的研究は少なく，多面的且つ詳細に検討が進められている頭皮上脳波に較べて，ヒト深部脳波についてはまだ知られていないことが多い．頭皮上脳波と密接な関係があると思われる視床を中心とした深部脳波に関する報告をまとめると，視床近傍では頭皮上と同じく α 波が主体であり，頭皮上の α 波は視床由来のものばかりでは無く，開眼や疼痛刺激による反応をみても，両者の反応が independent であることもある[6)11)26)70)78)]．また，α 波やその近傍周波数では高電位で，頭皮上の2～3倍を示し，皮質下2㎝で最大であることや，電極間距離の数㎜の変化で脳波の様相が大きく変わるが，解剖学的および機能上から予想される特徴的所見は無いとされている[3)11)51)52)55)]．これまでの報告では，α 波に限ってみても，頭皮上脳波と深部脳波は全く無関係であるとは云えないが，相互の independent な面が強調されている[7)16)26)45)54)55)]．

今回の結果は，脳波の肉眼的観察の面では諸家の報告と全く同じであるが，種々の相関分析的手法を用いることによっていくつかの知見が得られた．α 波に限って列記すると，1）視床と頭皮上の α 波のスペクトル構造は軽症例では近似性が認められる．2）頭皮上ではなだらかな単峰性あるいは多峰性ピークを持つが，視床では峰幅の狭いスペクトルピークを示すことが多い．3）両者の優位周波数は多くは一致するが，一致しないこともある．4）視床の α 波の規則性および安定性は頭皮上に比較して著明に高い．5）進行例の一部を除いて，両者の α 波活動に密接な関連性がある．

これらの結果から視床深部脳波と頭皮上脳波の関係を検討する際に，両者の生理学的特質と両者の記録電極による記録範囲の差の両面から考察する必要がある．一般に，頭皮上では6㎠の範囲が等電位であるが，脳内ではこの1/10と云われている．したがって両者のパワスペクトルは，この記録範囲のサンプリング時間内の平均過程を示すものである．頭皮上は視床に較べて非常に広範囲の周波数活動が記録されているので，皮質の広汎に同期化した成分と局部的成分や，周波数で安定して出現する成分と一過性成分の各々が混在したものの平均過程が示されている．このため α 波のスペクトル構造は，全般的になだらかな単峰性かあるいは多峰性スペクトルを形成するものと考えられる．他方，視床では極めて狭い範囲内の周波数活動を反映していると思われ，比較的均一な周波数活動がみられる．これは，パワスペクトル構造だけでなく，コレログラムの計測値で AR, SR, RR をみても頭皮上では不規則成分が多いことや，DSR（α 波）の規則性や安定性が低いことからも明らかである．また，このような相関分析の面からみれば，視床脳波の α 波と種々の周波数活動

が広範囲に平均化された頭皮上のα波が，脳波の肉眼的観察からでは位相関係を含めて一対一の対応関係が認められないことは容易に理解出来る．しかし，数㎜の範囲を記録する銀ボール電極による皮質脳波と頭皮上脳波のパワスペクトルやAR, SR, RRの値が両者で近似であることは，頭皮上の不規則性周波数活動が大脳皮質の生理学的特徴を示しているとも考えられる．

パワスペクトルにおける優位周波数が視床と頭皮上で必ずしも一致しないことは，前述の如く頭皮上脳波の平均過程を考えた場合，両者間の密接な関係を持ったα波の存在を否定することにはならない．AR, SR, RRの経時的推移で頭皮上と視床の間に有意の直線関係が存在することや，両者のクロスパワスペクトルがα波帯域で大きく，また有意のコヒーレンスが得られることなどは，いずれも両者間に密接な関係を持つα波成分が存在することを示すものである．

視床深部脳波のα波スペクトルは，同側耳介を基準電極とした場合に電極先端の視床腹外側核から1.5～2㎝までの間で明確な差を示さない．これは脳内では数㎜の変化で脳波の様相が大きく変わるという諸家の報告と異なる．著者が使用した電極の記録範囲がやや広いことも考えられるが，深部短距離間の位相差の存在から，周波数活動はサンプル時間内に平均化されて極めて良く似たスペクトルを示すという可能性もあり，クロススペクトル分析の立場から今後更に検討を要する問題であると考えられる．

