

第9章 上位および下位の情報処理系との関連

3Hz-AEPの発生源に対応する脳内部位については、これまでの議論からは全く不明である。本章では、3Hz-AEPの発生機構についての手掛かりを得る目的で、以下の検討を行う。

まず下位の神経系の活動の指標として、主に脳幹部の神経活動によるとされる聴性脳幹反応の左右差と、3Hz-AEPの左右差との関連について検討した。

次に上位の情報処理系の活動の指標として、視床と大脳皮質との神経活動によって形成されるとされる α 波-ブロッキングの左右差について検討する。

さらに、被験者に情報負荷を与え、これが3Hz-AEPの左右差にどのような影響を及ぼすかについて検討する。

9-1. 聴性脳幹反応との関連

聴性脳幹反応 (ABR: Auditory Brainstem Response) は聴性誘発反応 (第4章) のうちでも安定性の良さ、再現性の良さ、記録の容易さ、反応閾値の低さなどの点で多くの利点を有するため、臨床的には現在最も広く利用されている反応のひとつである (第4章)。クリック音によって誘発される典型的なABRの波形は6~7個の頭頂部陽性のピークから成っており、それぞれのピークの由来する神経核はほぼ明らかにされている (Stockardら, 1977) (図9-1)。さらに最近の研究によって、ABRはこれら速波成分の他に、V波 (図9-1) に重なりあうように記録される、やはり頭頂部陽性の緩徐波成分から構成されることも確認されている (Davis, 1976; 大西, 1976; Suzuki, 1977) (図9-2)。

この緩徐波成分は速波成分の性質とは若干異なり、速波成分に比較して被験者の意識あるいは音刺激の物理的性質によっても影響を受けやすい (Ozdamar, 1980; 高木, 1983; 船井, 1984)。3Hz-AEPは、前述のように、これを構成する成分のピーク潜時がおよそ50~120msecと、比較的潜時の遅い反応であって、音の物理的構造に対応して非常に明確な左右差を呈する反応であった。これに対して、これより潜時のもっと速いABRの左右差についてはどうであろうか。構成成分と脳内部位との対応が比較的明確にされているABRについて、その左右性が明らかにされれば、3Hz-AEPの発生機構の脳内部位を考察する上で有益な情報となり得る。この観点から本節では、3Hz-AEP法条件下において3Hz-AEPと同時に記録されるABRの左右差について検討を行った。

9-1-1. 方法

検査音は、母音/a/、純音およびホワイトノイズとし、提示音圧は55dB SLとした。3Hz-AEP法については前述と全く同様である。測定部位も同様にT3およびT4とした。3Hz-AEPと同時にABRの緩徐波成分に対応する成分を記録するために、フィルターの帯域を10Hz~200Hz (-6dB/oct) とし、加算回数を512回とした。

9-1-2. 結果

純音に対する反応波形の初期成分については、図9-3のように主に3つの成分 (これを仮にP I、P II、P IIIと呼ぶ) から構成されることが分った。ただしP IおよびP III成分に関しては比較的不安定で、反応波形上に確認されないこともあった。以後仮にこの反

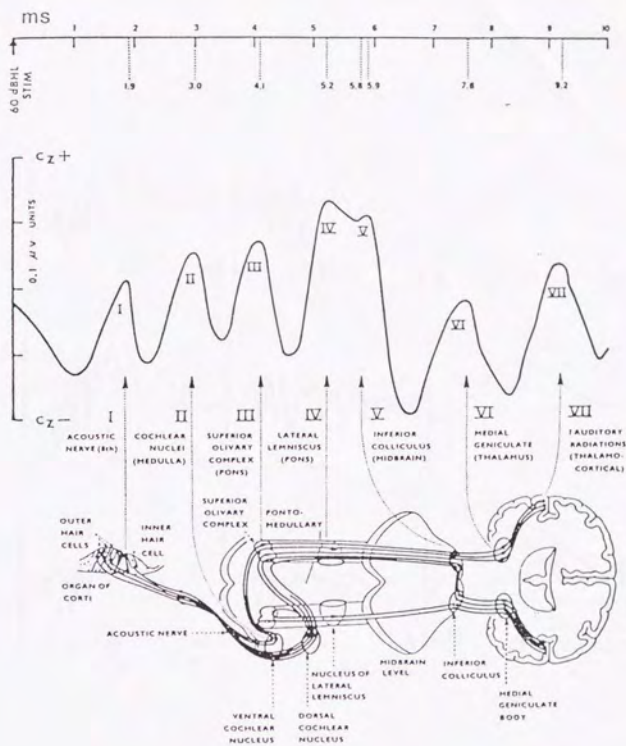


図9-1 ABRの各波とその起源の模式図。(Stockardら, 1977) I波からV波については他の研究報告と類似しているが, VI波, VII波については推測による。頭頂部陽性を上向きに, 陰性を下向きに描いている。

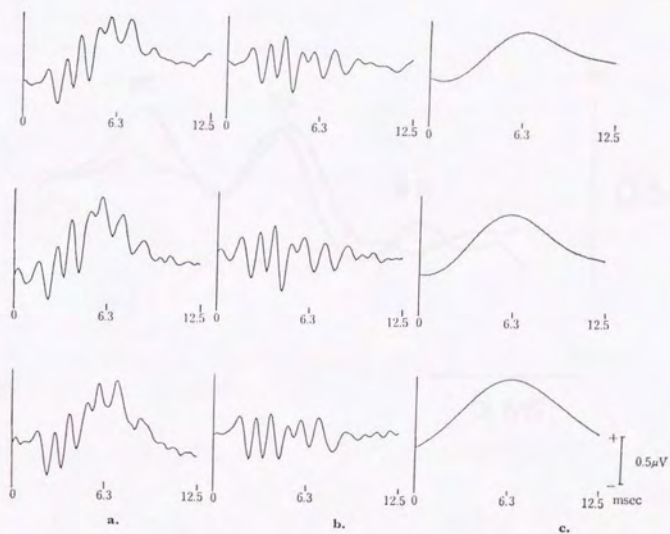


図9-2 典型的なABRの反応波形。21歳聴力正常な男性にクリック音(70dB SL)を与え、1000回加算することによって得たもの。a. 速波成分と緩徐波成分と一緒に記録されたもの(10Hz~2kHz)。b. 速波成分のみが記録されている(100Hz~2kHz)。c. 緩徐波成分のみの記録(30~200Hz)。

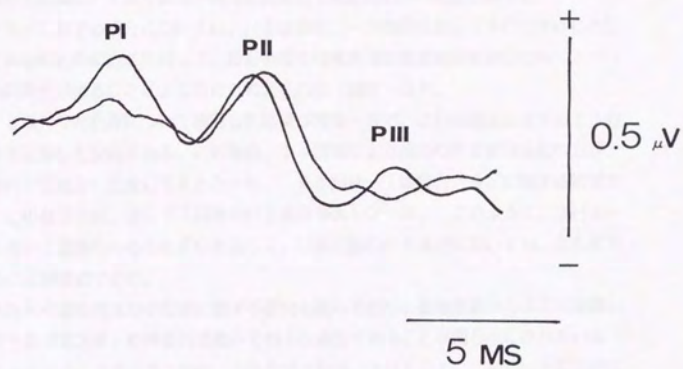


図9-3 純音1 KHZに対する右側頭部T4において記録された誘発反応の早期成分。
 ピーク潜時の早い順にPI, PII, PIII成分が認められるが, PI, PIII成分については不安定で再現性が悪い。

応を早期反応成分あるいは早期成分と呼ぶ。

ABRの緩徐波成分については刺激音の構成成分、立上がり、立下がり時間、音圧などが影響する(鈴木, 1985)。3Hz-AEP法条件下で記録される早期反応成分のうち、純音1010Hzに対するPⅡ成分のピーク潜時については、図9-4のように平均でおよそ8.6~8.7msecであった。これはトーンバースト提示の条件下で記録されるABRの緩徐波成分のピーク潜時と一致する(鈴木, 1985)。しかもABRの緩徐波成分と同様にPⅡ成分は他の成分に比較して安定性のある成分であった。

母音/a/に対する成分については、PⅡ成分のピーク潜時はおよそ10msecとなった。これは純音の場合に比較して、母音の場合は構成周波数成分が複雑なためニューロン発火の同期性が劣ることによるものと考えられる(図9-5)。

このPⅡ成分の左右差について検討した結果が図9-6で、これは純音に対するT3およびT4で記録した反応である。この場合、T4誘導による反応のPⅡ成分振幅の方が、T3誘導のPⅡ成分に比較して大きかった。また図9-7は母音/a/に対する結果であって、この場合では、逆にT3誘導のPⅡ成分が大となった。このように、3Hz-AEPにおいて認められる左右差に対応して、早期反応のPⅡ成分においても、左右差の存在することが確認できた。

現在ABRの緩徐波成分の起源に関する研究も進んでおり、動物実験からは音刺激側と反対側の下丘(第3章)の神経核活動がその主な成因であることが明らかにされている(Velasco, 1982; 枝松, 1982; 船井, 1982)。またヒトについても、脳外科手術時における脳室内記録によってやはり下丘近傍の神経活動が大きく関与することが示されている(Hashimoto; 1981)。ただし頭皮上で、すなわちfar-field(第4章)で記録する場合には下丘近傍で左右の電位差があったとしても、これが明確に差として記録できるとは限らない。しかしながらこれについても多くの研究者によって検討されており、正常人のABR緩徐波成分の頭皮上電位分布記録においては、音刺激耳側と反対側の側頭部寄りに最高電位を形成することが明らかにされている(鈴木, 1985, 等)。したがって右下丘の活動は頭皮上でも右側に、左下丘の活動は左側に、と深部での電気活動の左右差はこのようなfar-field記録においても保存されることが示されているため、本結果についても純音については右側下丘において、母音/a/については左側下丘において大きな電気活動が生じたものと推測できる。

特に本節では3Hz-AEP法という特異な方法によっているため、下丘近傍の神経活動においてもより明確な左右差が検出できたものと思われる。

なお3Hz-AEPとPⅡ成分について、10名の被験者の左右差係数(第5章)を計算して比較したものが表9-1である。同表より、純音については、3Hz-AEPで -0.60 ± 0.36 、PⅡについては -0.40 ± 0.37 、また母音/a/について

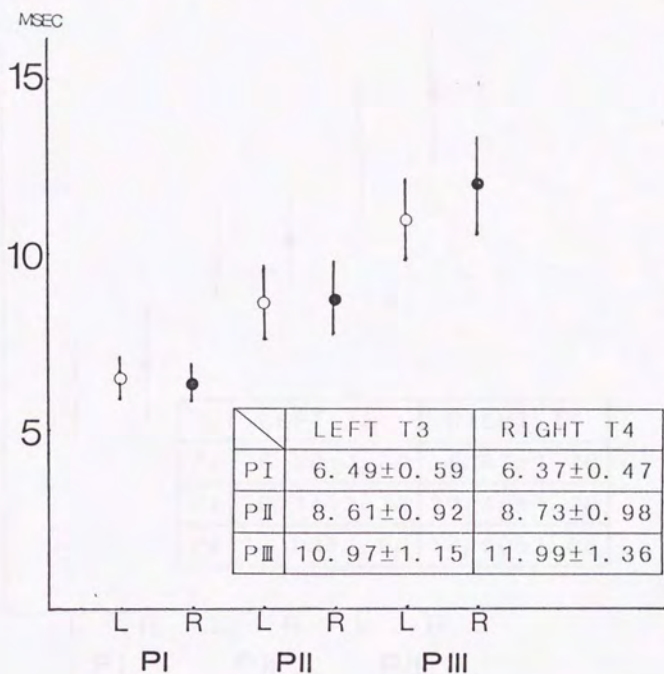


図9-4 3Hz-AEP法条件下で得られる早期反応のP I、P II、P III成分のピーク潜時の平均値と標準偏差。(純音1010Hz、音圧55dB SL)

ただし23例における各成分の出現確率はP I (13%)、P II (78%)、P III (8.7%)。

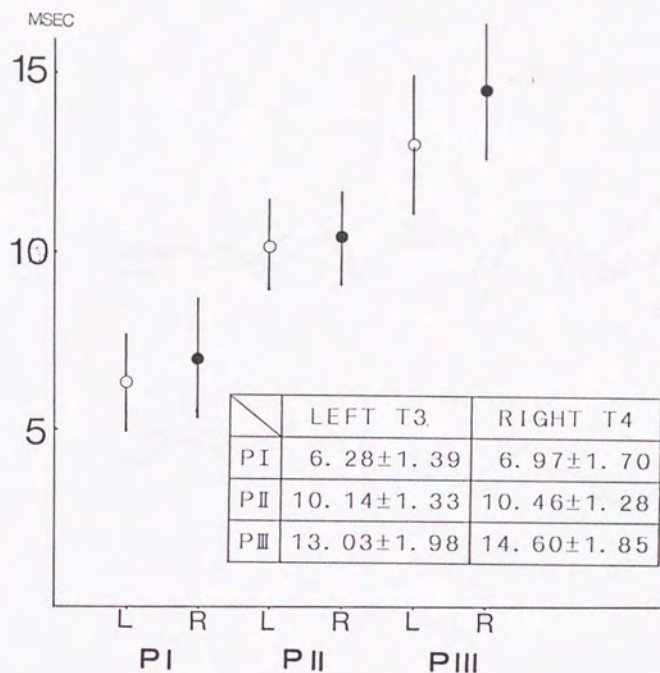


図9-5 3Hz-AEP法条件下で得られる早期反応のPI、PII、PIII成分のピーク
 潜時と標準偏差。(母音/a/, 音圧55dBSL)
 ただし18例における各成分の出現確率はPI(11%)、PII(83%)、PIII(5.5%)。

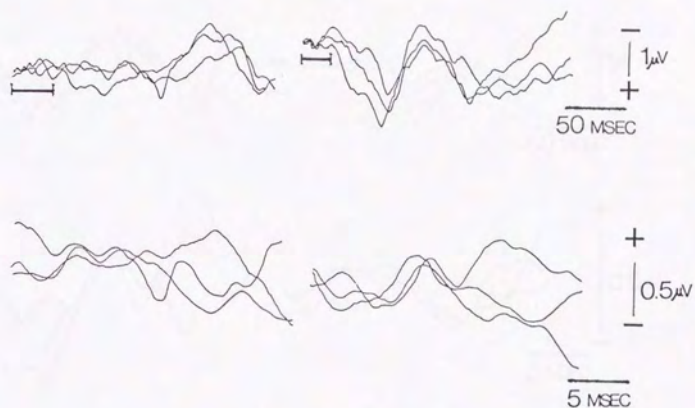


図9-6 純音1010Hzに対する3Hz-AEP(上)と同時記録されたその早期成分(下)。下の早期成分は、上図下線部を拡大、極性を逆転して表記したものの。

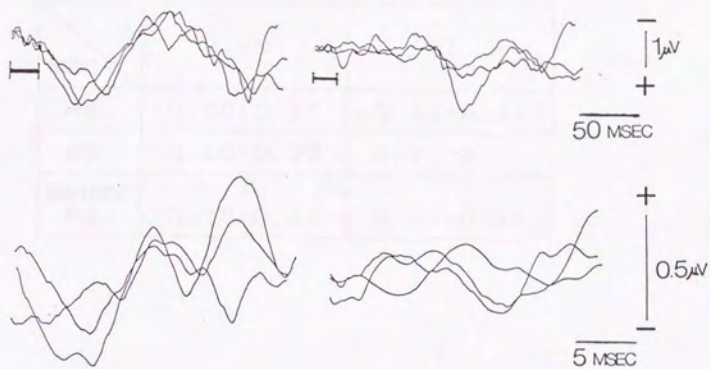


図9-7 母音/a/に対する3Hz-AEP(上)と同時記録されたその早期成分(下). 図9-6参照.

α 検査音	P1-N1	P II
純音	-0.60 ± 0.36	-0.40 ± 0.37
母音	0.60 ± 0.33	0.71 ± 0.32
偏移状態の 純音	0.40 ± 0.38	0.43 ± 0.34

表9-1 左右差係数による、3Hz-AEPのP1-N1成分とその早期反応のP II成分との比較.

は、3Hz-AEPで 0.60 ± 0.33 、PⅡ成分で 0.70 ± 0.32 と、ほぼ同程度の左右差となった。

なお後述の(9-3参照)、非言語音の言語半球側偏移状態にある場合でも、表9-1のように、純音に対して3Hz-AEPで 0.40 ± 0.38 、PⅡ成分で 0.43 ± 0.34 、とやはりPⅡ成分についても左側へ同程度に偏移していることが確認された。

また頭皮上の電位分布についても若干の検討を加えた。図9-8は母音/a/を与えた時の、前頭部(F)、左側頭部(L)、右側頭部(R)の3カ所で同時記録した早期成分である。ただしこの場合、高域フィルターのカットオフ周波数を1kHzにして記録してある。同図より、前頭部、右側頭部に比べて大きな電位が左側頭部において認められた。

同様に図9-9、9-10は、各々純音、ホワイトノイズを用いた場合の例で、右側頭部の反応が他の2部位に比べて大きく記録された。

人間の頭皮上で記録されるAEPについては、両耳同時刺激の場合、一般に頭頂部から前頭部にかけて最高電位が記録される(第10章)。これはABRの緩徐波成分においても同様である。しかしながら本法の適用によれば、3Hz-AEPと同じく早期反応成分は、前頭、頭頂部よりも音に対して優位な側の側頭部近傍において最も顕著となることが判明した。

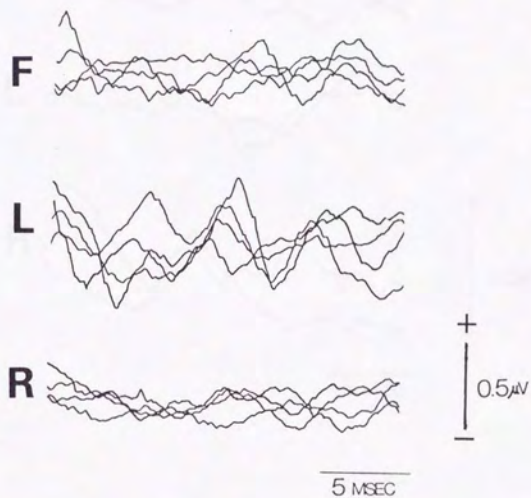


図9-8 3Hz-AEP法によって得られる早期反応成分の前頭(F)、左側頭(L)および右側頭(R)記録の比較。母音/a/の場合。

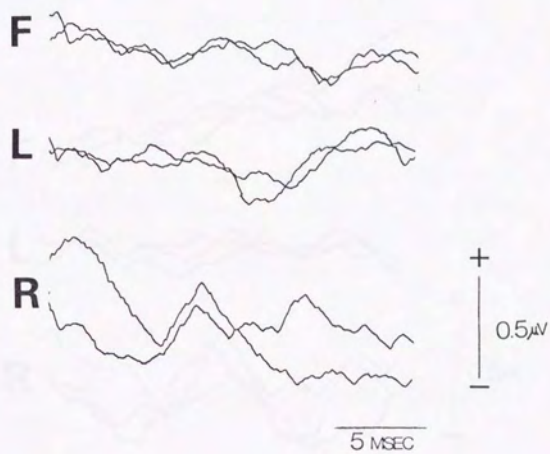


図9-9 3Hz-AEP法によって得られる早期反応成分の前頭(F)、左側頭(L)および右側頭(R)記録の比較。純音の場合。

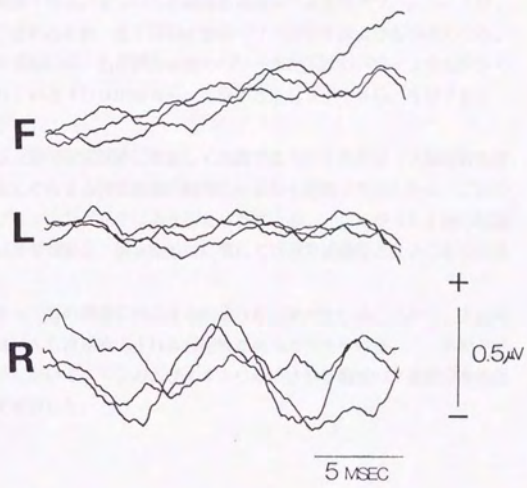


図9-10 3Hz-AEP法によって得られる早期反応成分の前頭(F)、左側頭(L)および右側頭(R)記録の比較。ホワイトノイズの場合。

9-2. α 波ブロッキングの左右差との関連

一般に左半球には、感覚性言語野あるいは運動性言語野といわれる言語機能の中枢が存在する(第2章参照)。この機能の左右差は、左右の半球より導出される脳波の α 波のパワーの差異としても検出できる。すなわち言語課題処理時の α 波のパワーについては、左半球の α 波がブロックされるため、左半球の α 波のパワーが右半球よりも小さくなる。これに対して視空間的作業時には、右半球の α 波のパワーが左半球のパワーよりも小さくなることなどが報告されている(Dumasら, 1975; Galinら, 1972; Robinsら, 1974)。

α 波は通常、いわゆる安静閉眼覚醒時に安定して出現するものであるが、大脳皮質の活動に伴ってその活動部位に存在する神経細胞の同期性が著しく破壊されるために、上記のような α 波の選択的なブロッキングが生じると考えられている。したがって上述の結果は、言語機能に関しては左半球優位、視空間処理に関しては右半球優位となることを意味するものと解釈される。

3Hz-AEP法によって音の構造に対応する明確な左右差が生じることから、上述の α 波のパワー量にも同様に左右差が検出される可能性があると考えられる。本節では3Hz-AEP法条件下において、T3およびT4より導出される脳波の α 波成分を抽出し、その左右差について検討した。

9-2-1. 方法

検査音には母音/a/および純音を用いた。他の条件については前述と同じとしたが、脳波の導出については、両耳垂を連結すると左右半球の電氣的活動性の差異が相殺されてしまう可能性があるため、左側頭部に対しては左耳垂、右側頭部に対しては右耳垂をそれぞれ基準部位とした。なお、3Hz-AEPの左右差については、前述のように左右の耳垂を独立に基準とした場合でも、同様な差異が検出できることから特に問題はない(第5章)。

T3およびT4から導出された脳波は、ローパス・フィルター(カットオフ周波数20Hz、傾き-6dB/oct)に通し、サンプリング時間20msecで256点サンプルした後、FFTによってパワースペクトルを求め、これを8フレームについて加算平均して左右の比較を行った。

9-2-2. 結果

まず α 波の左右差と言語活動との関連を確認するために、日本語を母国語とする正常型日本人被験者に、英語の問かけに対して英語で応答するように指示した。このような状況下で得られた結果が図9-11である。これは後に詳述するが(第10章)、 α 波のパワースペクトルを頭皮上の12測定点の値を基に補間処理を施して、 α 波パワースペクトルの頭皮上分布を視たものである。同図より、このような英語による聴取、応答時には左半球の α 波のパワースペクトルが右半球に比べて著しく減少することが確認された。この例は母国語による言語課題に比べて、左半球へのより過大なストレスが課せられたため、特に著しい左右差が出現したものと考えられる。

一方、図9-12は3Hz-AEP法の条件下で同時に記録された脳波のパワースペクトルであり、緑が左、青が右からのものである。この場合、3Hz-AEPには非常に顕著な左右差が生じているにもかかわらず、 α 波のパワースペクトルの左右差は特に認めることができなかった。また若干差があったとしても、音刺激との関連において一定の傾向を認めることはできなかった。

このような結果から、3Hz-AEP法によって検出される音の物理構造を反映する左右差は、 α 波レベルの左右差には直接に反映しないことが明らかとなった。すなわち、一般に α 波レベルの左右差が生じるような非常にストレスの強い、換言すればより複雑な脳機能の活動に関与するような状況は3Hz-AEP法においては実現されていないことが判明した。

