

物性若手夏の学校 (1994) 講義概要^(注)

脳 の 磁 性

〒243-01 神奈川県 厚木市 森の里若宮 3-1
日本電信電話 (株) 基礎技術総合研究所
基 礎 研 究 所 今 田 俊 明

1. は じ め に

走磁性細菌は体内に磁性体 (マグネタイト) を有し、磁界の向きに沿って運動する。また、蜜蜂や鮭も体内に磁性体をもっているのではないかと研究されている。しかし、人間の脳内に磁性体があって、その磁性体は何らかの役割をはたしているという報告を、著者はまだ見ていない。したがって、脳と磁性というのは無関係のように見える。ところが、脳の構造、活動、機能を観測するに当たっては、磁性というか磁界が大きな役割を果たす。

脳、とくに人間の脳は地球上で最も複雑で精巧なシステムである。その脳が行なう機能は、単純な反射機能から高度な認知機能まで、幅広く数えきれないほど多種類である。この脳機能を工学的に実現することを狙って、人工知能、計算機科学などの分野で研究が進められている。そういった工学的な機械が現時点で実現している機能と人間の脳の機能との間には雲泥の差がある。工学的な機械が実現しているのは、脳機能のうちのほんの基本的な部分だけであり、高度な認知機能には及んでいない。

そこで、現実存在して機能している人間の脳の構造やメカニズムを明らかにしようとする研究、それを応用しようとする研究が、理学、工学、医学、心理学などのさまざまな分野で進められている。最近では、これらの各分野の研究者が協力して、その多くのアプローチを組合わせたり統合したりするプロジェクトが幾つか進められている。その脳のメカニズムを明らかにするためには、その構造、活動、機能を精度よく観測・計測する必要がある。医学分野では、脳に障害がある人の障害部分やその程度と、その人の脳機能の観測結果 (神経心理テストの結果) とを比較検討する研究が進められている。一方、正常 (健常) な人間の脳を観測するためには、その観測方法が非侵襲でなくてはならない。健常な被験者の脳をとりだしてスライスにして顕微鏡で観察して、その脳をもとに戻しても、もはやその被験者が健常であるという保証はない。むしろ、死んでいる可能性の方が大きい。また、脳は取り出さないが、頭蓋骨を開けて観測用針電極を脳に差し込み、その電気活動を観測するだけでも、脳はもはやもとの健常なままではない。実際、このようなことは、治療以外の目的では許されない。

(注) 当日はテキストを使用せずOHPのみを用いたので、本稿は「物性研究」用書き下ろした。また、執筆の都合上、図は最後にまとめた。

したがって、健常な人間の脳を観測するためには、観測によってその脳を傷つけないという非侵襲的な観測方法が必須である。非侵襲的な脳の構造、活動、機能の観測法はそう多くはない。現在活用されている観測法を下に示す。

1. X線コンピュータトモグラフィ (X-ray computed tomography)
2. 磁気共鳴像 (magnetic resonance imaging; MRI)
3. 行動観察 (神経心理テスト)
4. 脳波 (electroencephalography; EEG)
5. 脳磁波 (magnetoencephalography; MEG)
6. 局所脳血流量 (regional cerebral blood flow; rCBF)
7. 局所脳代謝量 (regional cerebral metabolic rate; rCMR)
8. 磁気刺激 (magnetic stimulation)
9. 機能的磁気共鳴像 (functional magnetic resonance imaging; fMRI)

上記の1と2は脳の構造を観測する方法であり、3以下が脳の機能を観測する方法である。本稿では、磁性と関連する脳磁波（脳磁界）、磁気共鳴像、機能的磁気共鳴像、磁気刺激について簡単に説明する。

2. 脳 磁 界

2.1 脳磁界の発生

人間の脳神経は大きく脳幹・脊髄部分、旧皮質部分、古皮質部分、新皮質部分に分けられる。新皮質部分は広げて伸ばすとほぼ新聞紙1枚分の広さとなるが、これが脳幹・脊髄部分、旧皮質部分、古皮質部分を包むようにして頭蓋骨内に収まっている。したがって、脳の表面部分つまり頭骨のすぐ内側はシワシワになって畳み込まれた新皮質である（図1参照）。その新皮質は外側表面部分の数mmが灰白質と呼ばれる神経細胞の集まった部分であり、その内側が白質と呼ばれる神経線維（灰白質の神経細胞に出入りする結線部分）である。この灰白質は、その神経細胞の種類や構築状態から6層に分けられる。中でも第5層は錐体細胞が密集しており、その樹状突起（神経細胞への入力部分の線維）が外側表面方向（第1層の方向）に向けて並んでいる。この樹状突起には、脳幹や他の皮質の神経細胞からの出力線維（軸索）が結合する。