視床深部脳波のα波以外の成分は，相関分析の面からみても，これまでの報告と全く同じである．徐波には特徴的所見はみられないが，速波は皮質および皮質下2㎝の白質に強く，皮質に固有の成分であると思われた．しかし，この速波を頭皮上と皮質のパワスペクトルで比較した場合，皮質から頭皮上へ field spread により伝播される際に頭蓋骨や頭皮で filt out されているようにみえる．これは，前述の如く頭皮上の記録範囲が広いことから，皮質の局在性成分である速波が互いに in phase でないため，頭皮上では平均化されて速波成分が少なくなると思われる．

開眼時の視床深部脳波は，軽症例では頭皮上と同様にα波およびその近傍周波数帯域で著明なパワの減衰がみられたが，進行例では影響は少なく，視床においてこの傾向はより顕著であった．Englandら[17]は開眼時パーキンソニズムの頭皮上脳波の変化を網様体賦活系の侵襲と関連づけているが，開眼による反応が病状進行の程度と相関することはまた興味深い．

(2) 頭皮上と深部脳波のα波の位相関係について

Adrianら[2]によって頭皮上の前頭部と後頭部でα波が180°の位相差がみられることが指摘されて以来，これまでにも種々の方法によってこの位相関係について検討が行なわれて来た．位相差の説明として本川[48]は，1）物理的波及説，2）生理学的協調説，3）準定常波説の3つを考え，このうち生理学的協調説を最も可能性があるものと考えた．しかし一条[34]は脳波の導出法による見かけ上の現象として説明できる場合があることを示して，その評価に際して注意をうながしている．α波の位相関係の生理学的意味付けについては，現在も未解決な問題が多いが，脳の導出部位間の生理的協調作用に関する有力な情報源と考えられ[79]，α波発生機構の解明の重要な手掛りとして検討が進められている[21)33)37)40)49)74)76]．しかし，これまでの報告では頭皮上に関するものにほぼ限定されており，脳深部との関係について検討されたものは極めて少なく，頭皮上のα波の位相関係の生理学的意義に関するいくつかの推論も，皮質下との関係についてはこれを裏付ける根拠に乏しいものである．

これまでに報告されたα波の位相関係についてみると，頭皮上では左右の半球間の位相差は僅少であるが，前後方向で位相差が大きいと云われている[21)27)33)36)41)57)77]．前後方向では，前頭から後頭に向かって位相の遅れをみる場合やこの逆のこともあり，時間経過でこの関係の逆転が繰り返されることもある[11)15)25]．この漸進的位相の関係は，“sweep of alpha”，“travelling wave”或いは位相の伝播と表現され，頭皮上前後方向の位相伝播は被験者に比較的固有であるとも言われている[5)11)25)61)73]．一般に前頭に位相の進みをみることが多く，鈴木ら[72)73]のクロスス

ペクトル分析の結果では前頭・後頭部間で90°～180°の差が得られている．左右半球間では，前述の如く僅少で平均0.83～2.5msecであり，半球間の位相伝播を示唆するような一側の定常な位相の進みはみられないとされている[21)60)76)]．しかし，左右対称部の位相関係が3～5秒に1回の割合で逆転したり，位相差も前頭では小さいが後頭では大きくなることや，頭皮上を時計方向あるいは反時計方向に位相差の回転がみられることもあるなど，頭皮上のα波の位相関係は複雑な性状を示している[21)27)30)]．α波の位相伝播の生理学的意義については明らかではない．しかし，位相伝播の方向が意識水準で変わったり[66)]，左右半球の位相関係が精神活動により変化して特有のパターンを示したり[36)]，精神遅滞者や汎性α波を示す例では正常者と異なるという報告もある[33)61)]．これらの結果から位相伝播の方向が何んらかの脳の機能に関与していることが推定されている．