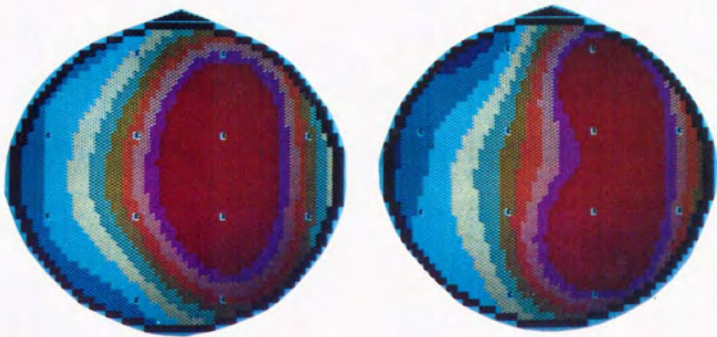


図9-11 正常型日本人の英語課題負荷時の α 波パワースペクトルの頭皮上分布。赤は最もパワーの大きい部位を示す。

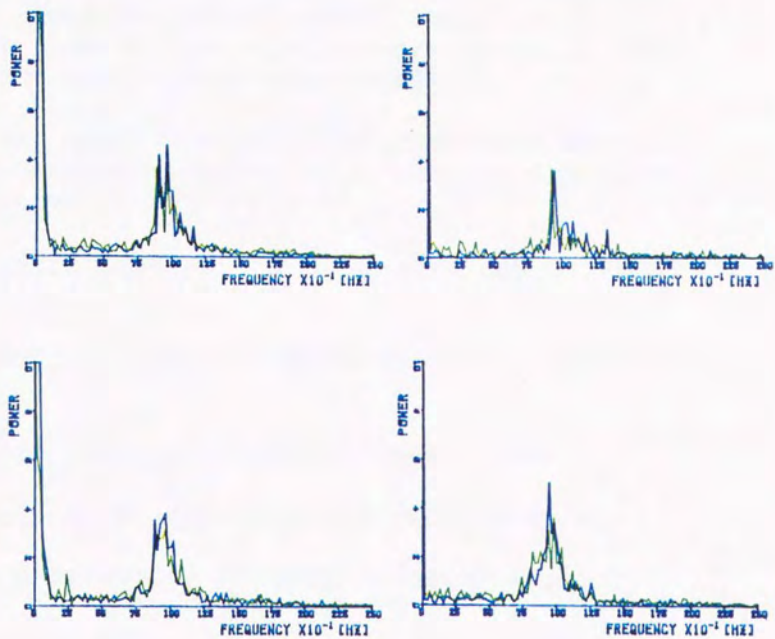


図9-12 3Hz-位相同期法条件下における左右の側頭部から記録された脳波のパワースペクトル。

9-3. 3Hz-AEPに影響を及ぼす因子について

9-3-1. 方法

音刺激には母音/a/、純音およびホワイトノイズを用いた。被験者は3Hz-AEP法に良く馴れた日本人正常型で、測定前日より煙草、アルコール、薬物などを一切禁じた。実験は最初、3Hz-AEP法によって母音/a/がT3優位、純音がT4優位となることを確認した(第5章)後に以下の諸条件を負荷した。

条件1. 言語負荷: 被験者の正中前方に設置したスピーカーから流れる、男性アナウンサーの明瞭な発話による話を聴取すると同時に、それを逐次発声しないで追隨する(内語による追唱)。

条件2. 数の連続加算: 1+1、2+1、3+1、・・・と連続して1づつ加算していく。

条件3. アンモニア刺激: アンモニア液を鼻孔に与え、“ツーン”という痛覚を生じさせる。

条件4. 運動による影響: 右手人示指で音に合わせて軽くタッピングする。

条件5. 単耳刺激による効果: 音刺激を右耳のみ、あるいは左耳のみに与える。

以上の条件の下で3Hz-AEPを記録して、その効果について検討した。

9-3-2. 結果

条件1については、負荷前にT4優位であった純音1kHzが、負荷時にはT3優位へと偏移したが、母音/a/は変わらずT3優位であった(図9-13, A, B, C)。なお負荷から解放することによって、純音1kHzがT4優位、母音/a/はT3優位へと負荷前の状態に戻った。

条件2については、条件1と同様の結果であった(図9-14)。

条件3については、負荷前に母音/a/がT3優位、純音がT4優位である正常型の場合は、アンモニアの刺激によっても変化が認められなかった。負荷前に母音/a/、純音共にT3優位という偏移型の場合には、アンモニア刺激によって正常型に戻ることが確認

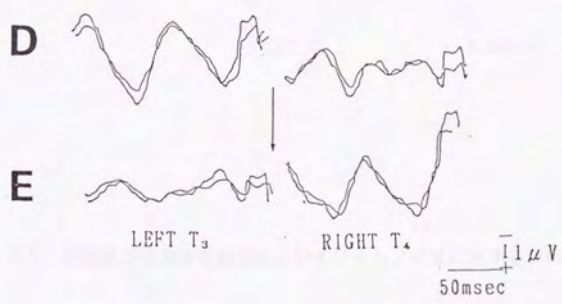
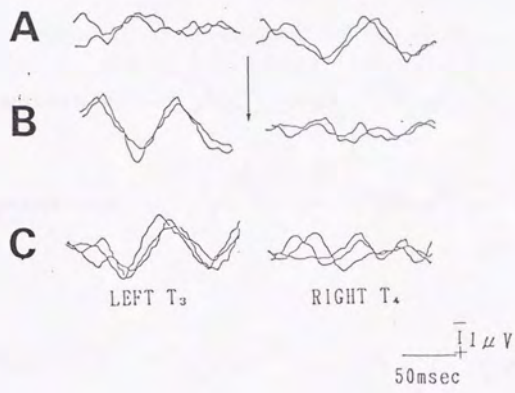


図9-13 A. 言語負荷前の純音1010Hzに対する反応、B. 言語負荷時の純音1010Hzに対する反応、C. 言語負荷時のホワイトノイズに対する反応、D. 負荷除去後にも残存する左側偏移状態における純音1010Hzに対する反応、E. Dの状態の時、鼻孔へのアンモニア刺激を行った後の純音1010Hzに対する反応

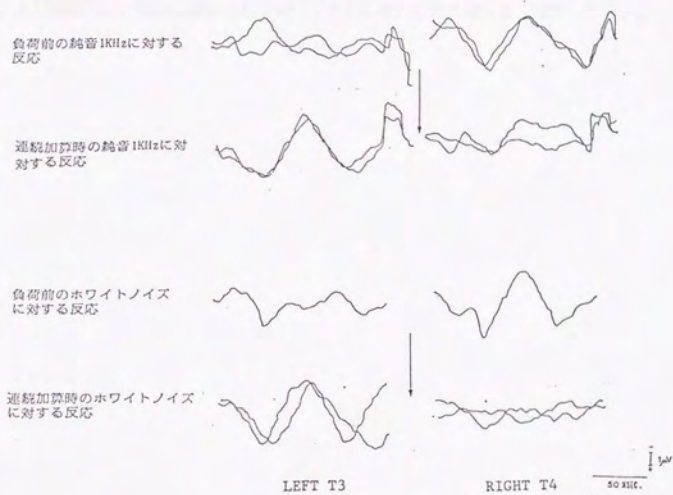


図9-14 連続加算課題時の純音およびホワイトノイズに対する反応の変化。

された(図9-13D, E, 図9-15)。

条件4については、T4優位という運動前の状態には特に何の影響も与えなかった(図9-16)。

条件5については、単耳刺激による反応の対側優位(第3章)は特に認められず、右耳刺激、左耳刺激共に、純音に優位な右半球(T4)において大となった(図9-17)。

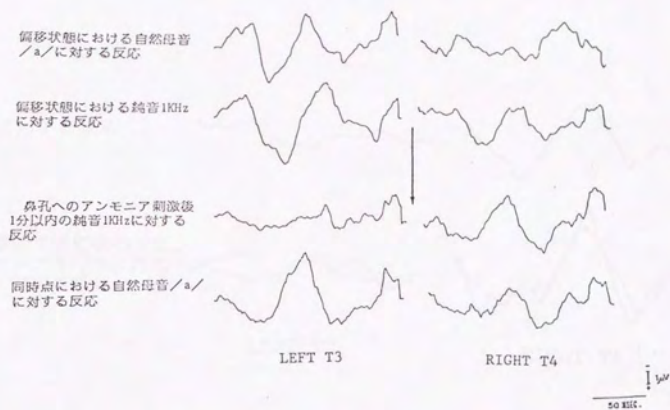
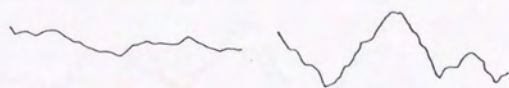
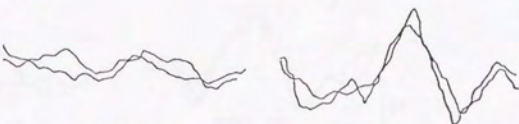


図9-15 言語半球側偏移状態へのアンモニア刺激による回復効果.

純音1KHzに対する反応



右手人示指にて音に合わせて
軽くタッピングを行った時の
純音1KHzに対する反応



LEFT T3

RIGHT T4

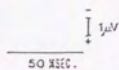


図9-16 指の運動による影響。

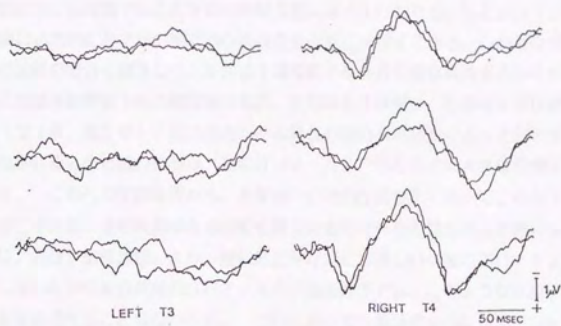


図9-17 刺激耳による影響。日本人正常型の例で、純音1kHzを左耳にのみ与えた場合(上)、右耳にのみ与えた場合(中)そして両耳に与えた場合(下)での比較。特に刺激側と音に関する左右差との間には相関が認められない。

9-4. 考察

第2章でも述べたように、言語や数などの処理は一般に言語半球が優位である。したがってこの様な負荷を与えると、言語半球側の活性化が高まり、これによって通常は非言語半球側優位となる音が言語半球側優位へと偏移するものと考えられる。しかし言語半球の活性化がすべてこれと同様の事態を引起こすとは限らない。それは本章で述べた右人示指のタッピングや片耳への音刺激による結果が示す通りである。第1章でも述べたように、右手の運動は主に反対側である左半球の神経支配によって行われる。したがって、右手人示指の運動は必然的に左半球の相対的な活性化を引起こすはずである。しかしながら言語負荷や数の加算の場合とは異なり、非言語半球優位となる音の偏移は観測されなかった。また同様に対側神経優位である聴覚系の場合、左耳は右半球優位、右耳は左半球優位となっており(第2章、第3章)、非言語音である純音の場合右耳刺激によって左半球が相対的に活性化されるものと思われるが、特に3Hz-AEPの左右差に大きな影響は認められなかった。これらの実験事実から、左半球の相対的な活性化によってこのような偏移状態を引起こすには、その負荷がある閾値を越えたものである必要があると考えられる。

また特に、言語や加算課題により一般に言語半球側には著しい α 波のブロッキングを引起こす。しかしながら無負荷時の3Hz-AEP法条件下では、このような α 波ブロッキングの左右差を認めることはなかった。これに対して、前述のように α 波ブロッキングの生じるようないわばストレスの充分強い状況下では、3Hz-AEPに大きな影響を及ぼし、言語半球側へすべての音が偏移するという事実は興味深いものがある。もちろん人示指の運動あるいは片耳への音刺激によっても α 波ブロッキングの左右差は観察されない。またこの様な偏移現象が右半球においても認められる可能性については、少なくとも現時点ではこれを引起こす負荷を確認することに成功していない。

3Hz-AEP法によって、聴覚神経系のどのレベルにおいて初めて左右差が観測されるかは、本質的にはあるが非常に難しい問題である。本章の結果から、それが少なくとも脳幹の下丘レベルにおいては、すでに電位の差異としての左右差の生じていることが確認された。すなわち大脳皮質において初めて観測される左右差ではなく、二次的に生じた可能性はもちろんあるが、皮質下の下丘近傍にある神経群の活動においても明確な左右差が確認されたわけである。下丘より下位の神経レベルの反応については、残念ながら本方法を用いる限りにおいては安定に検出することができなかったため、下丘以下の神経活動についてこれ以上は言及できない。

最後にアンモニア刺激による偏移状態の回復効果については、特に“ツーン”とする痛覚を伴うことによって初めて回復したため、おそらくこれについては嗅覚刺激というよりはむしろ三叉神経刺激作用によるものと考えられる。同現象がどのようなメカニズムで生じるのかは今後の興味ある課題である。

9-5. まとめ

3Hz-AEPの左右差と、上位そして下位の情報処理系との関連について検討した結果、

1) 聴性脳幹反応の緩徐波成分に対応するPⅡ成分の振幅値に、3Hz-AEPの左右差に対応する左右差が確認された。

2) 3Hz-AEP法条件下においては、特に顕著なα波ブロッキングの左右差を見出すことは出来なかった。

3) 右手人示指のタッピングおよび単耳刺激による3Hz-AEPの左右差への影響は特に確認されなかった。

4) 数の加算、言語負荷によって、本来非言語半球側優位となる音が言語半球側優位へと偏移した。

5) 言語半球側への偏移状態は、アンモニアによる三叉神経刺激作用によって元の状態へ回復した。

第10章 3Hz-AEPの頭皮上電位分布

前章までの3Hz-AEPに関する議論は、主にT3およびT4から導出した結果に基づくものであった。すなわち音の物理構造に対応する大脳半球の左右差評価において、この2点の情報を基礎にしてきた。本章では、大脳半球の左右差評価において、この2点の情報だけで充分であるか否かについて検討すると共に、3Hz-AEPの主な構成要素であるP1-成分およびN1-成分の各種音刺激に対する頭皮上における電位分布およびその時間変化について検討する。

10-1. 方法

左右の両耳垂連結を基準にして、図10-1のように各測定点間の距離がそれぞれ互いにはほぼ等しくなるように頭皮上12点に測定電極を装着した。脳波フィルターの高域カットオフ周波数を20Hz (-6dB/oct)とし、サンプリング間隔1.0msec、データー数256個、加算回数を128回または64回とした。12点から得られた3Hz-AEPについては以下の補間式に基づいて、P1-N1振幅値、P1振幅値、N1振幅値に関する等電位分布図を構成するとともに、音刺激の立ち上がりからの電位分布図の時間変化について検討した。

$$V(x, y) = \sum_{m, n=0}^5 [D(m/4, n/4) \cdot X(x, m) \cdot Y(y, n)]$$

ここで

$V(x, y)$: 推定電位

$D(m, n)$: 格子点上電位

$$X(x, m) = \sin\{4\pi(x - m/4)\} / \{4\pi(x - m/4)\}$$

$$Y(y, n) = \sin\{4\pi(y - n/4)\} / \{4\pi(y - n/4)\}$$

$$D(0, n/4) = D(5/4, n/4) = D(m/4, 0) = D(m/4, 5/4) = 0$$

●は測定部位、○は近傍格子点電位の平均

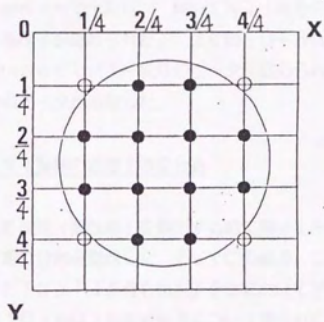
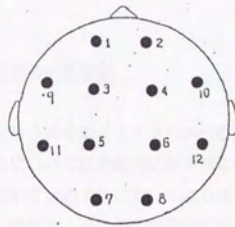


図10-1 頭皮上電位分布図構成のための電極配置.

10-2. 結果

10-2-1. 頭皮上電位分布の時間変化

図10-2は、補間処理を行う前の頭皮上12点から得られた3Hz-AEPである。同図より、母音/a/と篠笛については全般的に左半球において電位が大きく、逆にホワイトノイズやバイオリンについては右半球においてより大きな電位変動が認められた。

図10-3、10-4は、時間とともに補間処理後の頭皮上電位分布がどのように変化していくか、を観たものである。同図より、ホワイトノイズを用いた場合は、P1-成分のピークがおよそ48msecで出現し、続いてN1-成分のピークがおよそ100msec前後で出現する様子が認められた。また図10-5は同様に母音/a/を用いた場合で、およそ60msecでP1-成分のピークが認められ、さらにおよそ120msecでN1-成分のピークが出現した。

10-2-2. P1-N1振幅の頭皮上電位分布

次に、これまで左右差係数(第5章)を算出する時に用いてきたP1-N1成分の頂点間振幅値についての等電位分布を構成した。そしてこの値が、これまで左右差評価を行う際に測定部位としてきたT3とT4を含む頭皮上全体においてどのような分布を示すかについて検討した。図10-6は3例の被験者について得られた、小川のせせらぎの音に対する3Hz-AEPのP1-N1振幅値から構成した頭皮上電位分布である。同図において赤が最大で、青になるに従って小さくなる。同図より、小川のせせらぎの音を用いた場合は、左半球の中側頭部近傍においてP1-N1振幅値が最大となる領域が認められた。図10-7は2例のおおろぎの鳴き声に対する頭皮上電位分布であり、この場合にはやや後頭寄りに最大値領域が移動し、左半球の側頭後部近傍に認められた。図10-8は4例の母音/a/に対する頭皮上電位分布であるが、おおろぎの鳴き声の音に対する場合に比べて、やや後頭～頭頂寄りにその最大値領域が認められた。

一方、右半球優位となる音の場合では、前述の場合と逆でその最大値領域は右半球において認められた。図10-9は3例のバイオリンA音に対する頭皮上電位分布である。この場合、右半球の中側頭部から後頭部寄りにかけて最大値領域を確認した。また図10-10は、純音に対する頭皮上電位分布であり、この場合1010Hzの純音では右半球側頭部から前頭寄りに、8010Hzでは右半球の側頭部後方寄りに最大値領域が認められた。図10-11は2例のホワイトノイズに対する頭皮上電位分布であり、この場合は右半球優位となる前2者の例とは異なり、左半球優位となる母音/a/の分布(図10-8)と正中線に対してはほぼ対称な部位に最大電位分布領域が認められた。

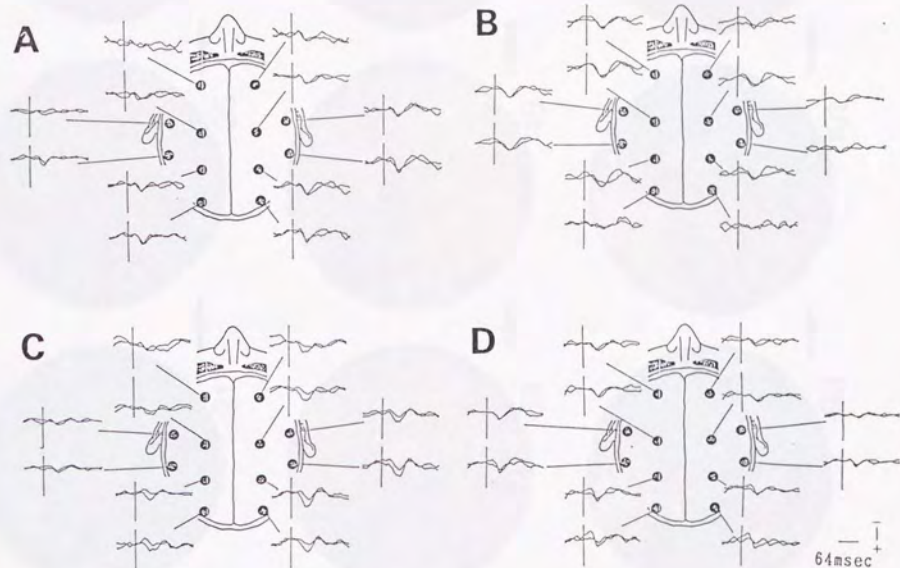


図10-2 日本人正常型被験者の頭皮上12点から得られた、ホワイトノイズ(A)、母音/a/(B)、バイオリン(C)および篠笛(D)に対する3Hz-ALPの分布。縦線は音の立上がり。

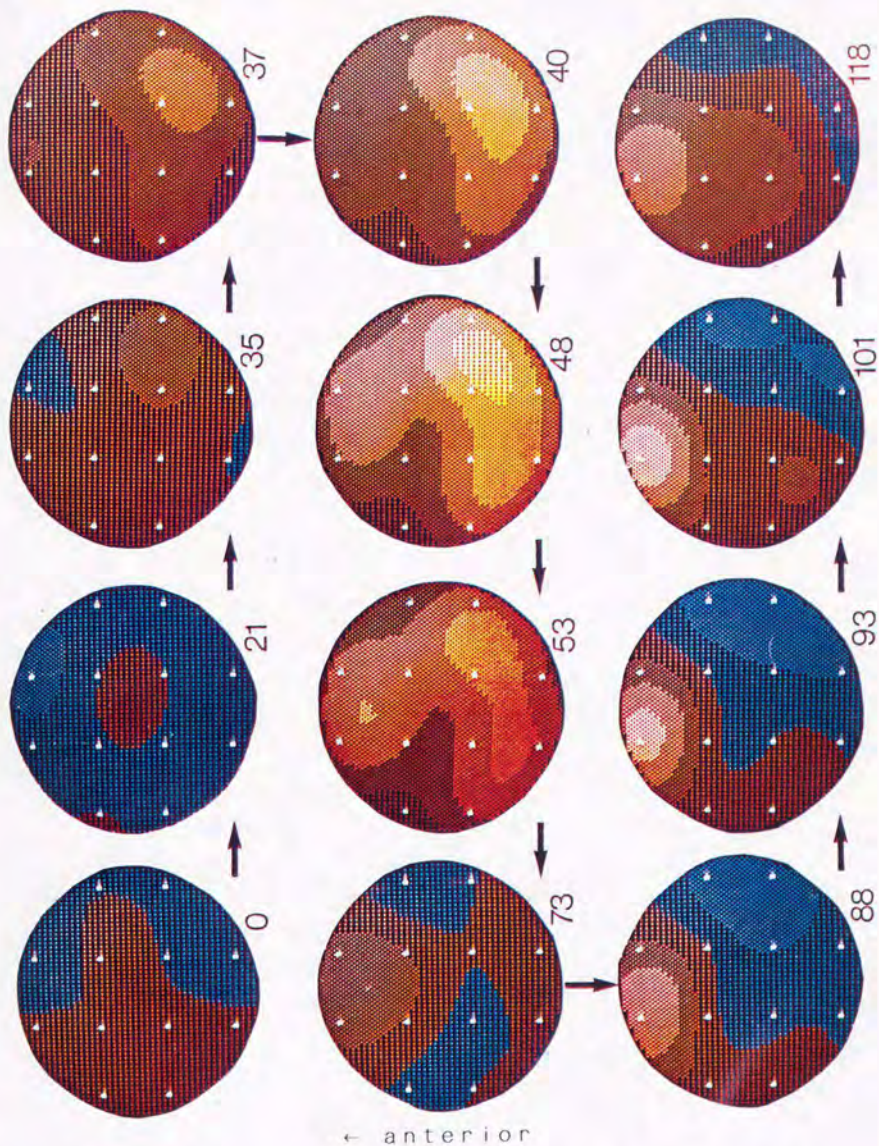


図10-3 正常型日本人被験者のホワイトノイズに対する頭皮上電位分布の時間変化。数字は刺激音のon-setからの潜伏時(msec)。赤は陽性電位、青は陰性電位で、フルスケール(F. S.) 13. $0\mu\text{V}$ を10段階に分割表示している。

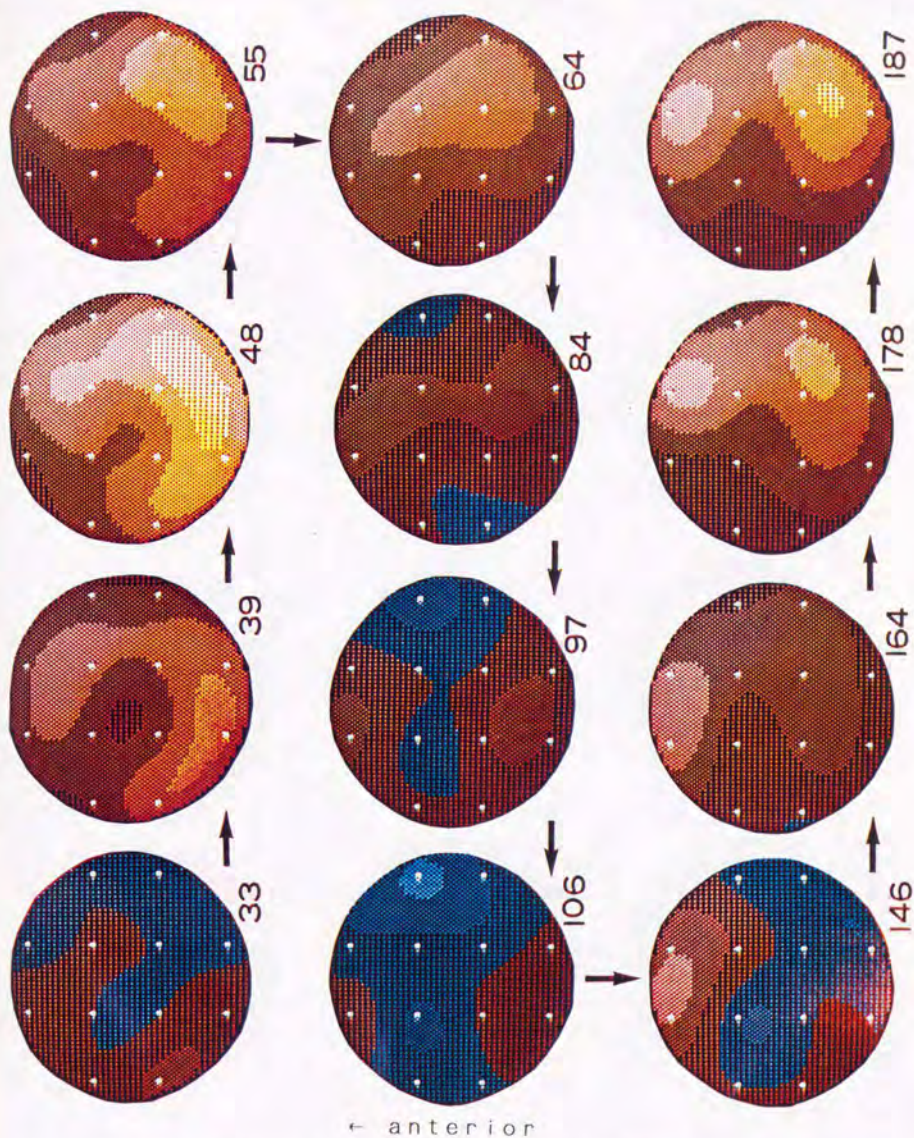


図10-4 正常型日本人のホワイトノイズに対する頭皮上電位分布の時間変化。F. S. は11.0 μ V.