この第5層の多数の錐体細胞に信号が入力されると、その樹状突起内を、浅いほうから深いほう（第1層側から第5層方向）、あるいはその逆方向に一斉に電流が流れる。この電流が、頭外で観測が可能な磁界を作り出す。すなわち、脳磁界の源は神経電流である。一方、電流は連続であるから、この樹状突起内の電流は細胞外に流れ出て脳内を巡ってもとに戻ってくる。この細胞外の電流を、体積電流と呼び、これが導電率の低い頭骨から漏れ出て、頭皮上の脳波（電位差）を作り出す。

2.2 脳磁界の測定

神経電流によって生じる脳磁界は頭外では極めて微弱で、その大きさは地磁気の約1

億分の1から10億分の1である。このように微弱な磁界は、通常のフラックスゲート型の磁束計では測定できない。超伝導現象を利用したSQUID (Superconducting Quantum Interference Device) に検出コイルを組合わせた装置を用いることによって測定できる。

微弱な脳磁界の測定では、環境磁気ノイズを減少させる必要があるため、磁気シールドルーム内で測定が行なわれることが多い。また、遠方からの磁界はほぼ平行になっていることを利用して、数cm離れた二つのコイルを通過する磁界の差分をとることによってこの平行成分を除去し、外来磁気ノイズを減少させるグラディオメータと呼ばれる検出コイルが用いられる (図2参照)。これは、数cm離れた場所の空間微分をとっていることから、1次微分型グラディオメータと呼ばれる。さらに微分をとることにより、2次微分型グラディオメータ、3次微分型グラディオメータがあるが、これらは外来ノイズに強くなることの代償として、脳の深い部分からの脳磁界の測定が難しくなる。これは、微分次数が高くなるにしたがって、脳の深い部分からの磁界をノイズと見なしてキャンセルしてしまうからである。

この検出コイルは通常そのコイル面を頭皮に平行に置いて脳磁界を測定するので、測定している磁界はコイル面つまり頭皮面に垂直な磁界成分となる (図3参照)。もちろん3個のコイルをx、y、z方向に向けて置けば、3方向の磁界成分を測定できるが、現在のところこのような測定装置は少ない。したがって、脳磁界測定によって得られる磁界成分は、頭皮に垂直な成分のみである。

2.3 脳磁界と神経電流の関係式

変動する神経電流とそれによって生じる脳磁界とを結び付ける基本的な方程式は、以下に示すマクスウェルの電磁界方程式 (1) ~ (4) 及び構成方程式 (5) ~ (7) である。

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (4)$$

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E} \quad (5)$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (6)$$

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_0 + \sigma \mathbf{E} \quad (7)$$

ここで、 ρ = 電荷密度、 σ = 導電率、 ϵ = 誘電率、 μ = 透磁率、 t = 時間、 $\mathbf{H}$ = 磁界、 $\mathbf{B}$ = 磁束密度、 $\mathbf{E}$ = 電界、 $\mathbf{D}$ = 電束密度、 $\mathbf{J}$ = 電流密度、 $\mathbf{J}_0$ = 電流源電流密度、 $\cdot$ は内積、 $\times$ はベクトル積である。ゴシック体はそれがベクトル量であることを示す。また、直交座標系 (x 、 y 、 z) を採用すれば、 $\nabla = (\partial/\partial x, \partial/\partial y, \partial/\partial z)$ である。

さらに、電荷保存側を示す方程式 (8) がある。

$$\nabla \cdot \mathbf{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (8)$$

生体の電気現象の周波数はさほど高くはない。例えば、人間の脳波では、主として数10Hzまでを対象としている。そこで、脳内の活動の周波数として、1 KHz 程度までを考えることにしよう。このとき、周波数1 KHz の電磁波の波長(300km)に比べて、人間の頭の大きさは極めて小さい。このとき、電磁界の波源の時間的変動と、観測点での電磁界の時間的変動とは、ほぼ一致しており、伝播項は無視できる。つまり、式(1)～(8)における時間微分項は0に近似できる。

$$\partial \mathbf{D} / \partial t = 0, \partial \mathbf{B} / \partial t = 0, \partial \rho / \partial t = 0$$

従って、式(1)、(3)、(8)は次のように近似できる。

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} \quad (9)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = 0 \quad (10)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{J} = 0 \quad (11)$$