本研究において，頭皮上の前後方向の位相関係についてクロススペクトル分析を試みたが，鈴木ら[73)]の結果と全く一致し，前頭から後頭に向う位相の伝播を認めた．鈴木は位相差が中心部から頭頂部で大きいが，この部分でのコヒーレンスの値が低いことを重視している．この現象はToposcopeによる研究でも指摘されており[25)]，このことからもα波の位相関係の機序は単純に皮質過程だけでは説明出来ず，皮質下機構との関連の下に追求されるべきである考えられている[28)77)]．

頭皮上と深部のα波について，相関分析法の開拓者の一人であるBrazier[8)9)]も両者間の密接な関係を認めている．本研究のα波位相関係の結果では，クロスコレグラムの計測によるphase shiftの一方向への優位性やクロススペクトル分析における位相関係をみても，頭皮上脳波と視床深部脳波のα波の密接な関係が示された．また，α波の位相関係が視床→白質→皮質→頭皮上あるいはこの逆方向の方向性が存在することは，皮質固有とされる位相伝播が視床←→頭皮上間にも存在することを示し甚だ興味深い．Cooperら[12)]も深部から皮質に向う位相の伝播を認めており，いわゆる“travelling wave”の皮質下起源説についても考察している．本研究結果では，視床から頭皮上に向かう位相伝播の方向を示すものが多いが，逆方向のものもあり両者の位相関係を皮質下起源の“travelling wave”で説明することは困難である．AR, SR, RRの頭皮上と視床間の関係をみても，相互のα波が密接な関係を持つが，また相互の独立性もみられることから，この視床←→頭皮上の位相伝播の存在は視床・皮質が一体となってα波の調整を行なっていることを示すものと思われる．

α波のような広汎に同期化されたリズムの発生機序として，古くから概念的にはいわば多くの発振器ともいえるもの同志が相互に部分的に影響し合って安定したリズムを作り出すというWiener[80)]の理論で説明されている．しかしこの発振器の生理学的あるいは解剖学的意義付けについては現在も十分になされていない[49)]．α波の発生機構における位相差の発現機序は，頭皮上の知見から次のように考えられている．すなわち，皮質細胞群の興奮によって生ずる同期化の程度は細胞相互間の引っぱり込み(mutual induction)の強さによって定まり，これが皮質のIII～IV層を経て伝えられるいわゆる“travelling wave”の影響を受けてα波の位相差を生ずる[11)59)]．この皮質過程における機序の説明に対して，脳内位相伝播の機序は全く解っていない．α波の位相伝播の速度は，頭皮上で1～20m/sといわれており[11)]，今回の著者の成績でも視床・皮質間を直線距離の6.5cmとした場合2.4～21.6m/sの値が得られ，頭皮上と極めてよく一致する．しかし視床深部の1.5cmでα波の位相差が30°を示す例がみられたことは，皮質下では頭皮上と比較して位相伝播の速度がおそいという可能性も考えられる．

視床と皮質間の位相伝播は視床非特殊系や視床・皮質下同期系などを介して行なわれていると思われる[31)35)46)50)]．これは，視床内の諸核と頭皮上の比較的限局した部分の間に相互の脳波に強い直線関係があるというBrazier[9)]の報告やAndersenら[4)]の実験結果，さらに頭皮上脳波のα波の位相関係の近似性から頭皮上を3つに分けられるというHoriら[30)]の報告もこれを示唆するものと考えられる．また，視床と頭皮上間の

限局された部分の直線関係は睡眠によって失われることは[9]，これらの同期系がより下位の脳幹網様体のコントロールを受けていることを示すものと思われる．

この研究では視床腹外側核に深部電極を挿入した関係で，これと最も密接な関係にある頭皮上中心部の α 波について分析したが，位相伝播の脳内機序の解明には，前述した視床・皮質間の同期系に関与する皮質下諸核間の詳細な検討を要すると考えられる．