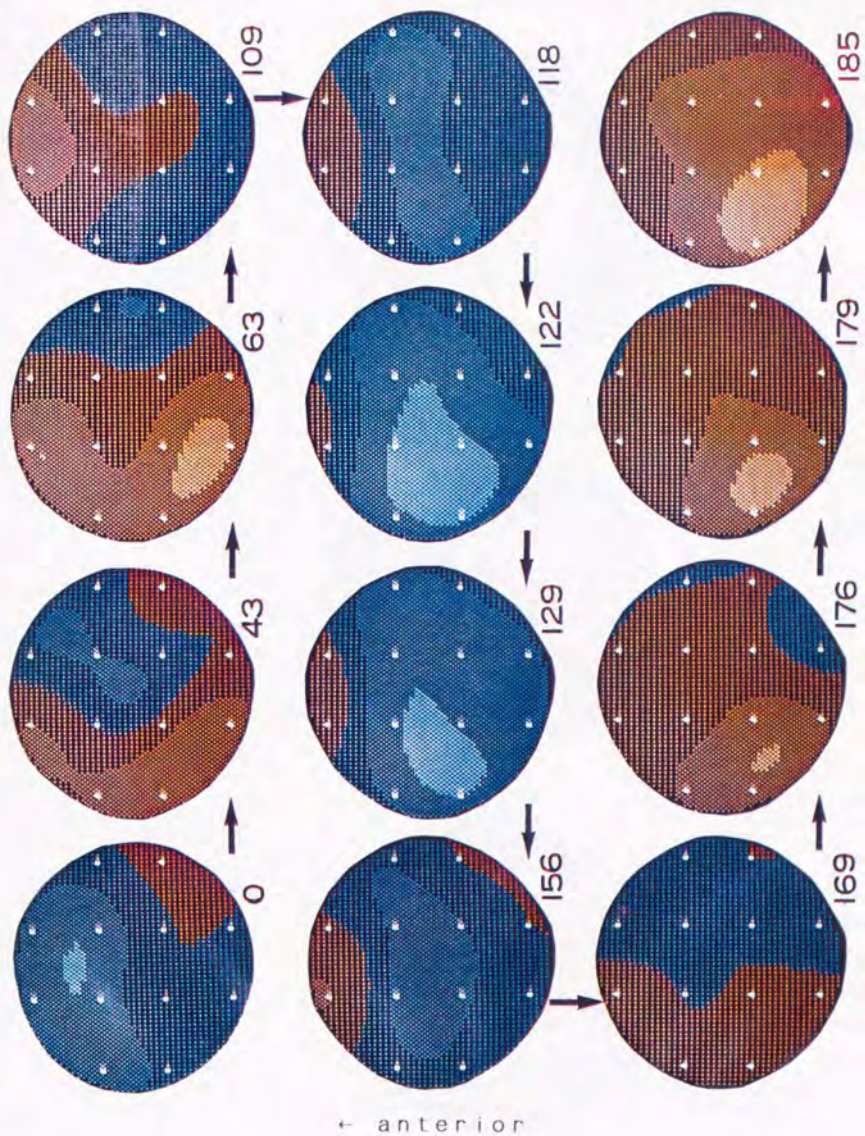


図10-5 正常型日本人被験者の母音/a/に対する頭皮上電位分布の時間変化。
F. S. は11.0 μ V.

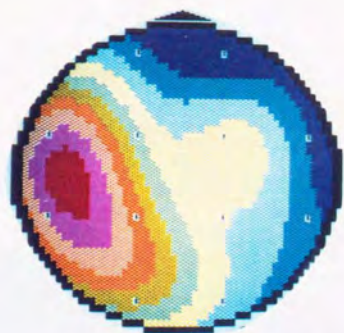


図10-6 正常型日本人被験者3例について得られた、小川のせせらぎの音に対する3Hz-AEPのP1-N1振幅値から構成した頭皮上電位分布。F、S、は上から8、3 μ V、3、6 μ V、5、0 μ Vで10段階分割表示による。



図10-7 こおろぎの鳴き声に対する頭皮上電位分布. F. S. は左 $5.0\mu\text{V}$ 、右 $4.3\mu\text{V}$.



図10-8 母音/aに対する頭皮上電位分布. F, S. は左上8.5 μ V、右上8.7 μ V、左下5.9 μ V、右下5.8 μ V.



図10-9 バイオリンの音に対する頭皮上電位分布。F. S. は上から、8.5 μ V、
8.0 μ V、4.5 μ V。



図10-10 純音1010Hz(上、中)と純音8010Hz(下)に対する頭皮上電位分布。F. S. は上から $54.8\mu\text{V}$ 、 $4.0\mu\text{V}$ 、 $4.62\mu\text{V}$ 。



図10-11 ホワイトノイズに対する頭皮上電位分布。F. S. は左7.5 μ V、右8.0 μ V.

これらの結果を同一被験者について得られた分布の重ね書きによってまとめ、これを検査音のスペクトルと共に示したのが図10-12、図10-13である。 同図よりP1-N1振幅値の頭皮上分布において、その最大値領域は個々の検査音に対応して左右いずれかの側頭部を中心に分布することが確認された。したがって、左右差評価において左右側頭部(T3とT4)に測定電極を設定することに特に問題はない。 さらに、個々の音の物理構造に対応して、P1-N1振幅値の頭皮上最大値領域の分布が決定される事実も確認された。

10-2-3. N1成分の頭皮上電位分布

次にN1成分についての頭皮上電位分布について検討した。まず、図10-14にホワイトノイズに対して4例の被験者から記録された誘発反応のN1成分の頭皮上電位分布を示す。 この場合も、図10-3、10-4、10-5と同様に、青が陰性電位、赤が陽性電位を表す。 同図より、この場合、中側頭部近傍においてN1成分の最大電位分布領域が確認された。図10-15は4例について得られた母音/a/に対するN1成分の分布であり、左半球の同じく中側頭部近傍において最大電位分布領域が認められた。 図10-16は2例の被験者から得られた、牛の鳴き声に対するN1成分の分布で、図10-15と同様に中側頭部に最大電位が認められた。

以上、N1成分の頭皮上電位分布についてまとめると、図10-17のように、その最大電位分布領域が音の種類によって左半球優位、右半球優位となる違いはあっても、その音に対する優位半球内の、特に中側頭部近傍に限局する傾向が認められた。

10-2-4. P1成分の頭皮上電位分布

次にP1成分に関する頭皮上電位分布について検討した。 図10-18は4例の母音/a/に対する誘発反応のP1成分の頭皮上電位分布である。 この場合は前述のP1-N1分布(図10-8)と同様に、左半球の側頭部から頭頂部にかけてその最大電位分布領域を認めた。一方、図10-19は右半球優位となるホワイトノイズを用いた場合の結果であるが、この場合も図10-11と同様に右半球の側頭後部から頭頂部にかけて最大電位分布領域が認められた。図10-20はこおろぎの鳴き声、図10-21は純音に対するP1成分の頭皮上電位分布である。それぞれ左半球側頭後部から頭頂部にかけて(図10-20)、右半球の中側頭部(図10-21)においてP1成分の最大電位分布領域を認めた。 以上の結果についてまとめたものが図10-22である。これは同一被験者から検出された3Hz-AEPのP1成分を基に構成した頭皮上電位分布である。同図のように一般にP1成分については、音の物理構造に対応してその最大電

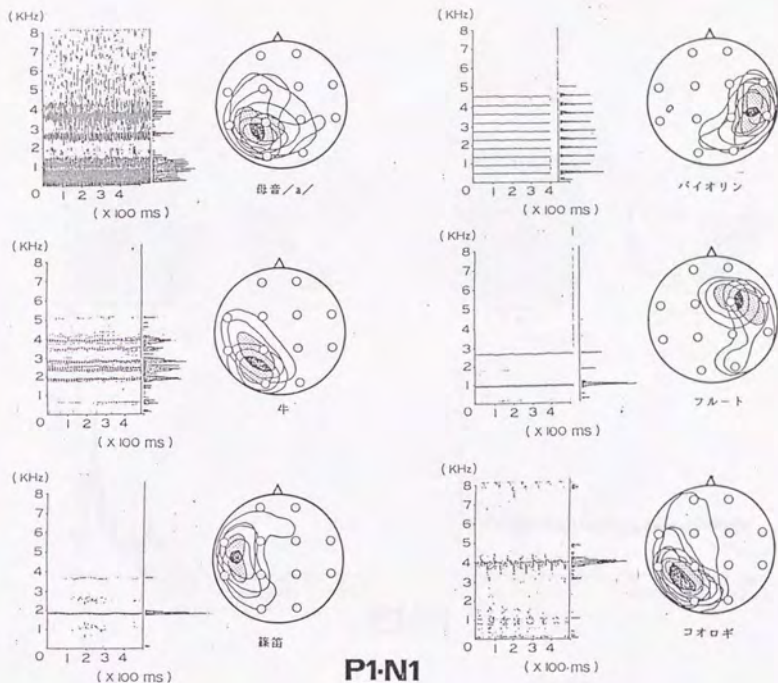
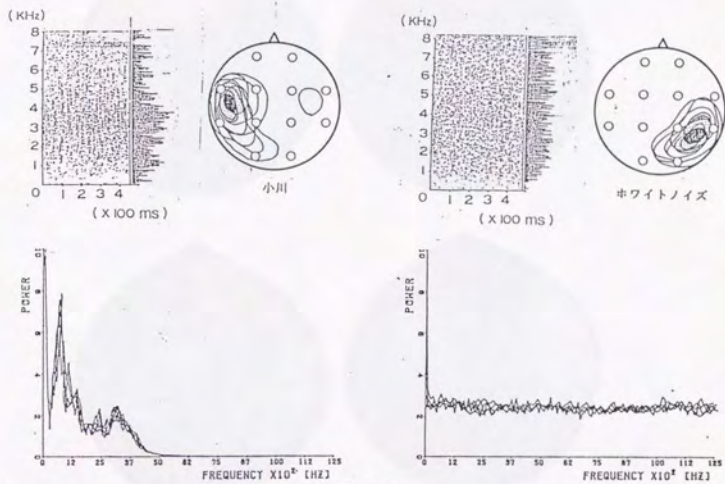


図10-12 日本人正常型被験者から得られた、様々な検査音に対するP1-N1振幅値の頭皮上電位分布。



P1-N1

図10-13 日本人正常型被験者から得られた、連続スペクトルからなる検査音に対するP1-N1振幅値の頭皮上電位分布。

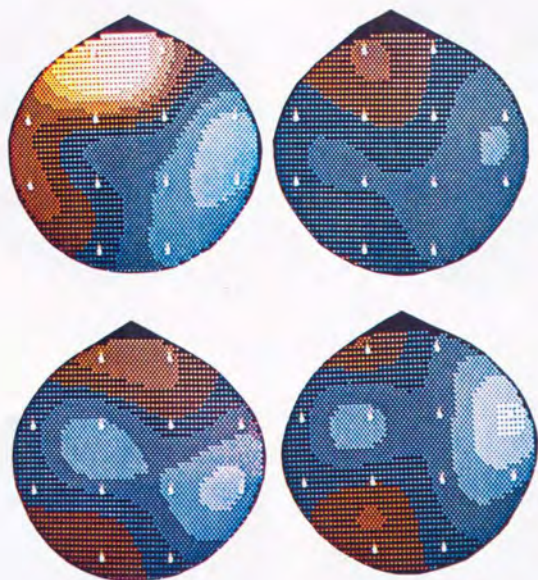


図10-14 ホワイトノイズに対して得られたN1-成分の頭皮上電位分布。F、S、は左上から右下まで順に、6.0、9.5、7.0、10.5 μ V。

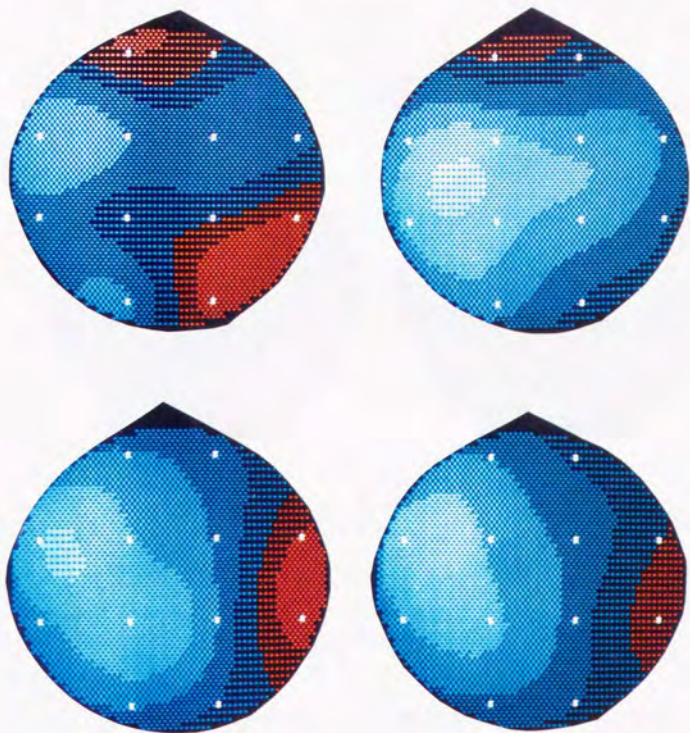


図10-15 母音/aに対するN1成分の頭皮上電位分布。F. S. は左上から右下まで順に、8.0、7.0、6.4、6.4 μ V.

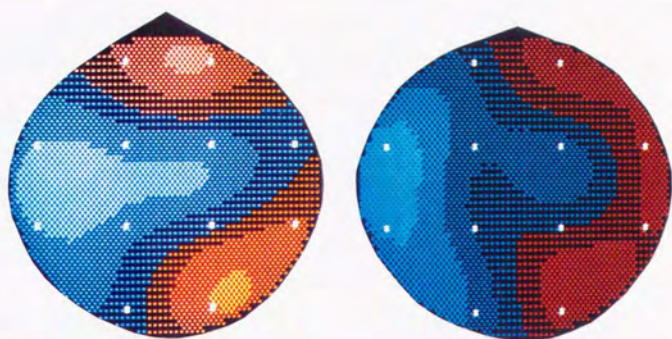


図10-16 牛の鳴き声に対するN1-成分の頭皮上電位分布。F、S、は左から
11.0 μ V、6.5 μ V。

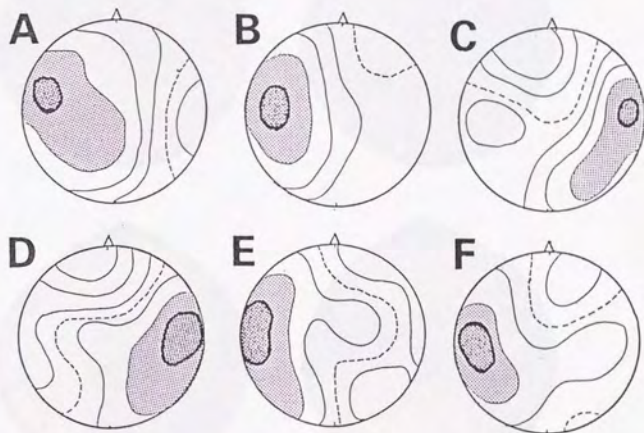


図10-17 日本人正常型における母音/a/ (A)、薩摩琵琶(B)、バイオリン (C)、ホワイトノイズ(D)、牛の鳴き声(E)および篠笛(F)に対するN1成分の頭皮上電位分布。

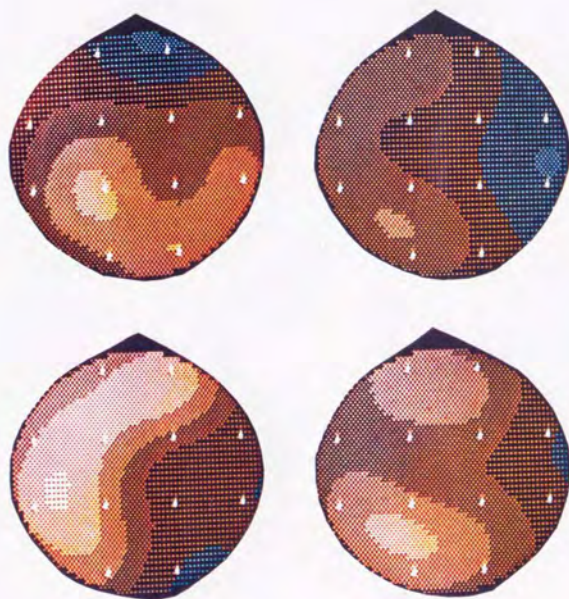
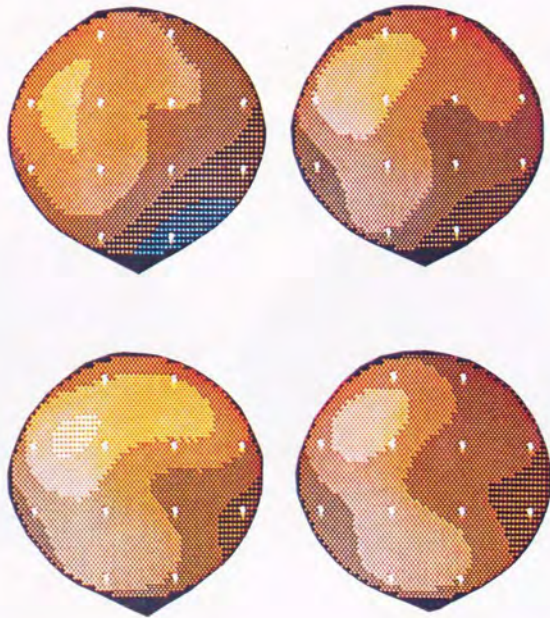


図10-18 正常型日本人の母音/a/に対するP1-成分の頭皮上電位分布。F. S.
は左上から、6.4、6.0、7.0、6.6 μ V.

図10-19 ホウライノアスに対するP1-成分の頭皮上電位分布. F, S, は左上か
512, 0, 8, 7, 12, 0, 13, 0 μV .



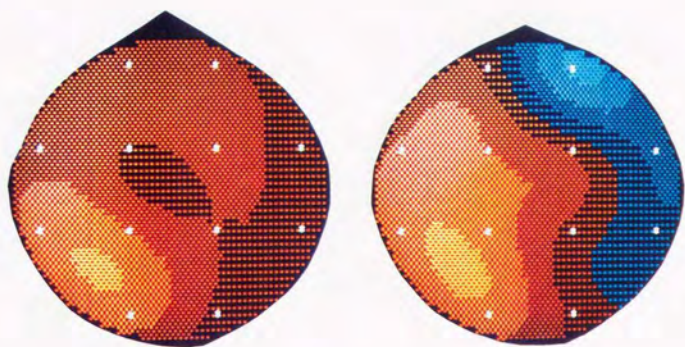


図10-20 こおろぎの鳴き声に対するP1成分の電位分布。F. S. は左から
7.5、8.0 μ V.

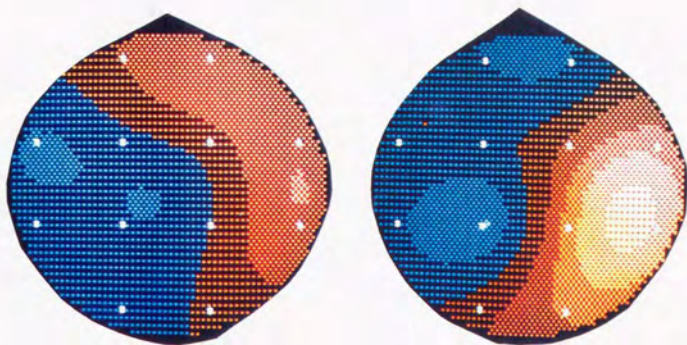


図10-21 純音1010Hzに対するP1-成分の頭皮上電位分布。F. S. は左から10.0、12.0 μ V.