式(9)はアンペアの周回積分の法則に一致している。式(9)、(10)により、頭を、キャパシタンスやインダクタンスのない単なる抵抗体と見なしてよいことがわかる。従って、式(11)に示されるように、頭の中では電荷の蓄積がなく、電流が連続であると仮定してよい。

式(9)から、点 r' での電流密度を $\mathbf{J}(r')$ として、点 r での磁束密度 $\mathbf{B}(r)$ を求める。この場合、対象としている媒質空間が無限に広がっており、その空間内での透磁率 μ が一様であるとすれば、式は簡単になり、式(12)で示される。これはビオサバールの法則である。

$$\begin{aligned} \mathbf{B}(r) &= \frac{\mu}{4\pi} \int_V \mathbf{J}(r') \times \nabla' \frac{1}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} d\mathbf{r}' \\ &= \frac{\mu}{4\pi} \int_V \frac{\mathbf{J}(r') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} d\mathbf{r}' \quad (12) \end{aligned}$$

実際、脳磁界を問題とする場合、磁界の発生源である頭と、その磁界を測定する頭外の空間とを対象とする。その頭外の空間は無限に広がっているとしてよい。また、頭の中の透磁率と頭の外透磁率とはほぼ等しく一様と考えてよい。従って、各点 r' での電流密度 $\mathbf{J}(r')$ が求められれば、点 r での磁束密度 $\mathbf{B}(r)$ は式(12)から計算される。実際には、電流は頭の中のみを流れているから式(12)の積分範囲は頭の内部に限ってよいことがわかる。

一方、式(7)に示されるように、点 r での電流密度 $\mathbf{J}(r)$ は、点 r に存在する電流源の電流密度 $\mathbf{J}_0(r)$ 、および点 r での導電率 $\sigma(r)$ と電界 $\mathbf{E}(r)$ に比例する電流密度の和である。

$$\mathbf{J}(r) = \mathbf{J}_0(r) + \sigma(r)\mathbf{E}(r) \quad (7')$$

そこで、さらに、対象としている空間内で導電率が一様であるとすれば、 $\sigma(r) =$

定であるから、式 (12) は、

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu}{4\pi} \int_V \frac{\mathbf{J}_0(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} d\mathbf{r}' \quad (13)$$

となり、磁束密度 $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ は、電流源の電流密度 $\mathbf{J}_0(\mathbf{r}')$ のみによって定まることがわかる。

すなわち、頭を無限一様媒質（透磁率一様、導電率一様）、さらに対象とする周波数が低いと見なしてよいときには、神経活動に伴って流れる電流源電流のみによって脳磁界が生じることがわかる。頭の中を流れるその他のオーミックな電流（体積電流）によっては脳磁界は生じない。実際には、頭が無限一様媒質ということはないが、おおざっぱな近似では脳磁界の原因は神経電流のみであると考える。

2.4 順問題と逆問題

さて、電磁界解析の問題では、例えば、アンテナに加える電流 $\mathbf{J}_0$ を与えて、それによって生じる電磁界分布を、上述したマクスウェルの電磁界方程式を使って求めることが多い。しかし、脳磁界の研究では、頭外の磁界分布を測定し、その結果から頭内の電流分布を求めることが多い。つまり、結果（磁界）からその原因（電流）を求める逆問題である。一般にこのような逆問題は、解もユニークではなく、しかも解を求めることすら難しい場合が多い。つまり、頭外の磁界分布がわかっても、その磁界分布を作り出している頭内の電流を一意的に決定することはできない。そこで、まずは、原因となる単純な電流を与えて、それによる電磁界を求めるという順問題を解くことが行なわれる。その後、その単純な順問題解を逆用して、逆問題を解いていく。

2.5 順問題と電流ダイポールによる磁界

単純な電流を与えてそれによる磁界を求めるという順問題を解く場合、最初に考えられる単純な電流というのは電流ダイポール（current dipole）である（図4参照）。常に大きさ I （アンペア）の電流を流す電流源があって、その流出点 A と流入点 B との距離 L （メートル）が極めて短い場合、これを電流ダイポールと呼ぶ。この電流ダイポールは、大きさが IL 、方向が電流の向きに一致するベクトルで表現される。数学的な取り扱いをするときには、 $L \rightarrow 0$ として、 δ 関数が用いられる。