結　　論

パーキンソニズム患者の定位的視床手術の際に得られた頭皮上ならびに視床を中心とした深部脳波について相関分析を行ない次のような結果を得た．

1）パーキンソニズム患者の頭皮上脳波の特徴は，α 波の徐化と優位周波数（平均周波数）の近傍周波数帯域の帯域比率の変動で示され，これらは病状進行の程度と直線関係が認められた．

2）優位周波数と帯域比率の関係からみると，パーキンソニズム患者の脳波は，その統計的性質において正常健康者の脳波と同じである。

3）視床を中心とした深部脳波の α 波およびその近傍周波数帯域のスペクトル構造は，軽症例では近似性が認められたが，進行例では差異が出現する傾向がみられた．また，開眼時に軽症例では頭皮上・深部共に同様に反応するが，進行例では両者の反応に差が認められた．

4）頭皮上と深部には密接な関係を持つ α 波成分が存在したが，各々の独立性を示す所見も認められた．

5）頭皮上の α 波の位相関係は前頭←→後頭間で90°以上の位相差が認められ，前頭から後頭に向う位相伝播の方向性がみられ，頭頂・後頭間の位相変化が顕著であった．

6）頭皮上と深部間で α 波および近傍周波数で位相伝播がみられ，視床→白質→皮質→頭皮上あるいはこの逆方向の位相伝播が認められ，頭皮上と視床間の α 波の位相差は10°～90°であった．

7）頭皮上と視床の位相差から位相伝播の速度は2.4～21.6m/s であった．

以上の結果につき，文献的考察を加え報告した．

稿を終えるにあり，終始御懇篤なる御指導と御校閲を戴いた恩師西本詮教授ならびに，徳島大学脳神経外科松本圭蔵教授，および香川大学脳神経外科大本堯史教授に心からの感謝を捧げます．

文　　献

1）赤池弘次：スペクトル解析「相関々数およびスペクトル」．磯部編．東大出版会．東京（1968）pp. 28—46.

2）Adrian ED and Yamagiwa K : The origin of the Berger Rhythm. Brain (1935) **58**, 323—351.

3）Albe-Fessard D, Arfel G and Guiot G : Activités électriques caracteristiques de quelques structures cerebreles chez l'homme. Ann chir (1963) **17**, 185—214.

4）Andersen P, Andersson SA and Lφme T : Nature of thalamocortical relations during spontaneous barbiturates spindle activity. J Physiol (1967) **192**, 283—307.

5）Barlow JS and Estrin T : Comparative phase characteristics of induced intrinsic alpha activity. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1971) **30**, 1－9.

6）Brazier MAB and Casby JU : An aplication of the M. I. T. digital electronic correlator to a problem in EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1951) **3**, 375.

7）Brazier MAB and Casby JU : Crosscorrelation and autocorrelation studies of electroencephalographic potentials. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1952) **4**, 201—211.

8）Brazier MAB and Barlow JS : Correlation analysis of the depth recordings from the basal ganglia. Electroencephalogr Clin Neurophsiol (1957) **9**, 171.

9) Brazier MAB : Electrical activity recorded simultaneously from the scalp and depth structures of the human brain. J Nerv & Ment Dis (1971) **147**, 31—39.

10) Bruck MA : Average voltage as a measure of phase synchrony in the EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1965) **19**, 601—605.

11) Cooper R and Mundy-Castle AC : Spatial and temporal characteristics of the alpha rhythm ; a toposcopic analysis. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1960) **12**, 153—165.

12) Cooper R, Winter AL, Crow HJ and Walter WG : Comparison of sub-cortical, cortical and scalp activity using chronically indwelling electrodes in man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1965) **18**, 217—228.

13) Cracco RQ : Travelling waves of the human scalp-recorded somatosensory evoked response ; effects of differences in recording technique and sleep on somatosensory and somatomotor responses. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1972) **33**, 557—566.

14) Daniel RS : Electroencephalographic correlogram ratios and their stability. Science (1964) **145**, 721—722.