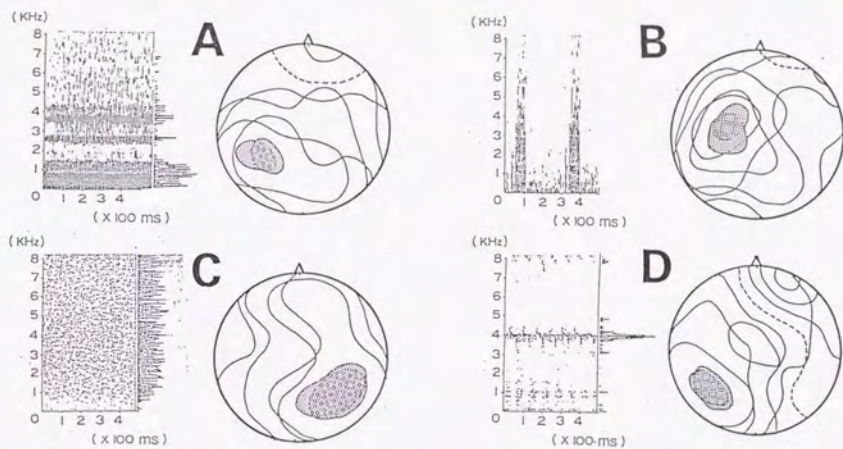


図10-22 日本人正常型における母音/a/ (A)、音節/ga/ (B)、ホワイトノイズ (C) およびこおろぎの鳴き声 (D) に対するP1-成分の頭皮上電位分布の重ね書き。

位分布領域が決まる。図10-23は左半球優位となる音の例で、前述のように左半球優位となる音の構造は一般に右半球優位となる音の構造に比べて複雑であるが(第8章)、このような性質を反映してか、左半球優位となる音の多くが側頭後部から頭頂部にかけて最大電位分布領域が限局する傾向が認められた。

一方右半球の場合、図10-24のようにフルート、バイオリン、ホワイトノイズと、一般に音の構造が複雑になるにしたがってその最大電位分布領域が前方から後方へと移動する傾向が認められた。



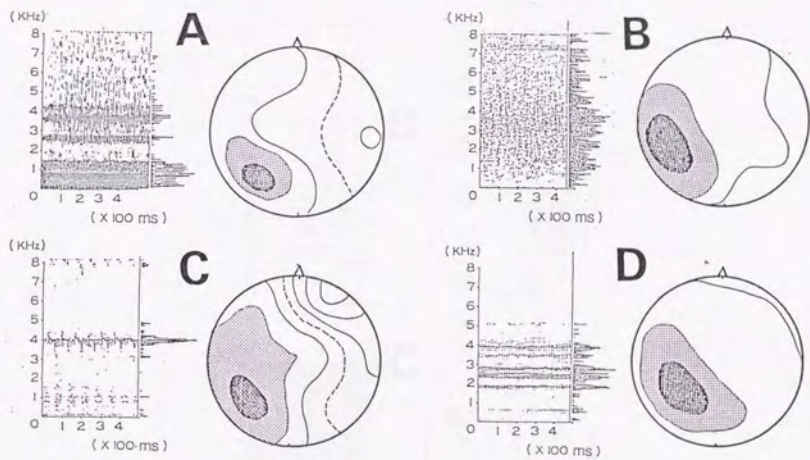


図10-23 日本人正常型被験者の母音(A)、小川のせせらぎ(B)、こおろぎの鳴き声(C)および牛の鳴き声(D)に対するP1成分の頭皮上電位分布。

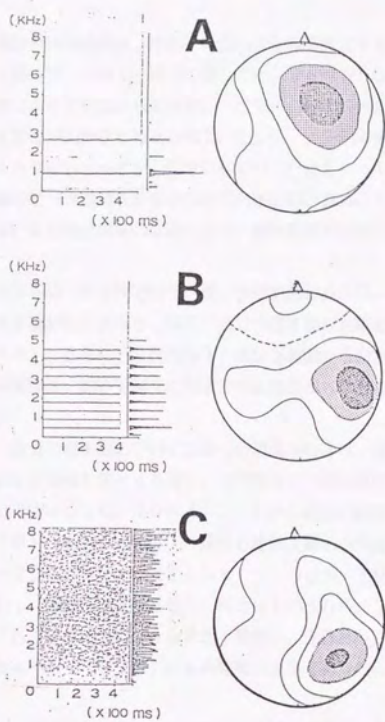


図10-24 日本人被験者のフルートA音(A)、バイオリンA音(B)およびホワイトノイズ(C)に対するP1成分の頭皮上電位分布。

10-3. 考察

誘発反応の頭皮上電位分布の研究は、主にその脳内発生源を推定する必要性から行われてきた。特にSVR(第4章)のN1-成分に関しては、Vaughanら(1970)以来多くの関連研究者によって議論されてきた。SVRのN1-成分は、当時前頭部から頭頂部にかけて最大電位が記録されるとされていた。そして体性感覚誘発電位(SEP: Somatosensory Evoked Potential)についても、N1-成分と同様のピーク潜時を有する陰性成分が記録されることから、N1-成分は個々の感覚によらない非特殊投射系の反応であり、聴覚特有のものではないとされていた。

しかしVaughanらは、SVRのN1-成分が側頭部のシルヴィス溝(第1章)を境に位相逆転する事実を認めたことから、N1-成分の発生源が大脳皮質の聴覚野に存在すると主張した(第4章)。さらにSVRのN1-成分が前頭から頭頂部にかけて最大電位を示すのは、左右の側頭部において個々に形成される電位がベクトル和として重なり合うことによるとした。

その後、このN1-成分の発生源については多くの議論がなされ、電位についての研究結果からは、聴覚皮質をその発生源とする説と、前頭葉などの他の部位にその起源を求めるとに分れていった(Woodら, 1984)。しかし最近の脳磁場測定による推定結果によると(第11章)、少なくともN1-成分と聴覚皮質との関連については多くの関連研究の結果によって支持されている(Elberlingら, 1980, 1982; Hariら, 1980; 磯部ら, 1986; Kaufmanら, 1984; Reiteら, 1978; Samsら, 1985; 菊池ら, 1986, 1987等)。したがってVaughanら(1970)による見解は正当であったことが最近認められた。

以上の議論はすべて、刺激の提示間隔が十分に長い条件下で得られた聴性誘発反応について行われたものである。本論文において提案した3Hz-AEP法において観測されるN1-成分については、前頭部から頭頂部にかけて最大電位分布領域が形成されるという事実は必ずしも保存されないことが明らかとなった。本法によれば、N1-成分は音の構造とその優位性に対応して(第7章、第8章)、左右いずれかの中側頭部近傍にその最大電位分布領域を形成する。3Hz-AEP法では、前章(第5章)で述べたように、音に対する非優位側から記録される反応は抑圧(suppress)されるという事象が生じる。したがって、いわゆる通常の条件下で記録されるSVRの動態がVaughanら(1970)のように左右の聴覚野における神経活動の総和によるものと考えられるならば、3Hz-AEP法の条件下では音に対する非優位側の側頭部の聴覚野の反応性が著しく劣化することによって、音に対する優位側の反応が相対的に顕在化するという事象が生

じると考えられる。すなわち3Hz-AEP法においては、通常の刺激提示条件下では生じ得ない特異な状況の実現していることが、本章において検討した頭皮上電位分布においても確認された。

また、P1-およびN1-成分の頭皮上電位分布領域と音の物理構造との間に明確な相関を認めた。特にP1-成分の最大値領域に関しては単なる左右差に止まらず、音の微妙な構造の差異を反映して、その音の優位側半球内においても、前頭部から後頭部まで広範に移動することが判明した。P1-成分の最大電位分布領域と大脳皮質の部位的対応という観点から考えると、左半球ではほぼ頭頂連合野といわれる部位に対応しており、右半球では前頭部から後頭部までの広範な部位に及んでいる。このP1-成分が、皮質下の非特殊投射経路または特殊投射経路によって生じたものか、あるいは聴覚皮質に到達した後、連合野などを經由して皮質の他の部位に及んで生じたものかについては、本章の結果だけでは断定し得ない。この問題については次の第11章において改めて議論する。

10-4. まとめ

3Hz-AEPの頭皮上電位分布について検討した結果、

1) P1-N1振幅値に基づいて左右差評価を行う場合、前章までに採用してきた2部位(T3, T4)から記録される反応間の比較によって充分であることが確認された。

2) N1成分については前章(第7、8章)で述べた、音の物理構造と左右差との関連に対応して左右差が確認されるとともに、その音の優位側半球の中側頭部近傍に最大電位分布領域を認めた。

3) P1成分については、同様に音の構造と左右差との関連に対応して左右差が認められた。さらに検査音の物理構造をsensitiveに反映して、その音の優位側半球内の前頭部から後頭部の各部位に最大電位分布領域を形成した。

4) P1成分の頭皮上最大電位分布について、左半球では主に側頭部から頭頂部にかけて集中し、右半球では音の構造に応じて前頭部から後頭部にかけて、左半球の場合に比較してより広範な部位に分布する傾向が認められた。

第11章 聴性誘発脳磁場による

3Hz-AEPの発生源推定

一般に、頭皮上で観測される集合電位である誘発電位の発生源を推定する逆問題では、その発生源を単一あるいは複数個の等価電流双極子と仮定して考える(第4章)。そして、これまで行われてきた推定のほとんどが、電位情報に基づくものに限定されていた。ところが電位情報のみによる推定にはいくつかの問題がある。

それは、脳が骨、膜、脳脊髄液、脳実質など互いに大きく異なる導伝率の物質から構成されているため(図11-1)、現実的に計算できる程度の単純なモデルを用いる限りにおいては、観測される電位の歪みによって、その推定精度が著しく低下する可能性のあること、また基本的に相対値測定の結果によらざるを得ないことなどの欠点がある。

これに対して、脳の磁場による推定については、脳の構成物質の透磁率が空気あるいは真空の値にはほぼ等しく、しかも完全な絶対値測定ができるため、電位情報に基づく推定よりも優れた推定精度の実現が期待できる。

本章ではまずその理論的基礎を与えた後、聴性誘発脳磁場の解析によって3Hz-AEPのP1-成分およびN1-成分に対応する等価電流双極子の脳内部位およびダイポール・モーメントの大きさなどについて検討した。

Material	Resistivity (ohm·cm)
Copper	2×10^{-6}
Seawater	20
CSF	64
Blood	150
Spinal cord (longitudinal)	180
Cortex (5 kc/sec)	230
Cortex (5 cps)	350
White matter (average)	650
Spinal cord (transverse)	1200
Bone (1 megacycle/sec)	1800
Bone (low frequency)	16,000
Wet skull (low frequency, average)	20,000*
Pure water	2×10^7
Active membrane (squid axon)	2×10^7
Passive membrane (squid axon)	10^9
Dry skull (low frequency)	10^{13}

*This figure is very rough since skull resistivity is quite variable.¹¹

図11-1 生体組織の電気インピーダンス.

11-1. 理論

電流双極子は電流源として、血液、脳実質、皮膚などから成る不均一容積導体（第4章）中に電流を供給する。これを分布電流と呼ぶ。したがって生体外で計測される磁束密度 \mathbf{B} は、電流双極子そのものが有する電流によって誘起される磁束密度 \mathbf{B}_d と、分布電流による磁束密度 \mathbf{B}_v の和と考えられる（図11-2）。

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_d + \mathbf{B}_v$$

一般に電流密度 \mathbf{J} の分布電流による磁束密度は、

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \mathbf{J} \times \nabla (1/r) dv$$

となる。

ここで r は分布電流を有する単位体積 dv から磁束密度測定点までの距離とする。

生体内電流密度 \mathbf{J} は、単位体積あたりに分布する電流源密度 \mathbf{J}_i と導体内電流密度 $\sigma \mathbf{E}$ との和となる。

したがって、

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_i + \sigma \mathbf{E}$$

と上式とから、

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \mathbf{J}_i \times \nabla (1/r) dv + \sum_j \frac{\mu_0}{4\pi} \int (\sigma' - \sigma'') \phi \nabla (1/r) \times d\mathbf{S}_j$$

ここで、 σ' 、 σ'' は境界面を構成する導体の導電率

r は磁束密度測定点から電流源への距離

ϕ は境界面の電位分布

\sum_j は境界面電位分布についての総和

$d\mathbf{S}_j$ は σ' から σ'' へ向かう方向と同方向の境界面の面素ベクトル

を示す。

したがって、体積導体が半径方向に異なる導電率から成る球体の場合には、その球面の法線成分の磁場を測定することで、上式の第2項をゼロとすることが出来るため、空気中に電流双極子を置いた状況と等価になる。

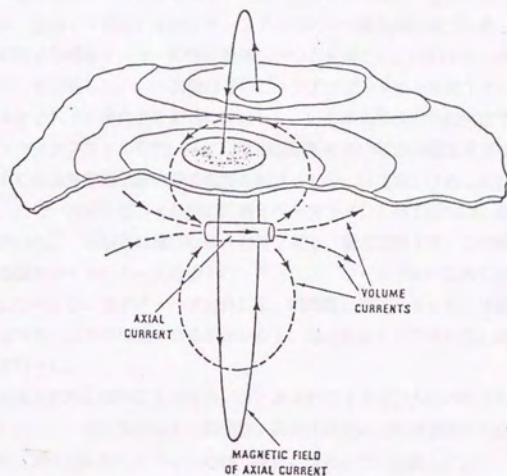


図11-2 容積導体内の電流双極子が発生する電流分布と外部における磁場。 外部磁場は、電流双極子による電流 (axial current) と容積導体内に流れる分布電流 (volume current) によって生成される。

11-2. 聴性誘発脳磁場の測定

11-2-1. 方法

SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) をおよそ -270°C という極低温に保つため、主にエポキシ樹脂系の材料より成るデュワーの中に液体ヘリウムを満たし、この中に一次微分型のグラジオメーターを設置した。一次微分型のピックアップコイルとは図11-3のように2つのコイルをそれぞれ逆向きに直列に接続した、いわゆる差動型の検出器である。このタイプのピックアップコイルを用いることで地球磁場あるいは都市磁気雑音などの、測定対象から遠方にある外部磁気雑音源の影響を相殺してS/N比を上げることができる。

本実験では、この一次微分型コイル間の距離(ベースライン)が70mm、直径が30mmのものを用いた。被験者は健常な成人男性2名で、測定は図11-3の様に高透磁率材料より成る磁気シールドルームの中で行った。シールドルーム内に音源の磁気ノイズが混入しないようにエアチューブを介して、刺激提示間隔1sec、持続時間70msec(立上がり、立下がり共に24msec)、音圧およそ50dB SLの断続音として単耳刺激を行った。

音刺激には日本人男性の発声による母音/a/およびバイオリンA音の準定常部とした(第7章参照)。測定部位は左右側頭部、両側外耳道孔より頭頂部の方向へおよそ5cmの位置に、頭皮面に対してコイルの軸が垂直になるように設置した。

なお2名の被験者については、聴性誘発脳磁場測定開始前に3Hz-AEPの左右差評価によって、いずれも母音-左半球優位、バイオリン-右半球優位となる、いわゆる日本人正常型(第7章)であることを確認した。

11-2-2. 結果

図11-4(a)はシールドルーム内に被験者を入れないという条件以外は、全く実際の測定と同じ条件下で測定した磁気信号で、同図(b)は、音を与えないという条件以外は全く同じ条件下で測定したものであり、いずれも特徴的な磁場変動をほとんど認めることができなかった。

図11-5は被験者の左右側頭部から得られた磁気信号であり、図11-4のシステムノイズとは全く異なり、十分に大きなエネルギーを有する特徴的な磁場変動が認められた。特にバイオリンの音に対する左右側頭部の聴性誘発脳磁場が、ほぼ完全な位相逆転を呈した事実については、左右の側頭部ではほぼ対称な部位に同じ向きに等価電流双極子が並列に存在することによるものと推察された。また図11-6は、別の被験者から得られた聴性誘発脳磁場であり、音入力に対応した明確な磁場変動が認められた。

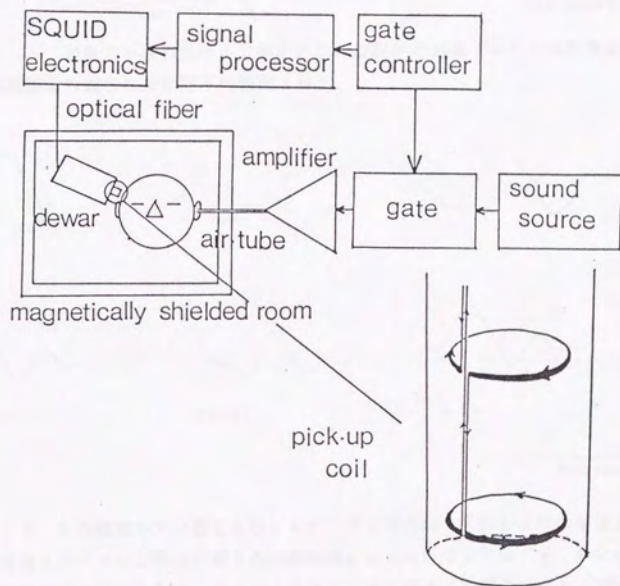


図11-3 一次微分型ピックアップコイルによる脳磁場計測システム.



図11-4 被験者不在の条件下で測定された加算平均磁場 (a) と無刺激条件下で被験者の側頭部より得られた加算平均磁場 (b)。

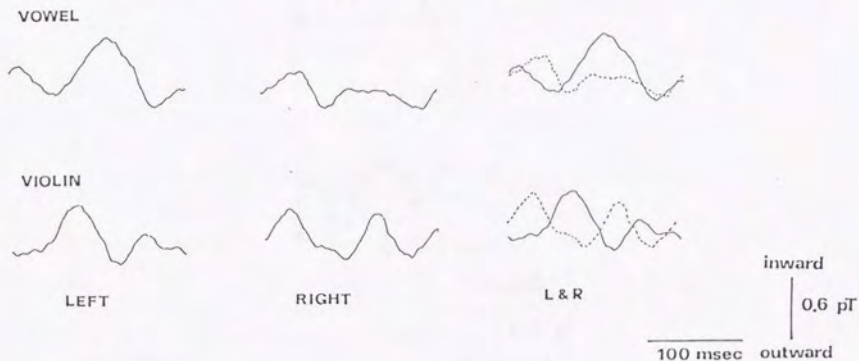
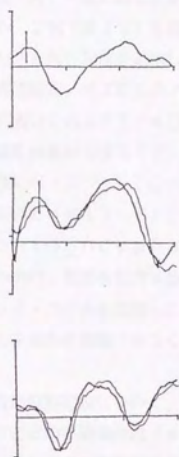


図11-5 左右側頭部外耳道孔よりvertexの方向へ上方5cmの部位より検出された、母音とバイオリンの音に対する対側刺激による auditory evoked neuromagnetic field とその重ね書き (被験者J例)。バイオリンの場合、同左右対称部位において同方向の等価電流ダイポールが並列に存在することが推測される。



inward
 |
 0,6 pT
 |
 outward

 100 msec

図11-6 母音の両耳刺激にて誘発された左右側頭部の auditory evoked neuromagnetic field (上、中) およびバイオリン音の右耳刺激による左側頭部の auditory evoked neuromagnetic field (下) (被験者N).

11-3. 聴性誘発脳磁場によるP1-成分とN1-成分の推定

11-3-1. 方法

被験者については、3Hz-AEP法に最も長期にわたって安定した結果を示し続けている日本人正常型被験者No. 2例(第7章)を採用した。検査音には母音/a/とバイオリンA音を用いて、3Hz-AEP法を適用した。

磁場測定にあたっては、外部磁気ノイズによるアーチファクトを軽減するために、磁気シールド・ルーム内(DC成分でおよそ1/400に減衰する)で被験者を横臥させ、頭部を固定し、検査音は非磁性材料から成るエア・チューブを介して被験者の両耳に与えた。検出器には前述と同様にベースライン70mm、直径30mmの一次微分型コイルによるSQUID磁束計を用いた(図11-7)。

脳磁図(MEG: MagnetoEncephaloGram)の測定については、頭部の中心から半径ほぼ77mmの、頭部を包含する測定球面に対してコイルの軸がほぼ垂直になるように、ピックアップ・コイルを設置した。そして各測定点間の距離がおよそ20mmになるように、左右半球の各側面で少なくとも30点以上について計測していった。

各測定点から得られた聴性誘発脳磁場について、音刺激の立ち上がりから200 msecまで、10msecごとの等磁場曲線(equifield contour map)を構成した。そしてこの等磁場曲線の時間的対応から、3Hz-AEPのP1-成分およびN1-成分に対応する磁場成分であるP1m-成分およびN1m-成分("m"はmagneticを示す)について、これらに対応する等価電流双極子の脳内部位、向き、モーメントの大きさについて検討した。

なお等価電流双極子の推定については、以下の計算に基づいておこなった。

図11-8において、 \mathbf{J} によって生じる磁束密度のコイルに垂直な成分を \mathbf{B}_n 、コイル上の微小要素 $d\mathbf{l}$ の位置におけるベクトルポテンシャルを \mathbf{A} とすると、鎖交磁束 $\Phi(r)$ は、

$$\begin{aligned}\Phi(r) &= \int \mathbf{B}_n \cdot d\mathbf{S} \\ &= \int \mathbf{A} \cdot d\mathbf{l} \\ &= \frac{\mu_0}{\pi k} \cdot \frac{\mathbf{J} \cdot (\mathbf{P} \times \mathbf{Q})}{|\mathbf{P} \times \mathbf{Q}|} \cdot \left(\frac{r}{Pr \cdot \sin \alpha} \right)^{\frac{1}{2}} \{ (1-k^2/2) K(k) - E(k) \} \\ k^2 &= \frac{4Rr \cdot \sin \alpha}{(r+Pr \cdot \sin \alpha)^2 + (R-Pr \cdot \cos \alpha)^2} \quad K(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1-k^2 \sin^2 \theta}} \quad , k^2 < 1 \text{ (第1種完全楕円積分)} \\ E(k) &= \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1-k^2 \sin^2 \theta}} \quad , k^2 < 1 \text{ (第2種完全楕円積分)}\end{aligned}$$

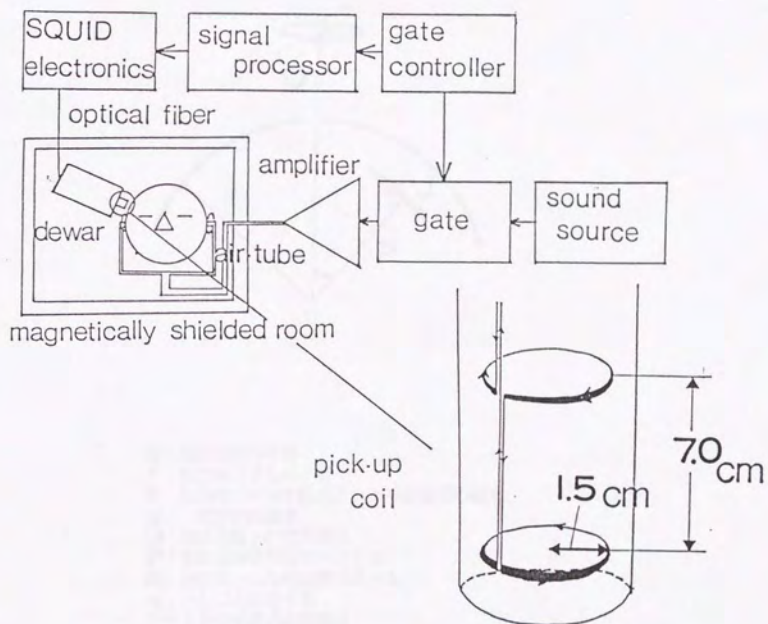
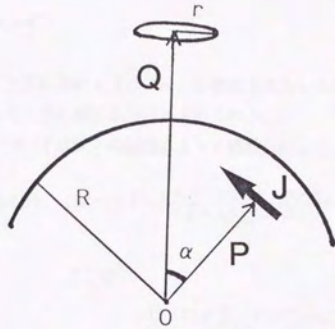


図11-7 3 Hz-AEP法による磁気反応計測システム。



- R : 測定球面の半径
 r : 検出コイルの半径
 Φ : 検出コイルで検出される垂直磁場の磁束
 μ_0 : 真空の透磁率
 \mathbf{J} : 電流双極子の電流密度
 \mathbf{P} : 電流双極子の位置ベクトル
 \mathbf{Q} : 検出コイルの位置ベクトル
 α : \mathbf{P} と \mathbf{Q} とのなす角
 P_r : \mathbf{P} の半径方向の成分

図 11-8 球体モデルによる電流ダイポールの位置推定.