15) Darrow CW, Wilcott RG, Siegel A, Stroup M and Arrons L : Instrumental evaluation of EEG phase relationships. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1956) **8**, 333—336.

16) Diemath HE, Enge S and Lechner H : EEG depth leads during stereotaxic brain surgery, Confin Neurol (1970) **32**, 263—271.

17) England EC, Schwab RS and Peterson E : The electroencepharogram in parkinsons syndrome. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1959) 11, 723—731.

18) 藤森聞一，他編：「脳の電気現象の分析法とその応用」，医学書院．東京 (1966).

19) 藤原秀雄，長嶋秀世，高橋静昭，斉藤泰彦，小林敏孝：脳波の三次元頭皮上電位分布を用いた脳波発生源の推定法，工学院大学研究報告 (1985) **50**, 167—171.

20) 古幡憲郎：Parkinson 病の脳波学的研究．脳波と筋電図 (1979) **7**, 283—291.

21) Garoutte B and Aird R : Studies on the cortical pacemaker ; synchrony and asynchrony of bilaterally recorded alpha and beta activity. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1958) **10**, 259—268.

22) Ganglberger JA : The EEG in parkinsonism and its alterations by stereotaxically produced lesions in pallidum or thalamus. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1961) **13**, 828.

23) Giannitrapani D and Darrow CW : Differences in EEG time relationships in right and left handed individuals. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1963) **15**, 721.

24) Hassler R, Riechert T, Mundinger F, Umbach W and Ganglberger JA : Physiological observations in stereotaxic operations in extrapyramidal motor disturbances. Brain (1960) **83**, 337—350.

25) 早坂　啓：計数管トポスコープによる脳波の研究．精神神経誌 (1062) **64**, 781—794.

26) Hayne RA, Belinson L and Gibbs FA : Electrical activity of subcortical areas in epilepsy. Electroencephalogr Clin, Neurophysiol (1949) **1**, 437—445.

27) Hoovey ZB, Heinemann U and Creutzfeldt OD : Interhemispheric synchrony of alpha waves. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1972) **32**, 337—347.

28) Hord PJ, Johnson LC, Lubin A and Austin MT : Resolution and stability in the autospectra of EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1965) **19**, 305—308.

29) Hord DJ, Nation P and Johnson LC : Intensity and coherence contoures during self-regulated high, activity. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1972) **32**, 429—433.

30) Hori H, Hayasaka K, Sato K, Harada O and Iwata H : A study on phase relationship in human alpha activity. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1969) **26**, 19—24.

31) Horuath FE and Buser P : Thalamic-caudate-cortical relationships in synchronized activity. I. Differentiation between ventral and dorsal spindle systems. Brain Research (1972) **39**, 21—41.

32) Imahori K and Suhara K : On the stastical method in the brain wave study. Part I. Folia Psychiat. et Neurol Japonica (1945) **3**, 137—55.

33) 井上 健, 篠崎和弘, 矢ヶ崎明美：汎性 α 波の伝播方向について. 臨脳波 (1983) **25**, 314—319.

34) 一条貞雄：α 波の部的位相差について. 臨脳波 (1974) **16**, 603—608.

35) Jasper HH : Diffuse projection system. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1949) **1**, 405—419.

36) 時々輪浩穏, 本岡崇子, 清野茂博, 渡部 悟：α 波の位相の半球間連関. 臨脳波 (1983) **25**, 304—313.

37) Joseph JP, Remond A, Rieger H and Sesiver N : The alpha average. II. Quantative study and the proposition of a theoretical model. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1969) **26**, 350—360.

38) Jurko MF and Andy OJ : Serial EEG study follewing thalamtotmy. Electroenceohalogr Clin Neurophysiol (1965) **16**, 500—503.

39) Laidlaw J and Catling J : An EEG assesment of encephalopaty in parkinsonism. J Neurol. Neurosurg and psychiatry (1964) **27**, 232—236.

40) Lehmann D : Multichannel topography of human alpha EEG fields. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1971) **31**, 439—449.

41) Liske E, Hughes HM and Stowe DE : Cross-correlation of human alpha activity ; normative data. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1967) **22**, 429—436.