本測定では前述のようにグラジオメータを用いているため、検出される磁束Φは、

$$\Phi = \Phi(r) - \Phi(r + \Delta r)$$

ただしΔrはベースライン

で求まる。したがって上式において(d/R)に数値を代入してΦが最大となるτを求めることによって、図11-9の補正曲線Bが求められる。

なお、等磁場曲線については以下の補間によって構成した。

$$B(x, y) = \sum_{m=1}^{55} \sum_{n=1}^{55} B(m/5, n/5) \cdot \frac{\sin(5\pi(x-m/5))}{5\pi(x-m/5)} \cdot \frac{\sin(5\pi(y-n/5))}{5\pi(y-n/5)}$$

ここで

B(m/5, n/5)は測定された磁束密度の値
B(x, y)は補間後の磁束密度

11-3-2. 結果

図11-10に、バイオリンA音を与えた時の右側頭部30点において計測された聴性誘発脳磁場の例を示す。同図のようにP1m-成分とN1m-成分との頂点間振幅値は、測定部位によるが最大で1.0pT程度の値を示した。さらに図11-11は、母音/a/を与えた時の左側頭部において計測された聴性誘発脳磁場に基づいて構成した等磁界線図である。同図においてハッチ部は頭内部から頭外部へ出てゆく磁束、白部は外部から内部へと入り込む磁束を示す。また下の数字は音の立ち上がりからの潜時であり、単位はmsecである。同図より、一般に頭外部へ出る磁束と頭内部へ入る磁束とが対になって生起する様子が観測された。

図11-12に、各電流双極子について推定されたダイポール・モーメントの向きを考慮にいたした値を示す。母音/a/に対するP1m-成分は、左19.8nA・m、右8.53nA・m、N1m-成分については、左27.6nA・m、右15.1nA・mと推定された。またバイオリンの音に対するP1m-成分は、左-19.0nA・m(図11-17、後に詳述)、右17.6nA・m、N1m-成分については、左1.44nA・m、右41.2nA・mとなった。

したがって母音/a/を用いた場合は、左半球のP1m-成分、N1m-成分のダイポール・モーメントの値が右半球の値に比して大きく推定された。一方、バイオリンの音

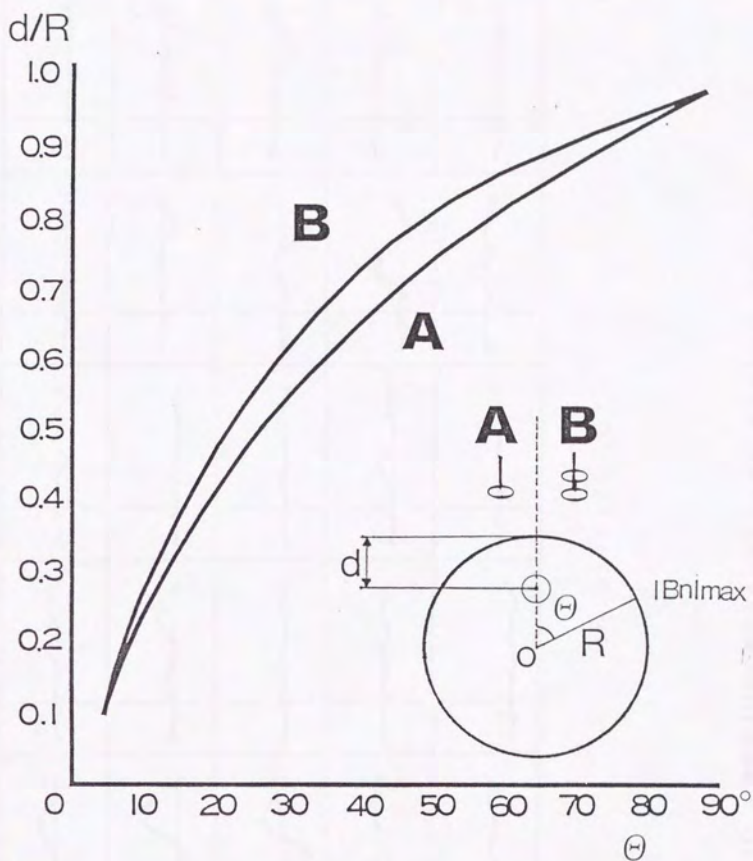


図11-9 非微分型コイル(A)と一次微分型コイル(B)による、球体モデルを用いた電流ダイポールの深さの推定。

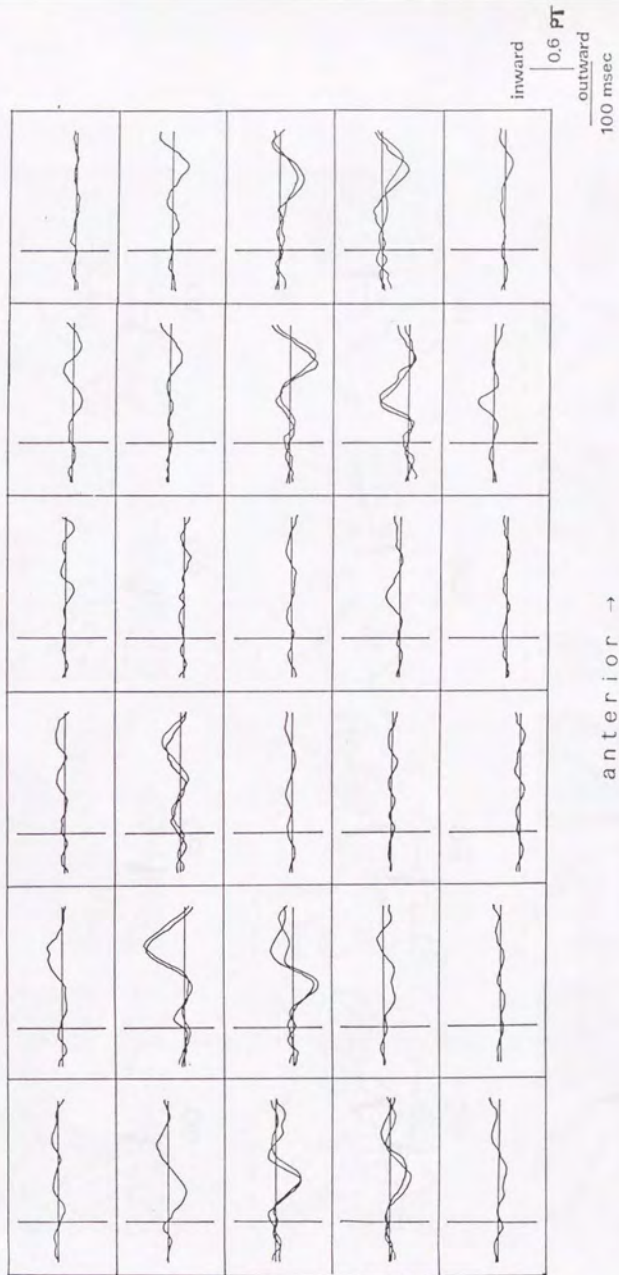


図11-10 右側頭部30点におけるauditory evoked neuro-magnetic fieldの計測例。バイオリンA音の場合。

← anterior

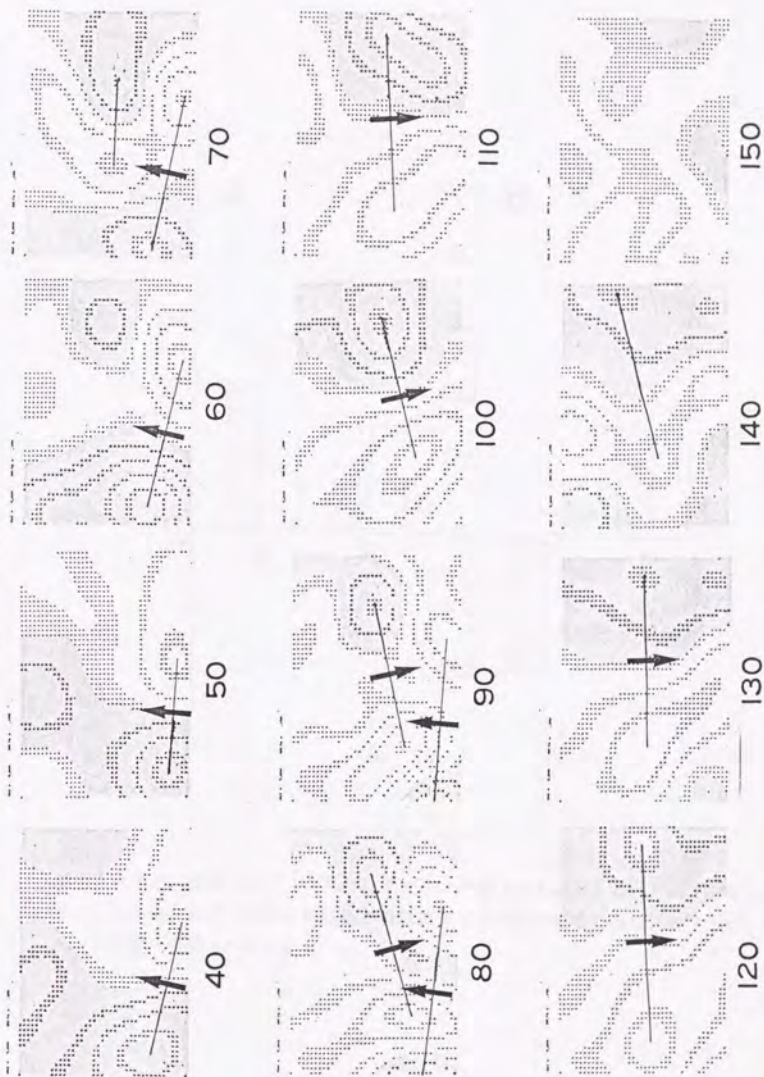


图11-11 左側頭部にて計測されたauditory evoked neuro-magnetic fieldから構成された等磁場線図(equifield contour map)。母音/a/の場合。矢印は推定ベクトルを表す。

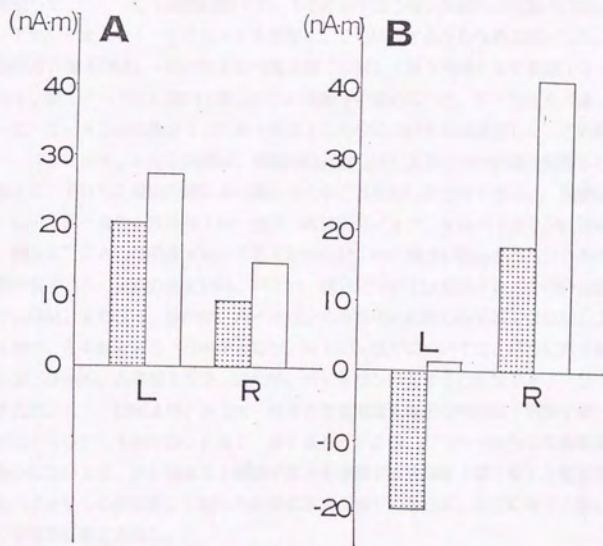


図11-12 母音/a/ (A) とバイオリンの音 (B) に対するP1m-成分 (ハッチ部)、N1m-成分 (白部) に対応する電流ダイポールの接線方向成分のダイポールモーメントの値 (単位: $\text{nA}\cdot\text{m}$) .

を用いた場合は、右半球のN1m-成分のダイポール・モーメントの値が左半球の値よりも大きく推定された。そしてこの場合、左半球におけるP1m-成分に対応するダイポール・モーメントについては、他の場合に推定されたP1m-成分の向きとは逆向きに推定された。

各電流双極子の重心の位置については、球体モデルを用いることにより図11-13の様にも求められた。この結果と脳の解剖学的部位との対応については、CT画像との対応によって推定した。CT画像は図11-14に示すような、外眼角耳孔線(OML: OrbitoMeatal Line)を基準に、これに対する平行な断面図とした。CT画像の最下端(OML+0mm)から最上端(OML+85mm)までを図11-15に示す。図11-13において推定された双極子の重心のうち、S/N比を考慮してダイポール・モーメントの値が $10 \text{ nA} \cdot \text{m}$ 以上のものについてのみ推定した。その結果を図11-16に示す。ただし同図は、外眼角耳孔線OMLより5mm間隔で撮影したCT画像上に、それらと最短距離にある重心をそれぞれ投影したものである。同図において、PはP1m-成分、NはN1m-成分、Aは母音/a/, Vはバイオリンに対応しており、例えば"PA"は母音/a/を与えた時のP1m-成分に対応するベクトルの重心の位置を表す。実際の推定値は、P1m-成分については母音/a/を用いた時の左半球ではOMLより34.9mm、バイオリンの音を用いた時の右半球ではOMLより35.4mm、左半球で35.8mmとなり、N1m-成分については、母音に対する左半球で52.3mm、右半球で52.8mm、バイオリンに対する右半球で47.0mmと計算された。同図より、N1m-成分の等価電流双極子の重心は上側頭平面(superior temporal plane)近傍、P1m-成分の等価電流双極子の重心については、主に視床と上側頭平面とを連絡する放線部(第3章)と推定された。なおバイオリンの音に対して得られた等価電流双極子の重心は、母音に対する重心の位置よりも後部に推定された。

各電流双極子の向きについては、一般にN1m-成分に対応する電流双極子ベクトルについては下向きに、P1m-成分に対応する電流双極子ベクトルについては一般に上向きのベクトルとして推定されたが、バイオリンの音に対する左半球のP1m-成分に対応する電流双極子については下向きのベクトルとして推定された。

図11-17は、図11-13、16の推定結果に基づいて再構成した前額断面図で、それぞれの電流双極子の位置、向き、大きさ(矢印の長さに対応)についてまとめた図である。

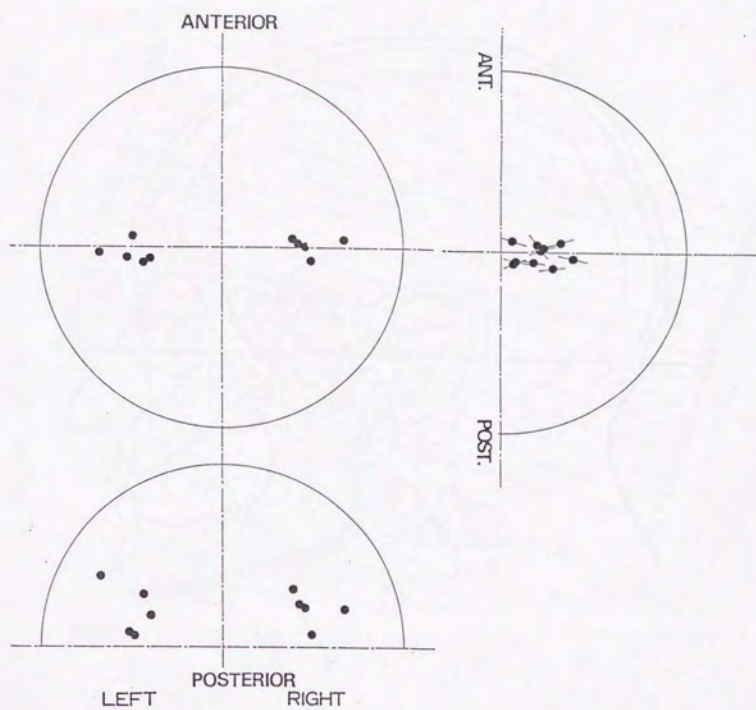


図11-13 球体モデルによる各電流ダイポールの重心位置の推定結果。右上の図における線はダイポールの方向を示す。

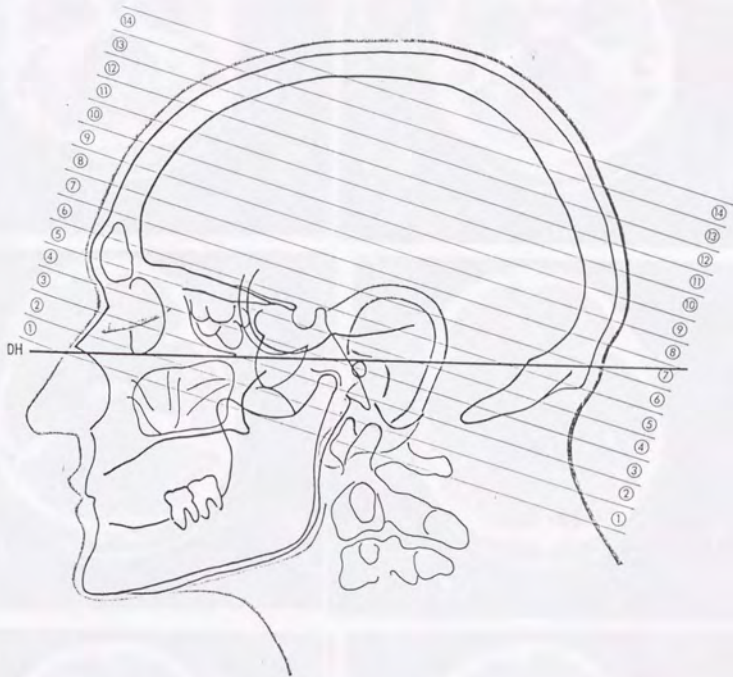


図11-14 頭部の側面像に外眼角耳孔線とその平行線を書入れたもの。丸で囲んだ数字は1cmの厚さのスライス番号を表す。

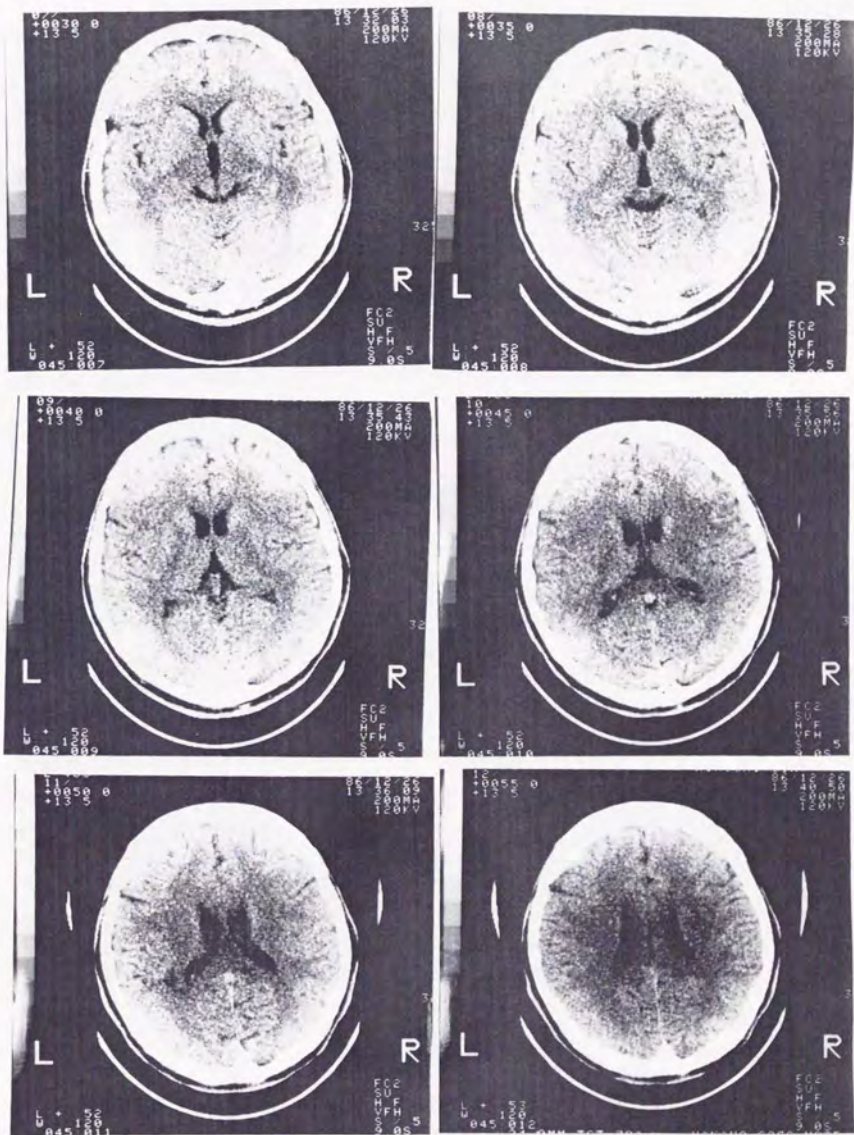


図11-15 続き。OML + 30mmからOML + 55mmのもの。

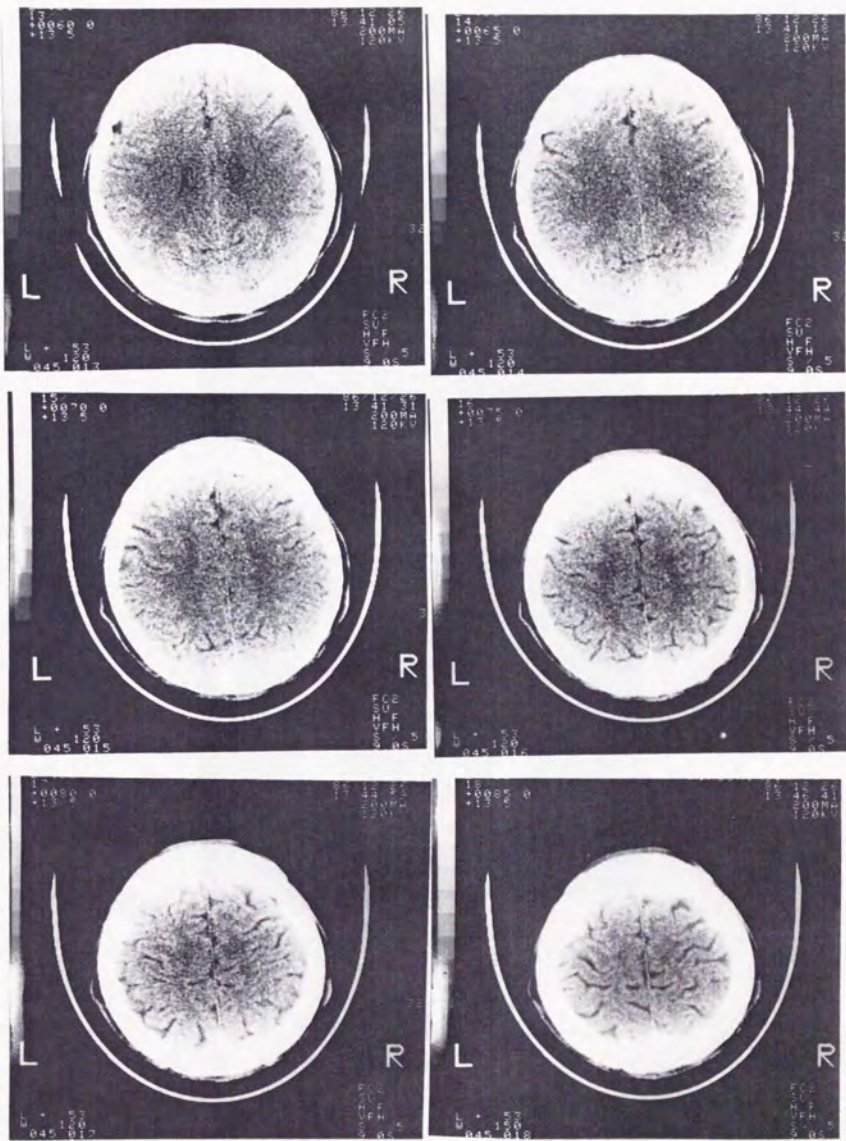


図11-15 続き. OML+60mmからOML+85mmのもの.

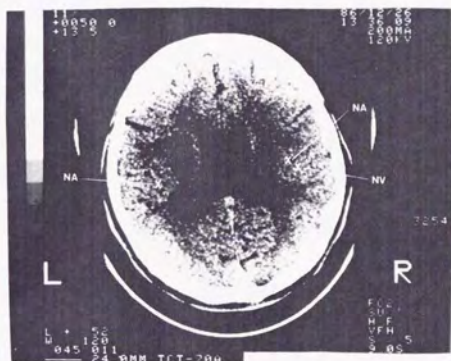
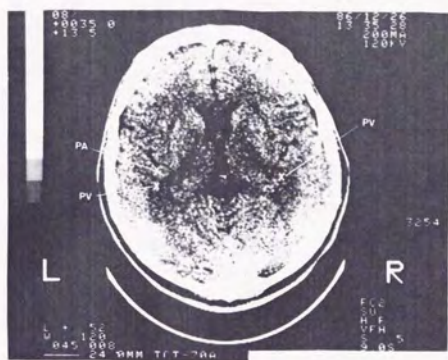


図11-16 CT像(上:OML+35mm、下:OML+50mm)と auditory evoked neuromagnetic fieldによる推定結果との重ね書き(P:P1m成分、N:N1m成分、Λ:母音/a/, V:パイオリン音)。

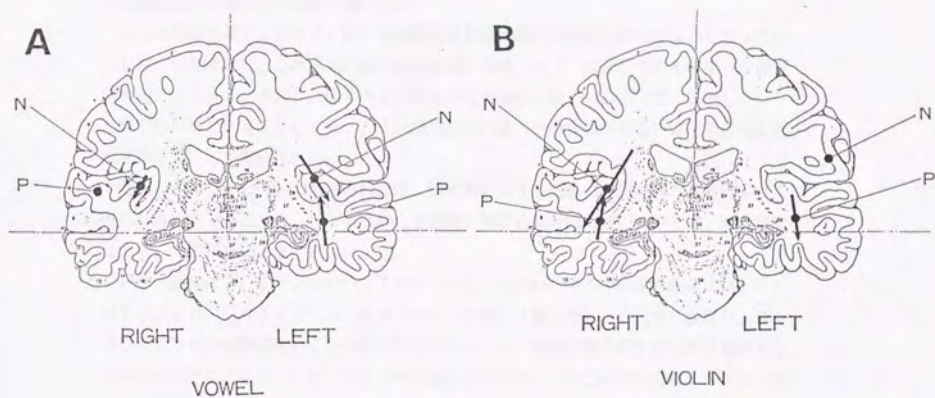


図11-17 母音/a/ (A)とバイオリン(B)に対するauditory evoked neuromagnetic fieldのP1m-成分とN1m-成分に対応する電流ダイポールの位置と接線方向のモーメント値とを、図11-13, 16の結果に基づいて再構成した前額断面図。

11-4. 考察

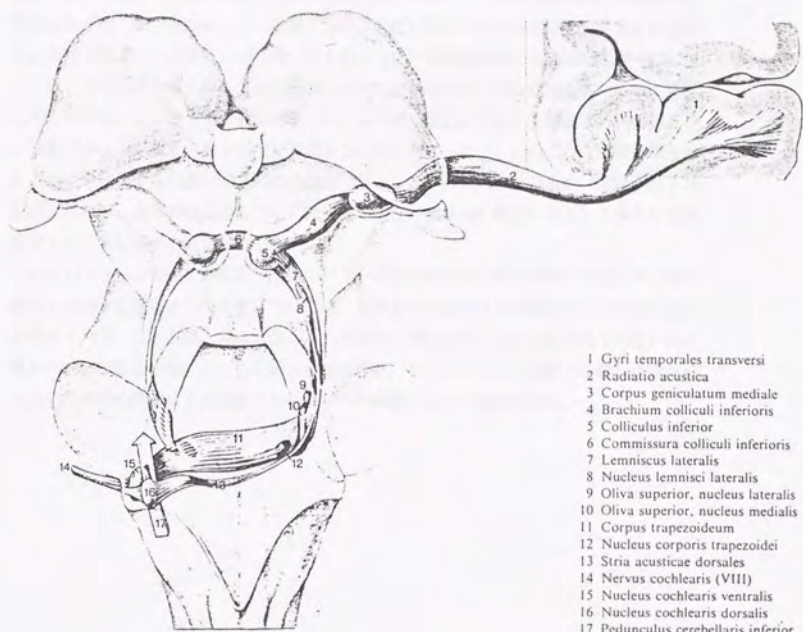
N1-成分の起源については1970年Vaughanらの報告以来、頭皮上電位分布からの検討が盛んに行われ (Goffら, 1977; Kooiら, 1971; Woodら, 1984)、これに続いて脳の損傷部位との対応 (Knightら, 1980)、頭蓋内での電位記録 (Celesiaら, 1968, 1976)、あるいは容積導体を用いたシミュレーション (Shergら, 1985; Woodら, 1984) などがなされており、これらの結果からは主に、第一次聴覚領を起源とする説と、前頭葉など他の部位に起源を求める説とに分れる (第10章)。

これらの電位測定に加えて、近年では聴性誘発脳磁場の計測が行われるようになってきており、現在までのところ磁場計測による結果からは、N1-成分については第一次聴覚領の関与の大きいことは、ほぼすべての関連研究者間で一致している (第10章)。本章で得られた結果についても、N1-成分がほぼ第一次聴覚領あるいはその近傍に起源を有することが確認された。

ただし本章を含む一般の脳磁場計測は、頭皮面に対する磁場の垂直成分の測定によって得られた結果であるため、N1-成分と前頭葉の神経活動との関連については、現段階では完全に否定することはできない。

P1-成分については、市河ら (1983) によっていわゆる中間潜時反応 (MLR: Middle Latency Response) (第4章) のPa-成分およびPb-成分との相関の高いことが示されている。P1-成分自体の発生源に関する研究はこれまでほとんどなかったが、MLRの起源については、1958年のGeislerらによる記録をはじめとして、Goldstein (1967, 1972) およびMendelら (1969) などによって研究が押進められてきた。その結果、MLRのPa-成分の発生源は、聴覚領とする説 (Kagaら, 1980)、内側膝状体 (内田ら, 1980) あるいは内側膝状体-視床 (Pictonら, 1974)、中脳網様体 (Buchwaldら, 1981, 1983; Hinmanら, 1983) とする説など、さまざまな部位に推定されており、未だ議論の余地が残されている。

前章では、頭皮上電位分布の検討によって、検査音の物理構造とP1-成分の最大電位分布領域との間に大きな相関を認めた。すなわち音の物理構造に対応して、P1-成分の最大電位分布領域が前頭部から後頭部へと様々なvariationを呈する事実を認めた。さらに本章では、P1-成分に対応する等価電流双極子の重心が視床と上側頭平面との中間部位に存在することを明らかにした。同部位は、いわゆる聴覚系の特殊投射経路 (auditory-specific pathway) とすれば聴放線 (acoustic radiation) に対応する部位 (第3章) と考えられる。聴放線は皮質へ向かって、放散性に広がって投射する神経構造から成る (図11-18の



- 1 Gyri temporales transversi
- 2 Radiatio acustica
- 3 Corpus geniculatum mediale
- 4 Brachium colliculi inferioris
- 5 Colliculus inferior
- 6 Commissura colliculi inferioris
- 7 Lemniscus lateralis
- 8 Nucleus lemnisci lateralis
- 9 Oliva superior, nucleus lateralis
- 10 Oliva superior, nucleus medialis
- 11 Corpus trapezoideum
- 12 Nucleus corporis trapezoidei
- 13 Stria acusticae dorsales
- 14 Nervus cochlearis (VIII)
- 15 Nucleus cochlearis ventralis
- 16 Nucleus cochlearis dorsalis
- 17 Pedunculus cerebellaris inferior

- 1 横側頭回
- 2 聴放線
- 3 内側膝状体
- 4 下丘腕
- 5 下丘
- 6 下丘交連
- 7 外側毛帯
- 8 外側毛帯核
- 9 上オリブ外側核
- 10 上オリブ内側核
- 11 台形体
- 12 台形体核
- 13 背側聴条
- 14 蝸牛神経(VIII)
- 15 蝸牛神経腹側核
- 16 蝸牛神経背側核
- 17 下小脳脚

図11-18 聴覚経路。聴放線は内側膝状体から聴覚皮質へと放射状に投射する。

2) ため、末梢から中枢に連絡する他の聴覚経路に比較して、特に軸索方向に形成される電流双極子の、ベクトルとしての位置、方向、勾配に最も大きな自由度を有する可能性の高い部位である。さらに前述(第3章)のように、聴覚神経系による情報処理一般については、音が末梢から中枢に至る各神経レベルで様々な分析、統合が繰返されていく過程と考えられる。したがってこの各過程では、音の物理構造に対応して活動する神経群とその活動パターンが決定される状況が実現するものと考えられる。このような事態は聴放線においても同様で、同部位で音の物理構造に対応した、特に自由度の大きい電流双極子が形成されれば、前章の結果のように、頭皮上の電位分布は音の構造に対応して様々な動態を呈することになると考えられる。

なおバイオリンの音に対する左半球のP1成分に対応する電流双極子の向きが、他の場合と逆向きに推定された結果については、前章までの電位計測の結果から2つの可能性が考えられる。ひとつは、視床を中心とした皮質下神経核群に対する反対側(右側)神経群からの抑制性の活動によって形成される可能性。もうひとつは、同側(左側)皮質からの遠心性神経の活動による皮質下神経核群への抑制による可能性である。

11-5. まとめ

聴性誘発脳磁場を用いて、3Hz-AEP法によって検出されるP1-成分およびN1-成分に対応する等価電流双極子について検討した結果、

- 1) N1-成分については第一次聴覚野あるいはその近傍に、上向きベクトルとして推定された。
- 2) P1-成分については聴放線あるいはその近傍に推定された。
- 3) N1-成分の接線方向のダイポール・モーメントの値については、母音/a/を用いた場合は左半球優位、バイオリン音を用いた場合には右半球優位となった。
- 4) バイオリン音に対する左半球のP1-成分については、視床レベルへの何らかの抑制の関与する可能性が認められた。

第12章 3Hz-AEP法から見た

ヒトの聴覚情報処理

本研究結果および関連領域の知見から、音の提示間隔とヒトの聴覚情報処理様式との関連について考察すると共に、ヒトの認知機能における基本的神経機構としての3Hzジェネレーター存在可能性について検討する。

12-1. 音の提示間隔とヒトの聴覚情報処理様式

本研究論文は、聴性誘発反応を用いて、音の構造とヒトの聴覚情報処理系における機能的非対称性との関連について得られた結果をまとめたものである。従来、聴性誘発反応を用いた大脳半球の機能的非対称性の検出可能性については、多くの研究がなされてきたにもかかわらず、未だにその結論については混沌としたものがある(第5章)。その中で、本研究論文において提起、適用してきた「3Hz-AEP法」は、この問題に対して肯定的な結果を出してきた。

3Hz-AEP法によって、検査音の物理構造に対応した大脳半球の左右差を、質的にも言える非常に顕著な差異として捕えることに成功した。そしてこの顕著な左右差は、検査音の提示間隔がほぼ300msec近傍で音が与えられること、そして被験者は音聴取と同時にそれをひとつひとつリハーサルするような形で処理し、ひとつの系列単位がこれを挟み前後の系列によって影響されないように(リズムや拍を感じないように)聴取するように統制されることで、はじめて生じるものであった(第5章参照)。すなわち、およそ300msecの間隔で与えられる音を、被験者自らそれに同期するように情報処理の流れを形成することが、聴性誘発反応の顕著な左右差を検出する上で必要不可欠な条件であった。

これらの条件は、全くの試行錯誤の結果見出されたものであって、その意味についてはまだ明らかではない、すなわち現象として確認された段階である。本節では、本研究以外の関連研究の結果との対応も含めてこの処理機構について考察する。

3Hz-AEP法では、間隔300msecの音系列が与えられる。これは平坦な音の繰り返しから成るため、聴取開始時には、そこに周期感を感じられてもリズム感を感じられない。しかしながら特に意識的に音に対する注意集中を継続しなければ、このような状況は少し時間が経過するといずれかの音がアクセントを持つようになって、やがて一定の間隔ごとにアクセントのある音が現われ、アクセントから次のアクセントの手前までがひとつの単位を形成して、主観的な音群の形成によって主観的なリズムが成立する。ところが本実験において要請されるように、この意味で自然に形成されるべき主観的なリズムを抑制し、最初の聴取状態と同様にひとつひとつの系列単位が相互に影響を与えないようそれぞれ独立に聴取することが、被験者の意識の調整によって可能となる。300msecの周期で音系列が与えられる場合、ただ漫然と音を聞いてると時間と共に前述の状態に移行する。しかし被験者自身が、同じ300msecの周期で音に対する構えを能動的に作ることが出来れば、上述の主観的なリズムはけっして生じるものではない。そして、このためには被験者に相当の注意集中が要求される。このような音の聴取状況は300数10msecから200msec程度の提示間隔で生じ、これより長い周期の場合や短い周期の場合には生じない。

ヒトの感覚情報処理あるいは感覚記憶のモデルとして、図12-1に示すように有限個の処理系の連鎖が、Wundt以来、今日の認知心理学に至るまで広く用いられてきた（例えば Hebb, 1949; Broadbent, 1958; Waugh and Norman, 1965; Neisser, 1967; Crowder and Morton, 1969; Atkinson and Shiffrin, 1971）。実際は個々の研究者間で微妙な差異があるが、基本的には共通部分も多く、図12-1に示す3個の処理系の連鎖によって構成される。

生体に入力された感覚情報は先ず感覚レジスター (sensory register) に保持される。感覚レジスターは情報の保持時間が極めて短く、そのモダリティーに特有な感覚レジスターが対応し、視覚情報はアイコニックメモリーと呼ばれるレジスターに、聴覚情報はエコーイックメモリーに対応する。このレジスターでは、続く感覚情報入力によって、保持されていた情報が干渉を受ける。

一方、短期記憶は感覚レジスターからの出力情報を、感覚レジスターよりも長い時間保持することが出来る。さらに何度もリハーサルすることによって、長期にわたって保持を続けることも可能である。また必要に応じて情報を、大容量でしかも半永久的に記憶可能な長期記憶へと送り出すこともできる。またこの短期記憶には、必要な情報が感覚レジスターや長期記憶から転送され、これに情報操作が行なわれ随意的意識的処理を実行するのに使用されることもあって作動記憶 (working register) とも呼ばれる。ちなみに短期記憶および長期記憶の大脳生理学的対応としては、短期記憶が reverberation などの電気的な閉回路の作動に対応し、長期記憶には化学的過程が対応すると想定されているが、未だ実証はない。

本研究結果を考察する上で有効な心理学的モデルは、寺西によって提唱されている。このモデルはいわゆる「能動的聴取状態」におけるヒトの聴覚情報処理機構を、過去に行われてきた音響心理学的研究や精神物理学的研究、そして今日の認知心理学的研究の結果に基づいて統一的に説明しようとするものである。時間分解能の値に関する従来の研究結果を総合すると、2つの音列の主観的弁別などの数ミリ秒から数10ミリ秒に対応する短時間領域における聴覚知覚の下限値、そして音列の命名や追唱 (shadowing) などの識別などの処理に要する200数10ミリ秒から300数10ミリ秒におよぶ聴覚認知における下限値とに分類できる (Hirsh, Warren, 寺西, 等)。図12-2に示す能動的聴取機構のモデルは、後者の認知処理に対応する。この200数10ミリ秒から300数10ミリ秒という値は、同図における情報処理速度、すなわち命名反応 (naming) の速度、あるいは内語による追唱反応 (リハーサル) の速度限界に対応する。同図において入力情報速度が処理速度の上限を越えると、追唱による処理が追いつかず情報のオーバーフローが生じる。この様な状態がチャンスレベルの識別率に対応することになる。すなわち、能動的聴取状態は入力音を一項目ごとリハーサルや内言語によ

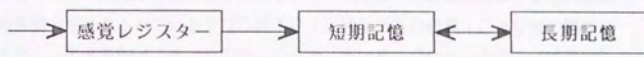


図12-1 記憶のモデル

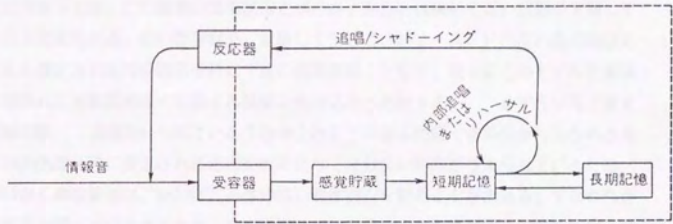


図12-2 能動的聴取機構のモデル(寺西, 1980)

る繰返しというレベルで確認することが要求される状況下で取られる方略であり、実時間型の聴覚情報処理様式といえる。

前述の2つの処理様式はICO (Identification of Components and their Orders) とHPR (Holistic Pattern Recognition) にそれぞれ対応する。例えばA, B, Cから成る系列ABCを聞く場合、各音が十分に長いと、この系列を聞きながらAに対してはaのラベルを付け、Bに対してはbを、Cにはcをという具合に、系列ABCを聞きながら実時間でabcとラベル付けすることが出来る。この処理がICOに対応し、前述の聴覚認知処理の時間分解能とされている200数10ミリ秒から300数10ミリ秒の処理時間に対応する。一方各音間がこれよりも短くなると、もはやICOという形では処理できなくなるが、音列の全体の経過パターンを把握することによって、この系列ABCをACBやEFGといった他の音系列と弁別することが出来る。これがHPRに対応する。そしてさらに、適当な学習を積み重ねることによって、弁別の段階から識別の段階へと進むことも出来る。すなわちABCにはxを、ACBにはyを、EFGにはzをというように音系列全体に1つのラベルを付けることが出来る。音声言語の獲得過程では、さらに音声器官を動作させる速度を調節することによって、聞こえとの対応からxがabc、yがacb、zがefgに対応することを学習することが必要となる。このようにHPRとICOの両機能は音声言語の獲得に不可欠であるが、HPRは多くの動物にも備わったもので、人間の音声言語の発達を可能とした鍵はむしろICOの機能と関わりが深い。

本実験条件下では、この能動的聴取状態と同じか、あるいは極めて近い状態が実現しているものと考えられる。音の物理構造に対応して生じる3Hz-AEPの左右差の背景に存在すると推定される神経機構を特に「音の選別機構」として、以下にこのモデルと本研究から導かれた神経活動様式に関する結果との対応から考察する。まずSVR (第4章) 記録の際、通常用いられている1秒や2秒などの提示間隔で音系列が与えられる場合、能動的処理状態に要求される処理時間に比べて充分長い時間が与えられているため、左右の耳からの音情報は、いわば冗長性の高い処理過程を経ることが出来る。すなわち音の情報処理時間が充分であるため、左右半球においてそれぞれの半球固有の情報処理、左右半球間の統合的処理、脳梁などの交連線維あるいは連合線維を介しての言語音情報、非言語音情報の転送処理など、多様な情報操作がなされ得る。この場合、聴覚情報の前処理としての音の選別機構は特に活発に作動することは要求されず、少なくとも(第1次)聴覚皮質近傍の神経活動によると考えられるN1-成分そして視床と聴覚皮質との相互作用によって形成されると考えられるP1-成分には、左右差がほとんど観測されないと考えられる。すなわちこの場合、いわゆる脳の競合状態は起きていない(統合あるいは協調、図12-3)。

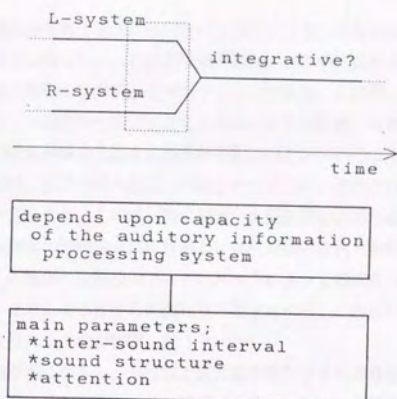


図12-3 時系列の繰返し周波数とヒトの聴覚情報処理過程。

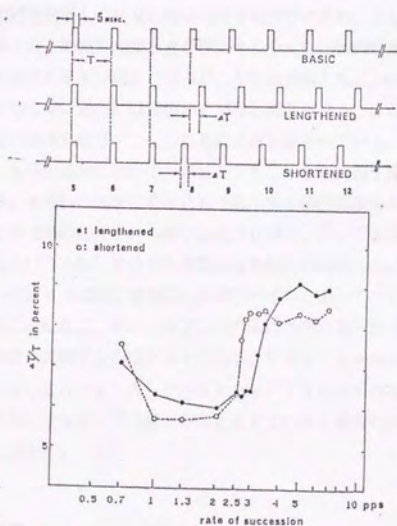


図12-4 パルス系列ゆらぎの検知限と系列の繰返し周波数との関係 (Hibi, 1983)。

一方、提示間隔が短くおよそ300msec近傍になると、十分な処理時間の与えられている前述の状況とは異なり、音情報の処理過程における冗長性を抑制することによって、要求される最小限度の処理過程を実行することになる。この際、音情報やその他関連情報を最も効率良く大脳皮質へ転送することが要求されるため、音情報の前処理機構である音の選別機構の活動が極めて高まる状態が実現される。このような状況の実現によって、言語音は直接的に言語半球へ転送されるというように、それぞれの音はその音に関して優位な半球へと送られる。この時、特に視床—大脳皮質の活動が顕著になり、音に対する非優位側側の視床は、同側の大脳皮質あるいは反対側の皮質下神経核群によって抑制される。そしてこの視床—皮質間のフィードバックによって形成される系の実現、安定化（系の再構成化）までにある程度の時間遅れが要求される。これがいわゆる競合状態と呼ばれる状態と考えられる（競合状態、図12-3）。

さらに提示間隔が短くなると、今度は上記の最小限要求される経路自体の持つ情報処理能力の限界によって、処理が歪むという結果になる。したがって極端に短い提示間隔においては音の選別機構も正常に作動できなくなる。

なお聴覚心理学的実験からは、この値を境に情報処理方略が変わることが示されている。図12-4に示す様に、一定間隔から成る音系列の中に、間隔を伸縮したものを混入して、これが認知できるかどうかという課題を課す。この成績は図12-4に示す様に、およそ間隔300msecを境に有意に異なる。この結果を本研究から解釈すれば、前処理機構（音の選別処理機構）の活発な時は余分な処理が省かれ、むしろ機械的な処理、この場合のように音と音との間隔のゆらぎを検出するなどの比較的低次の処理に適するため（もちろんこの処理が右半球が優位となるか、左半球優位となるかは明確ではないが）、300msecよりも早い場合には成績が上がると考えられる。この様に、聴覚心理学的にも、この値を境に処理形態が2つに分れることが実証されている。

以上のように、本研究論文において一貫して主張してきた大脳半球の機能差検出における「競合原理」は、すなわち処理に要求される最小限の情報処理系の確立、換言すれば冗長あるいは不要な処理系の抑圧という形で説明され得る。DLT（第2章）は両耳に同時異種の音を与えるという方略、すなわち複数の音情報の同時提示という形で、key-tapping testは同じ情報提示の時間的ずれによって、上記の処理系に対する負荷を与えていることになる。特にこの2つの方法は寺西のモデル（図12-2）の「反応」によって左右差を評価する方法と考えられる。key-tapping testによる判定結果と合致した3Hz-AEP法はkey-tapping testと同様、時間軸での情報負荷によって、「行動」の差としてではなく脳内の神経事象としてその差を検出する方法と言える。

なお我々の音情報処理、特に音声言語あるいは音楽処理においては、音系列の単位間の時間間隔が一般に短く、しかも相当量の情報があるまとまりをもって入力する。したがって音声言語および音楽の情報処理過程においては、むしろ前述の競合状態が実現しているものと推測される。そのためこの過程においては「音の選別機構」、すなわち音の前処理機構がやはり重要な役割を果たすものと考えられる。すなわち我々が日常に要求される聴覚情報処理過程において、「音の選別機構」の作動は極めて重要な位置を占めているものと考えられる。

12-2. 3Hzジェネレーターの存在可能性について

前節の議論から、繰返し周波数およそ3Hzの音系列における聴覚情報処理は、いわゆる能動的聴取状態における情報処理であった。同状態は特に音声言語処理などにおいて重要な機能を果たしており、内語などのリハーサルによって進行する実時間型の情報処理であった。本節では、音の繰返し周波数3Hzの情報処理に関連する神経学的実体について、これを支える仮想的神経機構を特に“3Hzジェネレーター”と定義して、神経学および心理学的事実との対比から検討する。

まず本研究と同様に、聴性誘発電位に関して興味ある事実が認められている。Cesariaら(1976)は脳外科手術の際に、人間の側頭葉に測定用電極を設置して、音の提示間隔と同部位から記録される誘発電位との関連を調べた。その結果、図12-5のように間隔を随意的に長くしてゆくと、200msecまでは単調に増加し、250~300msecではhyper-normalの値となり、これよりさらに時間を長くすると250~300msecにおいて記録された値よりも小さく一定の値をとることを見出している。この報告は術中の患者で記録されたものとはいえ、音の提示間隔が250~300msecにおいて誘発反応が一種共振様の挙動を呈したという事実は本実験結果との対応から非常に興味深い事実である。

さらに同様にヒトの頭皮上から記録される、認知に関連する事象関連電位としてP300がある(第4章)。P300は、感覚のモダリティーによらず、一般の感覚情報認知に伴い潜時およそ300msecに陽性のピークを形成する。この電位は、脳深部電極による検討や脳磁場解析から、側頭部の内側にある、記憶機能に関連する海馬近傍の神経活動によって生成されると言われている。3Hz-AEP法は、300msec間隔で音を与えることで音の選別処理機構を顕著に機能させ、これを検出する方法であることから、P300の生成機構との関連は否定出来ない(菊池、1990)。すなわちヒトの神経系に3Hzジェネレーターが内在して、これが強制振動状態で顕著に発現したものが本研究で対象としたものとすれば、単一事象に対して現れたものがP300と考えることも可能である。

また聴覚心理学的には、純音の強さの弁別において、3Hzで強さを変化させた時が最も弁別誤が低く(Riesz, 1928)、さらに時間の弁別についても3Hz近傍で最も鋭敏である(Woodrow, 1930; Getty, 1974; Scott, 1933等)ことが知られている(図12-6)。これらの事実はヒトの処理系に参照信号としての3Hzジェネレーターが存在すると仮定すれば、十分に説明可能である。

また、てんかんの研究は今日長足の進歩を遂げてきているが、その中でもpetit malといわれる欠伸発作(absence)は本研究との関連で示唆するところが多い。欠伸発作は意識が数秒から数10秒消失し、時に発作症状を呈するものである。

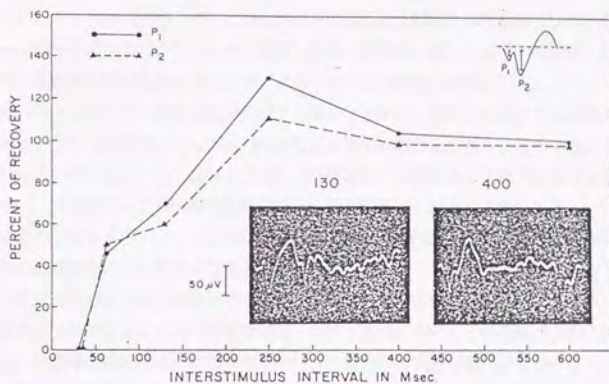


図12-5 ヒトの側頭部より記録される誘発電位と音の繰返し周波数との関係 (Celesia, 1976).

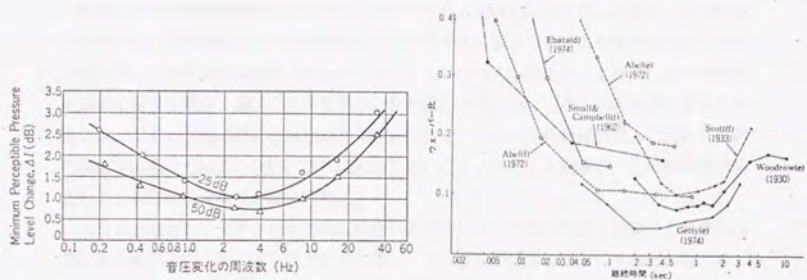


図12-6 純音の振幅変調周波数とその検知限(左). 聴覚における時間分別(右).