42) 柄澤昭秀, 川島寛司, 笠原洋勇：老人における α 波周期, 臨脳波 (1978) **20**, 174—182.

43) 河島敏彦, 藤本秀雄, 宇都宮敏男：α 波の発生状態と視覚刺激誘発脳波の相関性. 電子通信学会技術報告 (1982) **81**, MBE81—99.

44) 松本圭蔵, 大本堯史, 難波真平, 宮本俊彦：パーキンソニズムに対する定位脳手術. 外科治療 (1971) **24**, 245—252.

45) Meyers R, Knott JR, Hayne RA and Sweeney D : The surgery of epilepsy. J Neurosurg (1950) **7**, 337—346.

46) 六川二郎, 中田崇朝：視床疾患の脳波. Clin Neuroscience (1985-6) **3**, 654—658.

47) Mundy-Castle AC, Hurst LA, Beerstecher DM and Prinsloo T : The electroencephalogram in the senile psychoses. Elctroencephalogr Clin Neurophysiol (1954) **6**, 245—252.

48) 本川弘一：脳波. 共立出版. 東京 (1947) pp. 72—84.

49) 森薗正樹, 渡辺裕貴, 滝川守国, 松本 啓：ヒト脳波の相互相関に関する定量解析. 脳研会誌 (1984) **10**, 78—79.

50) Newmark ME, Theodore WH, Sato S, De LA Pazr, Patronas N, Brooks R, Jobbari B and Dichiro G : EEG, transmission computed tomography and position emission tomography with Fluorodeoxy grucose 18F : their use in adults with gliomas. Arch Neurol (1983) **40**, 607—610.

51) 西本 詮, 松本圭蔵, 大本堯史：パーキンソニズムの視床腹外側核を中心とした脳波学的知見について—視床脳波分析について. 臨脳波 (1969) **11**, 181—192.

52) 西本 詮, 松本圭蔵, 大本堯史, 谷川雅洋, 宮本俊彦, 村上昌穂：視床深部脳波 — その脳波分析と臨床像の関係. 臨脳波 (1971) **13**, 315—325.

53) Obrist WD, Sokoloff L, Lassen NA, Lane MH, Butler RN and Feinberg I : Relation of EEG to cerebral blood flow and metabolism in old age. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1963) **15**, 610—619.

54) Okuma T, Shimazono Y, Fukuda T and Narabayashi H : Cortical and subcortical recornings in non-anesthetized and anesthetized period in man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1954) **6**,

269—286.

55) 大本堯史：パーキンソニズムの視床腹外側核に関する電気生理学的研究（I）．岡山医誌 (1967) **79**, 281—295.

56) Otomo E and Tsubaki T : Electroencephalography in subjects sixty years and over. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1966) **20**, 77—82.

57) Papakostopoulos D, Cooper R and Waltar WR : A technique for measurement of phase relations of the EEG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1971) **30**, 562—564.

58) Petsche H and Rappelsberger P : Influence of cortical incisions of synchronization pattern and travelling waves. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1970) **28**, 592—600.

59) Petsche H and Sterc J : The Significance of the cortex for the travelling phenomenon of brain waves. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1968) **25**, 11—22.

60) Rusinov VS and Grindel OM : Correlation analysis of central EEG rhythms of the healthy human cortex ; in electrophysiology of the central nervous system. Rusinov ed, Plenum Press, New York (1970).

61) Saito Y and Harashima H : Tracking of informations within multichannel EEG record causal analysis in EEG ; in Recent anvances in data processing, Yamaguchi and Fujisawa eds, Elsevier, Amsterdam (1981) pp. 133—146.

62) Schwab RS, England AC and Peterson E : Comparison of EEG findings in parkinsons disease. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1958) **10**, 186.

63) Sem-Jacobsen CW, Bickford RG, Petersen MC and Dodge HW : Depth distribution of normal electroencephalographic rhythms. Proceedings of the meeting of the Mayo Clinic (1953) **28**, 156—161.

64) Sem-Jacobsen CW, Petersen MC, Dodge HW, Lazorte JA and Holman CB : Electroencephalographic rhythms from the depth of the parietal, occipital and temporal lobes in man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1956) **8**, 263—278.

65) 正田孝明，森　保子，片山善明，武内　望，堀口　淳，中川　学，柿本泰男：パーキンソン氏病の大脳誘発電位と周波数分析．臨脳波 (1983) **25**, 551—556.

66) Shaw JC and McLachlaw KR : The association between alpha rhythm propagation time and level of arousal. Psychophysiology (1968) **4**, 307—310.

67) Silverman AJ, Busse EW and Barnes RH : Studies in the procsses of aging. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1955) **7**, 67—74.

68) Simpson JA and Khuraibet JA : Readiness potential of cortical area 6 preceding self movement in parkinson's disease. J Neurol Neurosurg and Psychiatry (1987) **50**, 1184—1191.

69) Sirakov AA and Mezan IS : EEG findings in parkinsonism. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1963) **15**, 321—322.

70) Spiegel EA and Wycis HT : Thalamic recordings in man with special reference to seizure discharge. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1950) **2**, 23—27.

71) 寿原健吉：脳波の周波数分析とその統計理論的意味について．北大応電研記事 (1948).

72) 鈴木宏哉，堅田明義，鮫島宗弘，寿原健吉：脳波の局所特性と局所間関係に関する相関分析的研究．東京教育大学教育学部紀要 (1968) **14**, 167—183.

73) 鈴木宏哉，堅田明義，木谷信子，鮫島宗弘，寿原健吉：頭皮上脳波の位相関係の解析．第11回日本ME学会予稿集 (1971) 159.

74) 滝川守国：経時的主成分分析法による脳内相互相関の解析．脳研会誌 (1986) **12**, 112—113.

75) Valasco M and Valasco F : Subcortical correlates of the somatic, auditory and visual cortex activities. II. Referential EEG responses. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1986) **63**, 62—67.

76) Walsh EG : Autonomy of alpha rhythm generators studied by multiple channel cross-correlation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1958) **10**, 121—130.

77) Walter DO, Rhodes JM, Brown O and Adey WR : Comprehensive spectral analysis of human generators in posterior cerebral regions. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (1966) **20**, 224—237.

78) Williams D and Parsons-Smith G : The spontaneous activity of the human thalamus. Brain (1949) **72**, 450—482.

79) Wiener N : Nonlinear problems in random theory ; MIT Press, New York (1958) p. 131.

80) Wiener N : Cybernetics ; in control and communication in the animal and machine. John Wiley and Sons, New York (1948).

81) Yahr MD : The treatment of parkinsonism. Current concept. Med Clin N Am (1972) **56**, 1377—1392.

Correlation of EEG analysis and Parkinsonism

Masahiro TANIGAWA
Department of Neurological Surgery,
Okayama University Medical School,
Okayama 700, Japan
(Director : Prof. A. Nishimoto)

Scalp and depth EEG were obtained during thalamotomy in 19 Parkinsonian patients, and a correlation analysis was performed to demonstrate additional information.

1) The decrease in mean frequency of alpha and increase in theta activity constituted a characteristic feature in Parkinsonism. The degree of these findings was closely related to the progression of the disease.

2) Simultaneous recordings in the thalamus and the scalp tended to show approximate spectral values in mild cases, but demonstrated some differences as the disease progressed.

3) Comparison of scalp and thalamic recordings revealed the existence of coincident and independent alpha activities in each area.

4) Cross-correlation analysis of the scalp EEG revealed that there were some progessive changes in phase relationships, including advance of activities from the front and delay of from the occiput with phase shifts over 90°.

5) Travelling waves were also found in the depth EEG, and the direction was from the thalamus to the cortex in some cases, but reversed in others.

The phase shifts of alpha activities between the scalp and the thalamus were from 10° to 90°. From these values, the conduction velocity of the spreading alpha were from 2.4m/s to 21.6m/s.