この欠伸発作は数多いてんかんの型の中でも、特に脳波による診断率が80～90%と高率で、3Hzのスパイク徐波複合が連続して出現する(図12-7)。てんかん発作は、神経の異常興奮によって発生するインパルス群が、他の部位へと伝播することによって生じる。インパルス群の一部は、錘体外路系の筋緊張を抑制する神経核に伝わることでさらに徐波を生成するとされている。錘体外路系は運動系に属し、運動の微調整に関与しており、運動系の抑制過程と3Hzジェネレーターとの関連も推測される。

この3Hzスパイク徐波は脳波の中でも極めて安定に、定周期で発生する脳内神経事象である。そして欠伸は、てんかんの中でも遺伝性の影響が最も強く、最も治癒しやすいてんかんといわれる。3Hzスパイク徐波は、欠伸のある子供の兄弟が正常であっても、4歳半から16歳頃の幼稚園から小学校にかけて高率に認められる(Metrakosら)。これは脳のある特異な発達段階で、その機能が遺伝的構造疾患のため破綻をきたしやすくなると考えられる。しかしこの時期を過ぎて、一度この脳機能が完成されると、その機能は全く正常に作動するようになる。

本研究論文の対象とした音の選別機構は、3Hz近傍においてその活動が頂点に達し、しかもこの機構の機能様式には臨界期があり、人間の言語学習期間にほぼ対応している。

上記の欠伸発作に関する諸事実も、これによく対応している。人間の脳内にある一連の神経系には3Hzのリズムを発生させる構造が内在しており、たとえてんかん発作という症状には出なくとも、言語学習期に集中して、なんらかの抑制機構が正常に機能しないため、このリズムが発生しやすくなると考えられる。すなわち、正常なヒトの脳内には、本来実時間情報処理用に3Hzジェネレーターが存在すると推測され、欠伸はなんらかの原因でこのジェネレーターに支障をきたすことによって発生する病変と解釈出来る。

動物の音声情報処理機能については、ヒトのそれとは質的に異なることは言うまでもない。しかし「音声機能」という観点から、ヒトのそれに類似した体系を持つものとしてトリがいる。トリの場合は鳴器(syrinx)といわれるものを持っており、ヒトの声道と同様に安定な発声、調音に十分な長さや形が備わっている。しかも歌を学習するトリの場合は、ヒトの言語学習に臨界期があるのと同様に、やはり生後数週間以内に親から固有の歌を学ばなければならない。さらにおもしろいことにはヒトと同様に、この発声機構を支配する神経系に左右差が認められる。

二ツトリなどの「発声」が生得的になされるものについては、鳴器を制御する神経が左側にあり末梢神経支配に左右差が認められる。一方、歌を学習するカナリヤなどの場合は、末梢神経支配に左右差が無い代わりに、大脳、特に錘体外路系の線状体にある歌を制御する神経機構に著しい左右差がある。そしてこれも人間の「発話」を制御する大脳皮質の運動性言語野(Brocaの領野)が主に左半球にあるのと同様に、左側の神経支配が優位となっている。

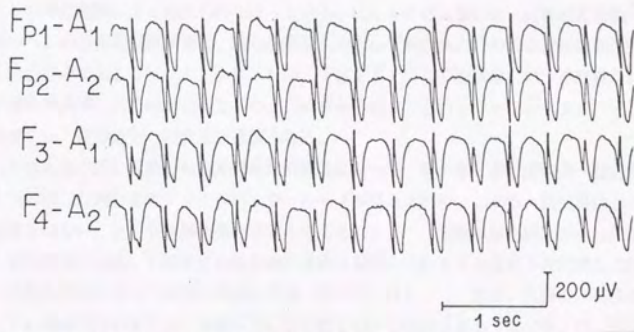


図12-7 欠伸 (absence) に認められる3Hz spike and slow wave complex. 11歳女性の例.

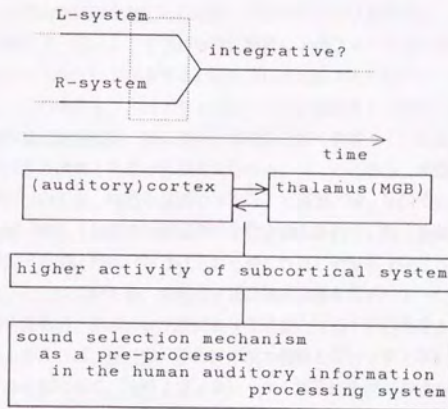


図12-8 ヒトの聴覚情報処理過程とその神経機構.

トリの発声機構は、この点で他の高等哺乳動物の持つ機構よりも、少なくとも現象的にはヒトの神経機構に良く似たものを持っている。特にトリの大脳には、高等哺乳動物一般に備わっている大脳皮質が無く、最も高度なものとして線状体といわれる神経構造が備わっているのみである (Nottebohm, 1977)。この線状体という神経構造は前述の錘体外路系に含まれるものであり、この事からも、“3Hzジェネレーター” — “非対称性” — “運動系” の関連が連想される。

これは人間の脳に認められる非対称性の構成にとって、発声系を含む運動系—聴覚系のひとつの閉じた神経系のフィードバック・ループが基本であり、しかも大脳皮質は必ずしも必要ではないことを示す興味深い事実と考えられる。 実際本研究結果が示したように、音の構造に対応して機能する音の選別機構は視床を中心とする皮質下神経核と大脳皮質との相互作用によって動的に実現される (図12-8)。 現在、大脳の左右性を研究している研究者の多くは、大脳皮質にのみ眼を向ける傾向がある (第2章) が、少なくとも「音声言語機能」に関する限り、左右性の問題を解く鍵はむしろ皮質下の運動系—聴覚系の連関というところにあると考えられる。

運動系自体の問題として、人間が安定に出力出来るパターンの時間構造はどうだろうか？ その例として、key-tapping test (第2章) で一般に用いられる3-3のパターン (・・・) を被験者おのおのの自然なリズムで、軽く人差し指でタッピングさせた。 20例の被験者について、・・・のうちのひとつの音群中の・と・との時間間隔を測定した結果、平均305ミリ秒±64.3ミリ秒という値が得られた (図12-9)。 すなわち特に聴覚によるフィードバックがない状態で、被験者に自然にキー・タッピングさせるとほぼ3Hzを基本としたパターンを出力することが判明した。 この事実も、3Hzジェネレーターと運動系との関連を示唆する。

音の選別機構が聴覚情報処理、特に音声言語機能と深く関わっているとすれば、運動系の中でも特に音声生成機構との関わりが考えられる。 ところが、実際に生成される言語音、特に音節については、自然な会話で平均6.5音節/秒、早口で9.3音節/秒、遅口で4.7音節/秒と1秒間で5音節から10音節とされている (齊藤, 中田, 1981)。 また平均6音節/秒はHugginsやCherryら (1954) によっても認められている。 これについても、実際の言語音処理は様々なバリエーションに対応するために前述のHPR処理、あるいは学習によって可能となるICO処理とが適宜使い分けられているものと考えれば、6音節/秒の音声出力機構と3Hzジェネレーターとの関連は完全に否定する必要もなく、3Hzジェネレーターが音声生成における基本パターンのジェネレーターとして機能する可能性がある。 この様に正確なパターン生成が我々の神経系に存在する必然性については、以下のように考えられる。

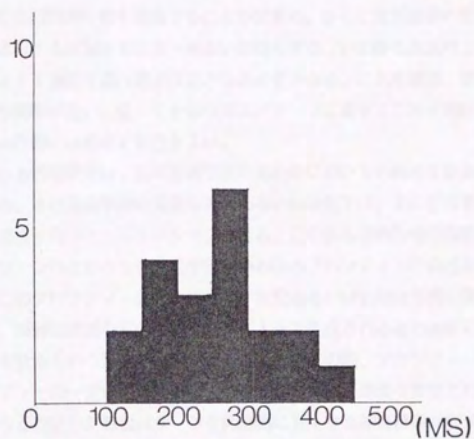


図12-9 正常人20例のキー・タッピングにおけるタッピング間隔の平均値のヒストグラム(菊池, 未発表).

すなわち行動を伴う実時間型の情報処理活動は、その目的行動達成のためにこれに関連するすべての神経活動を時間空間共に同期化する必要がある。このために関連する動作を支配する神経活動すべてについて、そのつどそれぞれの最適タイミングを計算し直すことは非合理極まりない。従って関連するすべての活動が平均的に同期化しやすい一定のリズムをベースとすれば、関連するすべての神経活動をそのベースにのせてゆくことで全体として統合された合目的行動を達成することが出来る。さらに実時間型の情報処理は、様々に並行して進行する状況をモニターあるいは統合する、いわゆる意識のような行動選択を行う機構によって適宜意識行動が決定される必要がある。これを瞬間、瞬間モニターすることはやはり効率が悪い。従ってやはり基本パターンに乗せてこれを進行させたほうが実時間型の適応行動には極めて都合がよい。

3Hzにおける情報処理は、音声言語学習の前段階においても極めて重要な役割を果たすと考えられる。まだ言語学習の未熟な乳児あるいは幼児では、主に近親者などの自分を取巻く周囲の環境とのコミュニケーションを計る。この前言語的行動の段階においては、コミュニケーションのための主な通信手段はいわゆるプロソディーの情報から成るものと考えられる。このプロソディー情報によって、乳児あるいは幼児は母親の微妙な感情の動きを感じ取り、同時に喃語などの微妙な発声によって生成される音の連続によって、自分の意思の疎通を計るという行動パターンをとる。この際、プロソディー全体の流れの認知やプロソディーの一定の流れからの微妙なずれの認知が重要な作業となる。そのために、基本となる安定した時間パターンを内部的に発生する神経機構が要求されると考えられる。これによって前言語的行動におけるコミュニケーションが達成され得ると考えられる。特に乳児が母親の会話中に出てくる音節に合わせて、体をリズムカルに動かす同期行動に観られるように、この神経機構は運動系の発達とも相まって将来獲得すべき音声言語処理機能の基礎を形成すると考えられる。そしてこの3Hzジェネレーターは必然的に「音の選別機構」形成の基礎を成し、その機構の動作自体は言語環境に適応するために多様性を帯びるようになると考えられる。

すなわち脳は外界の中で、その個体を適応維持する目的に従って自己組織化してゆく器官であり、我々ヒトの脳は種々雑多な「音」の世界から「発声」を通じた模倣と修正の繰返しによって、我々の行動にとって重要な意味を持つ「言語音」を獲得してきた。そしてこの様な過程が、まさに本論文において述べてきた非言語音と言語音を処理するための非対称な聴覚神経機構—音の選別機構—を生み出してきたと言えよう。

おわりに

本研究論文において提案された測定法および結果については、筆者によって報告されてから数名の研究者によって追試、応用されている。磯部、栗木ら(1986)は、聴性誘発脳磁場を用いた実験から本研究結果と同様に、正常な日本人の場合、純音では右半球の第一次聴覚野におけるダイポール・モーメントの値が、左半球の値に比較して顕著に大きくなることを認めている。Ando(1985)は、コンサートホールにおける音響設計という立場から、ヒトの聴取感覚と大脳半球の非対称性との対応について検討した。そして3Hz-AEP法によって、音の空間処理が人間の右半球において優位であることを結論づけている。また最近、窪田、池木らによって3Hz-AEP法の安定性についても確認され、匂いの情報処理機構の研究に応用されている(1990)。

この方法およびそれによって得られる結論については今後も様々な応用の可能性が残されている。

医学領域では、言語処理機能および認知機能の解明などの基礎領域と共に、失語症など、大脳半球の機能的非対称性に由来する症状の診断、分析に応用され得る。また脳外科手術の際に、どちらの半球が言語半球であるか確定する必要があるが、同方法はこれも可能にする。特に聴覚の障害に関しては、中枢性難聴などの高次の聴覚神経系の障害部位の推定、鑑別、評価に適用できる。また心因性難聴の評価、そして最近では人工内耳埋込み後の適合評価にも充分応用され得る(David, 私信)ものと考えられる。

工学的には以下のように位置づけられる。

現在、いわゆるニューロコンピュータ実現のために、一方では理論的解析によって脳の計算原理を与え脳機能の技術的実現を目指し、他方で脳自体の実験的解明を目指す。これらは相互に利するものであり、脳に関する実験科学は前者の行う脳のモデル化に寄与する(甘利, 1988; 合原, 1988)。

脳の実験科学による知見は、脳の工学的実現のためにすべてが有効であるとは言いがたいが、脳という複雑極まりない神経的実体の理解のための知見はあまりにも乏しい。

本研究は、ニューロコンピュータ研究の中でも言語音声の認識の問題にかかわるところが大きい。言語音声の認識の問題は、時系列の時空間軸上における認識の問題であり、本研究では、誘発反応を用いこれにかかわる正常なヒトの機能について調べてきた。その結果、言語音声を含む「音」の情報処理において、言語音の構造に依存した、意味処理レ

ベルより下位に音の前処理機構が存在すること、そしてこの機構がおよそ3Hzという定周期の時間構造によって支えられること、しかもこれが、大脳皮質を含む左右聴覚系の神経集団間の顕著な競合を生成することを明らかにした。実際数理工学的な観点から、運動パターンの生成を含む時系列パターン処理の問題において、自励振動的なダイナミクスの重要性、有効性については、銅谷、吉澤（1988）などによっても強調されていることは興味深い。

なお筆者は、脳における言語や音楽の発生、そしてそれに伴う論理構造の発達に関する基本的問題において、本稿で示した、いわば認知におけるペースメーカーの存在意義は無視し得ないものと考えており、これを今後の研究課題としたい。

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

本論文関連の発表、論文等の一覧

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

論文目録、要約、目録、序文、第一章、第二章、第三章、第四章、第五章、第六章、第七章、第八章、第九章、第十章、参考文献、索引、後記

角田忠信, 菊池吉兎, 野口節子: 言語音と非言語音の競合による知見。日本音響学会音声研究会資料S80-84, 聴覚研究会資料H-81-12; 651-653, 1981.

菊池吉兎, 市橋欣哉: 脳波によるヒトの大脳半球優位性の研究。日本音響学会音声研究会資料S81-84, 聴覚研究会資料H-82-5; 677-682, 1982.

菊池吉兎: 聴性誘発反応からみた聴覚系の左右差。Audiology Japan, 26: 699-710, 1983.

菊池吉兎, 角田忠信: 聴性誘発反応の左右差と角田法との比較研究。Audiology Japan, 28: 725-738, 1985.

菊池吉兎, 角田忠信: 聴性誘発反応によって認められる自然音の左右差および角田法との関連について。日本音響学会音声研究会資料S84-90, 聴覚研究会資料H-85-9; 719-726, 1985.

菊池吉兎, 角田忠信: 聴覚系の左右差を決定する音の物理構造。Audiology Japan, 29: 35-42, 1986.

菊池吉兎, 角田忠信: 音の物理構造と左右大脳半球間の機能的差異。日本音響学会音声研究会資料S85-87, 聴覚研究会資料H-86-13; 679-686, 1986.

Tsunoda, T., Kikuchi, Y., Shibusawa, M.: Harmonic brain and inharmonic brain. Folia Phoniatria, 38: 364, 1986. / Logopedics and Phoniatics, 552-553, 1986.

Kikuchi, Y., Tsunoda, T.: A comparative study on auditory laterality using Tsunoda's method and the evoked potential method. Folia Phoniatria, 38: 317 / Logopedics and Phoniatics, 530-531, 1986.

菊池吉兎: 音と脳。言語, 大修館書店, 15: 119-126, 1986.

菊池吉兎, 角田忠信, 内藤誠一: 自然音に対する聴性誘発脳磁場とSVRの起源。Audiology Japan, 30: 87-96, 1987.

菊池吉兎: 非言語音と言語音—その神経過程から—。言語, 大修館書店, 16: 48-57, 1987.

Kikuchi, Y., Tsunoda, T., Naitoh, S., Takahashi, T., Uehara, G.:
A sound feature extraction mechanism in human brain. The 6th
International Conference on Biomagnetism, Tokyo, Japan,
August 27-30, 1987.

Kikuchi, Y.: Magnetoencephalography. Round Table Session
(chairmen: Hoke, M., Kaufman, L.) at The 6th International
Conference on Biomagnetism, Tokyo, Japan, 1987.

菊池吉晃, 角田忠信: <新しい検査法> 脳磁図による高次聴覚機能検査。
Clinical Neuroscience, 中外医学社, 6:107, 1988.

菊池吉晃: 音の物理構造と auditory evoked neuro-
magnetic fields. 日本電気学会マグネティックス研究会
(IEEE協賛), 資料MAG-88-47:29-34, 1988.

角田忠信, 菊池吉晃: 脳の左右機能。画像で見る代謝-中枢神経とその異常-。
代謝 1月号, 中山書店: i-ii, 1988.

菊池吉晃: 談話室-「書字と記憶」-。言語, 大修館書店, 17, 1988.

菊池吉晃: 音の構造と聴覚系の左右性-聴性誘発反応による検討-。
Audiology Japan, 31:219-239, 1988.

菊池吉晃: 脳・神経磁界。日本生体磁気学会誌, 1:26, 1988

菊池吉晃: 音に対する脳の反応。第9回デジタル画像処理応用技術フォーラム
(テーマ:「音と脳」), 資料1-27, 1988.

菊池吉晃: 脳電位および脳磁界による聴覚情報処理機構の検討。学術振興会超電導
エレクトロニクス第146委員会第26回研究会資料(SQUID-CTの展望):
13-18, 1988.

菊池吉晃: 人間の聴覚情報処理システム-大脳半球の機能的非対称性-。
第50回生物システム工学分科会資料:1-27, 1988.

菊池吉晃: 3Hz位相同期法における左右差の形成過程について。Audiology
Japan, 32:415-416, 1989.

菊池吉晃: 3Hz位相同期法と聴覚情報の選別処理。日本音響学会聴覚研究会資料,
H-89-44:1-6, 1989.

菊池吉見, 市橋欣哉: 聴覚性誘発反応と大脳半球の非対称性との関連に関する一知見。
Audiology Japan, 24:369-370, 1981.

菊池吉見, 市橋欣哉: 聴覚性誘発反応と大脳半球優位性との関連。日本音響学会春季講演
論文集I: 235-236, 1982.

市橋欣哉, 菊池吉見: 聴性脳幹反応に及ぼす非言語音及び言語音負荷の影響。
日本音響学会春季講演論文集I: 237-238, 1982.

角田忠信, 加藤正治, 菊池吉見: 角田法による40Hzの特徴と人の脳波のERPとの
相関。Audiology Japan, 25:479-480, 1982.

菊池吉見: 大脳半球の左右差に影響を及ぼす諸因子について。日本音響学会春季講演論
文集I: 205-206, 1983.

菊池吉見, 田中英和, 角田忠信: 聴覚系の左右差検出におけるAEPの反応様式に
ついて。Audiology Japan, 26:523-524, 1983.

菊池吉見, 角田忠信, 渡辺浩一: 環境音に対する聴性誘発反応の左右差と角田法との比較
研究。Audiology Japan, 27:581-582, 1984.

菊池吉見: 聴性誘発反応によって認められる環境音の左右差について。脳波と筋電図,
13:27, 1985.

菊池吉見, 角田忠信: 大脳半球の左右差検出における聴性誘発反応の左右差評価と角田法
との相関について。日本音響学会春季講演論文集I: 251-252, 1985.

菊池吉見, 角田忠信: 音の物理特性とそれに対するAEPの反応動態について。
Audiology Japan, 28:323-324, 1985.

角田忠信, 加藤正治, 尾崎敬子, 菊池吉見: 正常者の聴覚の優位性の逆転現象。
日本音響学会春季講演論文集I: 253-254, 1985.

角田忠信, 菊池吉見: 脳のスイッチ機構と音形。日本音響学会春季講演論文集I:
267-268, 1986.

菊池吉見, 角田忠信, 内藤誠一: 複合音に対する聴性誘発脳磁場(AEF:
auditory evoked field)計測の試み。
Audiology Japan, 29:647-648, 1986.

内藤誠一, 高橋孝弘, 上原弦, 菊池吉見, 角田忠信: 光ファイバー帰還型SQUIDを
用いた言語刺激誘発脳磁界の計測。応用物理学学会学術講演会講演予稿集
27a-ZL-8:419, 1986.

菊池吉晃, 角田忠信: トポグラフィーによる音の特徴抽出機構に関する研究。
日本音響学会講演論文集1, 265-266, 1986.

菊池吉晃, 角田忠信, 内藤誠一, 高橋孝弘, 上原 弦: 聴覚性の脳神経活動によって生成する磁気反応。日本音響学会春季講演論文集1, 291-292, 1987.

高橋孝弘, 上原弦, 内藤誠一, 菊池吉晃, 角田忠信: 言語音刺激誘発脳磁界の測定。
電子通信学会論文集, 2-396~397, 1987.

菊池吉晃: 脳波と脳磁図。シンポジウム「バイオマグネによる医療革新-脳磁図によって新しい診断が可能か-」, 第2回日本生体磁気学会, 東京, 1987.

菊池吉晃: On neuromagnetic fields. 日本オージオロジー学会
ERA研究会招待講演, 東京, 1987.

角田忠信, 菊池吉晃, 渡沢三伸, 渡辺浩一, 山本晴宗: 脳内磁気センサーの研究。
日本耳鼻咽喉科学会総会講演論文集, 129, 1987.

菊池吉晃, 角田忠信: 複合音に対するP1成分およびN1成分の電位分布。
Audiology Japan, 30:651-652, 1987.

菊池吉晃, 角田忠信, 内藤誠一: Auditory evoked neuromagnetic fieldによるP1m成分およびN1m成分の発生源の推定。
Audiology Japan, 30:653-654, 1987.

菊池吉晃: Auditory evoked neuromagnetic field. 第4回生体と磁気応用調査専門委員会報告BM4-4-1~4-4-10,
東京, 1987.

Tsunoda, T., Kikuchi, Y.: Sound structure and brain dominance.
The Meeting for Prof. Ira Hirsh, Tokyo, Japan, 1987.

菊池吉晃: 聴覚系における音の特徴抽出機構-AEPTopography
による検討-。脳波と筋電図, 16:137, 1988.

菊池吉晃: 聴覚系における音の特徴抽出機構-聴性誘発脳磁場による検討-。
脳波と筋電図, 16, 138, 1988.

菊池吉晃: 聴覚情報の選別処理とその神経機構。第4回生体・生理工学シンポジウム論文集:
21-24, 1989.

菊池吉晃: 300msecの音提示条件下で認められる聴覚情報処理様式の特異性について。
第4回P300研究会, 1990.

菊池吉晃: 3Hz位相同期法から見たヒトの聴覚情報処理様式について。日本音響学会講演
論文集, 1990.

出版物等

角田忠信, 菊池古兎: 「聞く」。日本大百科全書。第六巻: 404-407, 小学館, 1985.

菊池古兎: (加我, 他編集), 篠原出版, 1990 (予定).

Kikuchi, Y., Tsunoda, T., Naitoh, S., Takahashi, T., Uehara, G.:
A sound feature extraction mechanism in human brain. in
"Biomagnetism" edit. by Atsumi, K., Kotani, M., Ueno, S.,
Katila, T. and Williamson, S. J.; 150-153, Tokyo Denki University
Press, Tokyo, 1988.

資料提供等

「考える、感じる」。人間のからだ。第5巻, 小学館, 1985.

Biomusicology. by Nils L. Wallin, The Pendragon Press, New York,
1990. (in print)

引用および参考文献一覧

Adey, W.R.: Brain mechanisms and the learning process. Fed. Proc. 20, 617-627, 1961.

Adey, W.R. et al.: Hippocampal slow waves. AMA. Arch. Neurol., 3: 74-90, 1960.

合原一幸: ニューラルコンピュータ-脳と神経に学ぶ-。東京電機大学出版局, 1988.

甘利俊一: 神経回路網の数理。産業図書, 1978.

甘利俊一: ニューロコンピュータ(特集)。コンピュートロール, 24, 1988.

Andersen, P. et al.: Mechanisms of control of pyramidal cell activity. in Electrophysiology of the Central Nervous System. (ed. by Rusinov, V.S. Plenum Press, N.Y., 25-38, 1970.

安藤繁雄, 他: 三味線音の音響的性質について。日本音響学会誌, 39: 433-443 1983.

安藤繁雄, 他: 鼓の音響学的研究。日本音響学会誌, 41: 386-394, 1985.

安藤由典: 楽器の音響学。音楽の友社, 1971.

Ando, Y.: Concert Hall Acoustics, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, N.Y., 1985.

Blumstein, S., et al.: The reliability of ear advantage in dichotic listening. Brain and Language, 2: 226-236, 1975.

Braak, H.: Architectonics of the human telencephalic cortex. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, N.Y., 1980.

Brazier, M.A.B.: Long-persisting electrical traces in the brain of man and their possible relationship to higher nervous activity, in The Moscow Colloquium on EEG of Higher Nervous activity. ed. by Jasper, H.H. and Smirnov, G.D., EEG journal, suppl. 13: 347-358, 1960.

Broca, P.: Remarques sur le siege de la faculte du langage articule suivies d'une observation d'aphemie (perte de la parole). Bulletins de la Societe anatomique, 36: 330-357, 1861.

Brown, S. et al.: An investigation into the functions of the occipital and temporal lobes of the monkey's brain. Phil. Trans. Roy. Soc. Lond., B, 179; 303-327, 1888.

Brodmann, K.: Vergleichende Lokalisationslehre der Gro hirne in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellaufbaus, Barth, Leipzig, 1909, Neudruck, 1925.

Buchwald, J. S. et al.: middle- and long-latency auditory evoked responses recorded from the vertex of normal and chronically lesioned cats. Brain Res., 205; 91-109, 1981.

Buchwald, J. S.: Auditory evoked responses in clinical populations and in the cat. Auris-Nasus-Larynx, 10; 87-95, 1983

Galvet, J. et al.: Etude stratigraphic corticale de l'activite EEG spontanee. EEG jour., 17; 109-125, 1964.

Celesia, G. C. et al.: Auditory evoked responses from the exposed human cortex. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 24; 458-466, 1968.

Celesia, G. C.: Organization of auditory cortical areas in man. Brain, 99; 403-414, 1976.

Chang, H.-T.: Dendritic potential of cortical neurons produced by direct electrical stimulation of the cerebral cortex. J. Neurophysiol., 14; 1-21, 1951.

Cherry, E. C. et al.: Some further experiments upon the recognition of speech with one and with two ears. Journal of the Acoustical Society of America, 26; 554-559, 1954.

Chusid, J. G.: Correlative neuroanatomy & functional neurology. LANGE Med. Pub., 1979.

Cohen, D.: Measurements of the magnetic fields produced by the human heart, brain and lungs. IEEE trans. on Magnetics, MAG-11; 694-700, 1975.

Cohen, D. et al.: Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 56; 38-51, 1983.

Cohen, R.: Differential cerebral processing of noise and verbal stimuli. Science, 172; 599-601, 1971.

Conel, J.L.: The postnatal development of the human cerebral cortex, vol. 1-6, Harvard Univ. Press, Cambridge, Massachusetts., 1939-1963.

Cooper, R. et al.: EEG technology. Butterworth & Co., 1980.

Creutzfeldt, O. et al.: Neuronal basis of EEG-waves. in Handbook of EEG and Clin. Neurophysiol. 2. ed. by Remond, A., Elsevier, Amsterdam, 1974.

Curry, F.W.: A comparison of left-handed and right-handed subjects on verbal and nonverbal dichotic listening tasks. Cortex, 8; 343-352, 1967.

Cutting, J.: Two left hemisphere mechanisms in speech perception. Perception and Psychophysics, 16, 1974.

Darwin, C.J.: Ear difference in the recall of fricatives or vowels. Quarterly Journal of Experimental Psychology, 23; 46-62, 1971.

Davis, H. et al.: The slow response of the human cortex to auditory stimuli: recovery process. EEG jour., 21; 105-113, 1966.

Dempsey, C.: Some thought concerning alternate explanations of central auditory test results. in Central Auditory Dysfunction edit. by Keith, R.W. Grune & Stratton, N.Y., London; 293-317, 1977.

Doehring, D.G. et al.: Laterality effects in voice recognition. Neuropsychologia, 9; 425-430, 1971.

銅谷賢治、吉澤修治：神経回路網における運動パターンの記憶。電子情報通信学会技術研究報告
MBE87-141: 293-300, 1988.

Dumas, R. et al.: EEG asymmetry as a function of occupation, task and task difficulty. Neuropsychologia, 13; 219-228, 1975.

Duus, P.: Neurologischtopische Diagnostik. George T. Verlag Stuttgart, N.Y., 1980.

Economo, C.v. et al.: Die Cytoarchitektonik der Hirnrinde des erwachsenen Menschen. Springer, Wien 1925.

Elberling, C.: Magnetic auditory responses from the human brain. Scand. Audiology., 9; 185-190, 1980.

Elberling, C. et al.: Auditory magnetic fields. Scand. Audiology, 11; 61-65, 1982.

Goldstein, R. et al.: Early components of averaged evoked responses to rapidly repeated auditory stimuli. *J. of Speech and Hearing Research*, 10; 697-705, 1967.

Goldstein, R. et al.: Effects of stimulus rate and number on the early components of the averaged electroencephalic response. *J. of Speech and Hearing Research*, 15; 559-566, 1972.

後藤 平, 他: 健常者一側耳の純音ならびに語音刺激による聴覚誘発電位の研究。
Audiology Japan, 19; 401-402, 1976.

Grabow, J.D. et al.: Hemispheric potentials evoked by speech sound during discrimination tasks. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 49; 48-58, 1980.

Grabow, J.D. et al.: Summated potentials evoked by speech sounds for determining cerebral dominance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 49; 38-47, 1980.

Gregg, V.: *An Introduction to Human Memory*. Routledge & Kegan Paul Ltd., 1986.

Hari, R. et al.: Auditory evoked transient and sustained magnetic fields of the human brain. *Experimental Brain Research*, 40; 237-240, 1980.

Hatta, T. et al.: Do Japanese predominantly process animal sounds in their left hemisphere? *Psychologia*, 22; 119-124, 1979.

八田武志: 大脳半球機能差に関する研究。風間書房, 1982.

Hashimoto, I.: Auditory evoked potentials from the human mid-brain: Slow brain stem components. *EEG jour.* 53; 652-657, 1982

Hibi, M.: Rhythm perception in repetitive sound sequence. *The Journal of the Acoustical Society of Japan*, 4; 83-95, 1983.

Hinman, C.L. et al.: Depth evoked potential and single unit correlates of vertex midlatency auditory evoked responses. *Brain Research*, 264; 57-67, 1983.

- Elul, R.: The genesis of the EEG. *Int. Rev. Neurobiol.*, 15; 227-272, 1971.
- Evans, E.F.: Cochlear nerve and cochlear nucleus. in *Handbook of Sensory Physiology*. ed. by Keidel, W.D. et al.; 1-108, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, N.Y., 1975.
- Fant, G.: *Speech and features*. MIT press, 1973.
- Feindel, W. et al.: Localization of discharge in temporal lobe automatism. *AMA Arch. Neurol. Psychiat.*, 72; 605-630, 1954.
- Friedman, D. et al.: Cortical evoked potentials elicited by real speech words and human sounds. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38; 13-19, 1975.
- Fritsch, G. et al.: Ueber die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns. *Arch. Anat. Physiol.*, 37; 300-332, 1870.
- 藤崎博也, 他: 合成音声の弁別と言語音声知覚機構のモデル。日本音響学会誌, 27; 453-462, 1971.
- 船井洋光: 聴性脳幹反応と下丘。日耳鼻, 87; 785-799, 1984a.
- Galambos, R. et al.: On hemispheric differences in evoked potentials to speech stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 39; 279-283, 1975.
- Galin, D. et al.: Lateral specialization of cognitive mode. *Psychophysiology*, 9; 412-418, 1972.
- Gazzaniga, M.S. et al.: *The integrated mind*. N.Y., Plenum press, 1978.
- Geisler, C.D. et al.: Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science*, 128; 1210-1211, 1958.
- Geschwind, N.: Disconnection syndromes in animals and man. *Brain*, 88; 1965.
- Gibbs, F.A. et al.: Growth of the electrical activity of the cortex. *EEG jour.* 1; 223-229, 1949.
- Goff, G.D. et al.: The scalp topography of human somatosensory and auditory evoked potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42; 57-76, 1977.

平野俊二：現代基礎心理学12，行動の生物学的基礎。東京大学出版会，1981。

保坂栄弘：Magneto cardiogramの基礎的特性的解析。医用電子と生体工学，14：34-40，1976。

Hubel,D.H.et al.:Receptive fields,binocular interaction and functional architecture in the cat's visual cortex.J.Physiol 160;106-154,1962.

Huggins,A.W.F.:Distortion of the temporal pattern of speech-interruption and alternation. J. of Acoustical Society of America,36;1055-1064,1964.

Hughlings Jackson,J.:On a particular variety of epilepsy (intellectual aura),one case with symptoms of organic brain disease.Brain,11;179-207,1888.

市橋欣哉：聴性脳幹反応に及ぼす非言語音および言語音負荷の影響。お茶の水医学会雑誌 32：185-194，1983。

磯部安志，他：聴覚誘発脳磁界における信号源の推定。電子通信学会資料MBE86-26：33-40，1986。

井上次郎，他：筑前琵琶の腹板の物理定数と振動パターンおよびインパクトレスボンスとの関連について。日本音響学会春季講演論文集I：701-702，1980。

市河銀一郎，他：聴性誘発反応の対数時間軸表示。Audiology Japan, 26：735-739，1983。

伊藤憲治，他：聴覚性誘発電位と選択的注意。臨床脳波，22：592-699，1980。

岩井栄一：脳—学習と記憶のメカニズム。朝倉書店，1984。

岩村古晃：体性感覚野の階層構造。科学，53：214-220，1983。

Jewett,D.L.et al.:Human auditory evoked potentials:Possible brain stem components detected on the scalp.Science.167; 1517-1518,1970.

Jones,E.G.et al.:An anatomical study of converging sensory pathways within the cerebral cortex of the monkey.Brain,93; 793-820,1970.

Jones,M.R. et al.:Evidence for rhythmic attention. J. of Experimental Psychology,7;1059-1073,1981.

Kaada, B.R. et al.: Effects of hippocampal lesions on maze learning and retention in rats. *Exp. Neurol.*, 3; 333-355, 1961.

Kaga, K. et al.: Evidence for a primary cortical origin of a middle latency auditory evoked potential in cats. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 50; 254-266, 1980

亀田和夫：言語音の中枢処理機構。神経研究の進歩，25：946-953，1981。

Kandel, E.R. et al.: Electrophysiology of hippocampal neurons. *J. Neurophysiol.* 24; 225-242, 1961.

勝木保次：聴覚。新生理学下巻（間田，内園，伊藤，富田編集），882-905，医学書院，東京，1982。

Kaufman, L. et al.: Magnetic location of cortical activity. *Annals of New York Academy Sciences*, 388; 197-213, 1982.

Kaufman, L. et al.: Evoked neuromagnetic fields. *Annals of New York Academy Sciences*, 425; 722-742, 1984.

Kennedy, M.S. et al.: Hemispheric specialization for speech perception.; *J. of the Acoust. Soc. of America*, 48, 1970.

Kimura, D.: Cerebral dominance and perception of verbal stimuli. *Canadian J. of Psychology*, 15; 166-171, 1961.

Kimura, D.: Left-right differences in the perception of melodies. *Quarterly J. of Experimental Psychology*, 16; 355-358 1964.

Kimura, D.: Functional asymmetry of the brain in dichotic listening. *Cortex*, 3; 163-178, 1967.

Klatzky, L.R.: Memory and Awareness-An Information-Processing Perspective., *Freeman & Company*, 1984.

Knox, C. et al.: Cerebral processing of nonverbal sound in boys and girls. *Neuropsychologia*, 8; 227-237, 1970.

Knight, R. T., et al.: The effects of frontal and temporal-parietal lesions on the auditory evoked potential in man. *EEG journal*. 50; 112-124, 1980.

Kooi, K. A., et al.: Polarities and field configurations of the vertex components of the human auditory evoked response: A reinterpretation. *EEG journal*. 31; 166-169, 1971.

Kretschman, H. J. et al.: *Neuroanatomie der kraniellen Computertomographie*. George T. Verlag, Stuttgart, 1984.

窪田, 他: 香りの聴覚系左右差に及ぼす影響. 日本音響学会講演論文集, 1990.

栗原正次: 梵鐘における部分音の強度分布の時代的変遷. 日本音響学会誌, 37: 606-612, 1981.

Lenneberg, E. H.: *Biological foundations of language*. John, Wiley & Sons, Inc., N. Y., 1967.

Lieberman, P.: *The Biology and Evolution of Language*. Harvard Univ. Press, U. S. A., 1984.

Lorente de No, R.: Cerebral cortex: architecture, intracortical connections, motor projections. in *Physiology of the nervous system*. ed. by Fulton, J. F., Oxford Univ. press, 1943.

Lieberman, A. M. et al.: Perception of speech code. *Psychology Review*, 74, 1967.

Lieberman, A. M. et al.: The discrimination of speech sounds within and across phoneme boundaries. *Journal of Experimental Psychology*, 54; 358-368, 1975.

Lynn, G. E. et al.: Evaluation of central auditory dysfunction in patients with neurological disorders. in *Central Auditory Dysfunction* edit. by Keith, R. W., N. Y., London; 177-221, 1977.

Magoun, H. W.: *The Waking Brain*. Charles Thomas Pub., U. S. A., 1963

Martinez, M. P. A. F.: *Neuro-anatomie*. Wetenschappelijke uitgeverij Bunge, 1980.

Matsumiya, Y. et al.: Auditory evoked response: Meaningfulness of stimuli and interhemispheric asymmetry. *Science*, 173; 790-792, 1972.

松波謙一：運動と脳。紀伊国屋書店，1986。

Mendel, M.L. et al.: The effect of test conditions on the early components of the averaged electroencephalic response. *J. Speech Hear. Res.*, 12; 344-350, 1969.

宮川 晋：聴覚検査法としての大脳半球優位性テストに関する研究。京都大学工学部衛生工学科卒業論文，1981。

Morrel, L. et al.: Hemispheric asymmetry of electrocortical responses to speech stimuli. *Science*, 174; 164-166, 1971.

Morest, D.K.: The neuronal architectures of the medial geniculate body of the cat. *J. of Anat.*, 98; 611-630, 1964.

Mountcastle, V.B., et al.: Response properties of neurons of cat's somatic sensory cortex to peripheral stimuli. *J. Neurophysiology*, 20; 374-407, 1957.

Murphy, E.H. et al.: Ear asymmetry in the threshold of fusion of two clicks. *Quart. J. of Exp. Psy.*, 22; 288-300, 1970.

Myers, R.E.: Transmission of visual information within and between the hemispheres: A behavioral study. in *Interhemispheric relations and cerebral dominance*. ed. by Mountcastle, V.B., Johns Hopkins Press, 51-73, 1962.

Naitoh, P.: The Japanese brain: the Tsunoda method. *Scientific Bulletin, Department of Naval Office of Naval Research Far East*, 9; 1984.

内藤誠一，他：光ファイバー帰還型SQUIDを用いた言語刺激誘発脳磁界の計測。応用物理学会学術講演会講演予稿集，27a-ZL-8: 419, 1986。

中西孝雄，他：臨床神経生理学入門。真興交易医書出版部，1979。

Naunton, R.F. et al.: *Evoked Electrical Activity in the Auditory Nervous System*. Academic Press, N.Y., 1978.

西川秀利：尺八の音色の研究。日本音響学会春季講演論文集 I : 341-342, 1982。

Nieuwenhuys, R. et al.: *The Central Nervous System*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, N.Y., 1981.

野上芳美：脳と言語。岩波書店，1987。

Nordmark, J.D.: Binaural time discrimination. *J. Acoust. Soc. Am.*, 60; 870-880, 1976.

Nottebohm, F.: Asymmetries in neural control of vocalization in the canary. in *Lateralization in the Nervous System* edit. by Harnad, S. et al.; 23-44, Academic Press, N.Y., San Fran., London, 1977.

大橋博司：失語-失行，失認-大脳半球優位を中心に-。精神神経誌，64，1962。

大熊輝雄：臨床脳波学。医学書院，1983。

大西信治郎，他：ERA=他覚的聴覚検査の手引。金芳堂，京都，1976。

Ozdamar, O. et al.: Auditory brain stem response (ABR) in unilateral hearing loss. *Laryngoscope*, 91; 565-574, 1981.

Penfield, W. et al.: *Speech and brain mechanism*. Princeton Univ. Press, 1955.

Penfield, W. et al.: *The Cerebral Cortex of Man*. Macmillan Co., N.Y., 1950.

Perronet, J. et al.: Coronal topography of human auditory evoked responses. *EEG journal*, 36; 225-230, 1974.

Picton, T.W. et al.: Human auditory evoked potentials I. Evaluation of components. *EEG journal*, 36; 179-190, 1974.

Reite, M. et al.: Human magnetic auditory evoked fields. *EEG journal*, 45; 114-117, 1978.

Riesz, R.R.: Differential intensity of the ear for pure tone. *Phys. Rev.*, 31; 867-875, 1928.

Robles, L. et al.: Transient response of the basilar membrane measured in squirrel monkey using Mesbauer effect. *J. Acoust. Soc. America*, 59; 926-939, 1976.

Robbins, K.I. et al.: Interhemispheric alpha asymmetry and imagery mode. *Brain and Language*, 1; 189-193, 1974.

Romani, G.L. et al.: Tonotopic organization of the human auditory cortex. *Science*, 216; 1339-11340, 1982.

Rose, J.E.: Organization of frequency sensitive neurons in the cochlear nucleus complex of the cat. in *Neural mechanisms of the auditory and vestibular systems*. ed. by Rasmussen, G.L. et al., 116-136, CC Thomas, N.Y., London, 1960.

Rose, J.E. et al.: Some discharge characteristics of single neurons in the inferior colliculus of the cat. I. Tonotopic organization, relation of spike counts to tone intensity, and firing patterns of single elements. *J. Neurophysiol.*, 26; 294-320, 1963.

Sams, M. et al.: Cerebral neuromagnetic responses evoked by short auditory stimuli. *EEG journal*, 61; 254-266, 1985.

佐藤 健：音の認知の自動処理—東北地方の学生について角田理論の基礎を確める—。
言語, 10: 68-76, 1981.

Shankweiler, D. et al.: Identification of consonants and vowels presented to the left and right ears. *Quarterly Jour. of Exp. Psychology*, 19; 59-63, 1967.

Shankweiler, D. et al.: A continuum of lateralization of speech perception. *Brain and Language*, 2: 212-225, 1975.

Sherg, M. et al.: Two bilateral sources of the late AEP as identified by a spatio-temporal dipole model. *EEG journal*, 62; 32-44, 1985.

Sherrington, C.S.: *The integrative action of the nervous system*. Scribner, N.Y., 1906.; Cambridge Univ. Press, London, 1947.

Shucard, D.W. et al.: Auditory evoked potentials as probes of hemispheric differences in cognitive processing. *Science*, 197; 1295-1298, 1977.

Spellacy, F. et al.: Lateral preference in the identification of patterned stimuli. *The Acoust. Soc. of America*, 47, 1970.

Sperry, R.W.: *Cerebral organization and behavior*. *Science*, 133; 1749, 1961.

Sperry, R.W.: Corpus callosum and interhemispheric transfer in the monkey (*Macaca mulatta*). *Anatomical Records*, 131; 297, 1958.

Spoendlin, H.: Primary neurons and synapses. in Ultrastructural atlas of the inner ear. ed. by Friedmann, I. et al., 133-164, London, 1984.

Spreen, O. et al.: Effects of low pass filtering on ear asymmetry in dichotic listening and some uncontrolled error sources., J. of Auditory Research, 10, 1970.

Stockard, J. J. et al.: Detection and location of occult lesions with brainstem auditory responses. Mayo Clin. Pro., 52; 761-769, 1977.

Suga, N.: Feature extraction in the auditory system of bats. in Basic mechanisms in hearing. ed. by Moller, A. R., 675-742, Academic Press, N. Y., 1973.

Suzuki, T. et al.: Auditory brain stem responses to pure tone stimuli. Scand. Audiol., 6; 51-56, 1977.

鈴木篤郎: 聴性中間反応の周波数構成. *Audiology Japan*, 25: 7-12, 1982.

鈴木篤郎: 聴性中間反応. *Audiology Japan*, 27: 229-243, 1984.

鈴木篤郎: 聴性脳幹反応. メジカルビュー社, 1985.

高橋孝弘, 他: 言語音刺激誘発脳磁界の測定. 電子通信学会創立70周年記念総合全国大会, S6-7, 2-396~2-397, 1987.

高木範男, 他: 聴性脳幹反応の緩徐成分-刺激音強度および刺激間隔との関係-. *Audiology Japan*, 26: 716-721, 1983.

田中古資: Lateral eye movementと大脳両半球の機能的非相称性. 香川大学教育学部研究報告II, 32: 129-150, 1982.

寺西立年, 他: 聴覚の時間的側面. 聴覚研究ハンドブック: 276-319. ナカニシヤ出版, 1984.

寺西立年: 聴覚現象の時間的特性について. 日本音響学会聴覚研究会資料H-73-3, 1980.

外山道子: ARMAモデルによる尺八音の分析と合成. 日本音響学会春季講演論文集I: 339-340, 1985.

Tsuchi-tani, T. et al.: Functional organization of lateral cell groups of cat superior olivary complex. *J. Neurophysiol.*, 40; 296-318, 1977.

角田忠信, 他: DAF・RAFオージオメトリーの大脳半球優位側診断への応用.
Audiology Japan, 8:41-50, 1965.

Tsunoda, T.: Tsunoda's method: a new objective method available for the orientation of the dominant cerebral hemisphere towards various sounds and its clinical use. Indian J. of Otolaryngology, 18:78, 1966.

Tsunoda, T. et al.: Cerebral hemisphere dominance test and localization of speech., J. of Auditory Research, 11, 1971.

Tsunoda, T.: Functional differences between right and left cerebral hemispheres detected by the key tapping method. Brain and Language, 2:152-170, 1975.

角田忠信: 狭帯域雑音組合せ音の大脳半球優位性. 医学と生物学, 81:53-56, 1970.

角田忠信: 日本語と西欧語における母音の大脳半球優位性の差. 医学と生物学, 85:157-162, 1972.

角田忠信: 聴覚における左右半球の機能差について. 耳鼻と臨床, 18:58-66, 1972.

角田忠信: 日系二世にみられる母音の大脳半球優位性パターンの特徴. 医学と生物学, 87:1973.

角田忠信: 日本人の脳. 大修館書店, 1978.

角田忠信: 複合音の認知メカニズムにおける一知見. 耳鼻と臨床, 26:677-686, 1980.

角田忠信, 他: 言語と情動機能の発達に関する研究. 安田生命社会事業団年報, 16:64-73, 1980.

上野照剛, 他: 徐波を示す異常脳波の描出とその表示法. 医用電子と生体工学, 14:118-124, 1976.

内田利男, 他: 聴性中間反応の性状について. Audiology Japan, 23:44-49, 1980.

内川義則, 他: 最近の心磁図測定結果の評価. 電気学会マグネティックス研究会資料 MAG-82-18, 83-92, 1982.

Uyehara, M. J. et al.: Hemispheric differences for verbal and nonverbal stimuli in Japanese- and English-speaking subjects assessed by Tsunoda's method. *Brain and Language*, 10; 405-417, 1980.

Vaughan, H. G. et al.: The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp. *EEG journal*, 28; 360-367, 1970.

Victor, M. et al.: Memory loss with lesions of hippocampal formation. *Arch. Neurol.*, 5; 244-263, 1961.

Wernicke, C.: The symptom-complex of ahasia. in *Diseases of nervous system*. ed. by Church, A. Appleton-Century-Crofts, New York, 1874.

Williamson, S. J. et al.: Magnetic fields of the cerebral cortex. in *Biomagnetism*, Walter de Gruyter & Co., Berlin, New York; 353-402, 1981.

Wolpaw, J. R. et al.: Hemispheric differences in the auditory evoked response. *EEG journal*, 43; 99-102, 1977.

Wood, C. C. et al.: Auditory evoked potentials during speech perception. *Science*, 173; 1248-1251, 1971.

Wood, C. C. et al.: Anatomical and physiological substrates of event related potentials. *Annals of New York Academy Sciences*, 425; 681-721, 1984.

山口公典、他：楽音の分析。日本音響学会誌。37:551-557, 1981.

Yoshii, N. et al.: Studies on the neural basis of behavior by continuous frequency analysis of EEG. *Progress in Brain Research*, 21A. ed. by Tokizane, T. et al., Elsevier, Amsterdam, 1966.

謝辞

本研究は、筆者が東京大学大学院在学中に、吉澤修治先生および角田忠信先生（東京医科歯科大学）の御考えに触発されたことに端を発している。key-tapping testによるヒトの聴覚系の左右差に関する御研究に加え、角田先生の精力的でひたむきな研究態度には大いに刺激された。そしてこの研究を正当に評価され、これにかかわる諸問題について、工学的に、より分析的に探求することの重要性を強調して下さったのは吉澤先生であった。吉澤先生には、本研究の骨子である聴性誘発反応による左右差検出の可能性について多くの有益な御示唆をいただいた。そして本論文が完成に至るまで、終始非常に有益な議論と御批判を賜りました。

筆者が本研究を推進するために東京医科歯科大学に就職してから今日に至るまで、御二人の先生方には絶間ない御教示と御指導をいただいていた。それ故、研究を本論文としてまとめることができたのは吉澤修治先生と角田忠信先生の御力に依ると確信します。御二人の先生方に深く感謝いたします。

また本論文作成過程において、有益な御指導、御助言賜りました鈴木良次先生、甘利俊一先生、中野馨先生、岡部洋一先生に深謝いたします。

さらに実験にあたっては、独協医科大学の市橋欣哉先生、横河電気株式会社の内藤誠一氏、高橋孝弘氏、上原弦氏、永島医科器械株式会社の渡辺浩一氏、そして被験者として御協力いただいた多くの方々から感謝いたします。

1990年2月 菊池吉見



inches 1 2 3 4 5 6 7 8
cm 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19

Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM Kodak



Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