さて、空間のある一点にこの電流ダイポールが一つ与えられたときに、周囲の電磁界分布がどうなるのかという順問題を解くことになる。電子回路の伝達関数にたとえるなら、これはインパルスレスポンスを求めることに相当する。最初に与える電流ダイポールの電流を印加電流（impressed current）と呼ぶ。この電流ダイポールが導電体の中にある場合には、この電流ダイポールの部分にだけ電流が存在するということはない。つまり、前述したように、低周波の場合、頭の中では電流が連続であると見なせるから、電流ダイポールの流出点 A から流れ出た電流 I は、電流ダイポール以外の部分を経て流入点 B に戻ってくる。この電流は、電流ダイポールの周りの導電率を σ とすると、この σ に従って流れるオーミックな電流である。これは前述したように体積電流（volume

current) である。従って、この印加電流 J^i と体積電流 J^v とによって電磁界が生じることとなる。

$$J = J^i + J^v = J^i + \sigma E \quad (14)$$

最も簡単な場合として、頭の中の導電率が一様で、しかも頭の大きさが無限であるとしよう。このような頭の中の一点 r_0 に電流ダイポール Q がある場合、その電流ダイポールによる点 r での磁束密度 $B(r)$ は、式 (13) から、

$$B(r) = \frac{\mu}{4\pi} \frac{Q \times (r - r_0)}{|r - r_0|^3} \quad (15)$$

となる。電流ダイポールが n 個ある場合は、各電流ダイポール Q_i ($i = 1, \dots, n$) による磁束密度 $B_i(r)$ のベクトル和が点 r での磁束密度 $B(r)$ を与える。

$$B(r) = \sum_{i=1}^n B_i(r) = \frac{\mu}{4\pi} \sum_{i=1}^n \frac{Q_i \times (r - r_i)}{|r - r_i|^3} \quad (16)$$

2.6 電流ダイポールによる磁界分布

頭の中に電流ダイポールが一つだけ存在する場合、その電流ダイポールによって、頭の表面にどのような磁界が現われてくるのだろうか。それは、式 (15) を用いて計算すれば容易に求められる。しかし、実際には電流ダイポール（印加電流）による磁界と頭の中を流れる体積電流による磁界とを計算しなくてはならないので、かなり複雑となる。そこで、最も簡単な場合として、真空中（導電率が0）に電流ダイポールが一つある場合を考えよう。つまり、図5に示すように、仮想的な平面 α の下 d の深さの位置に、平面 α に平行な向きの電流ダイポール Q があるとする。図5には、平面 α 上での、この平面 α に垂直な方向の磁束密度^(注)を計算し、等しい磁束密度の点を結んでできる等磁界線図も示してある。

(注) 現在用いられている多くのSQUIDでは、前述したように、頭の表面などの測定面に垂直な方向の磁界を測定している。そこで、ここでも測定面に垂直な磁界を考える。

図5で、等磁界線が実線の部分は磁束が紙面の下側から上側に向かって出てくる領域を示す。その内の磁束の最も強い（極大値の）位置が+で示されている。一方、破線で書かれた側は、磁束が上側から下側に向かって入り込んでいる部分を示す。その内の最も磁束の強い地点が-で示されている。この+と-の距離は簡単な計算から $\sqrt{2}d$ であることがわかる。

一方、平面 α の下に、平面 α に垂直な向きの電流ダイポールがある場合を考えよう。このとき、アンペアの右ネジの法則から明らかなように、この平面 α に垂直な方向の磁束密度は 0 となる。平面 α に垂直な方向の磁束密度に対し、平面 α に垂直な電流ダイポールは何の寄与もしない^(注)。

(注) 平面 α の下側が均一な導電体で、上側の導電率が 0 とすると、この平面 α に垂直な印加電流は平面 α の上側には全く磁界を生じない。

頭の実際の形状は平面などではなく、かなり複雑であり、しかもそれは個人ごとに異なる。しかし、頭は、ほぼ球でモデル化できる。従って、球内の電流ダイポールによってその球の表面に生じる磁界を計算すればよい。このときも、平面の場合と同様に、球面に垂直な磁界を対象とする。球内が均一な導電率であるとしたとき、その磁界はやはり式 (13) によって計算することができる。つまり、頭を球であると見なしたとき、その球表面に垂直な磁界は球内の電流ダイポール（印加電流）のみによって生じる。体積電流はその対称性から相互に打消し合うことによって球表面に垂直な磁界の生成には寄与しない。

さらに、その印加電流も球表面（接平面）に平行な電流成分（tangential component）のみが球表面に垂直な方向の磁界に寄与する。実際、図 6 に示すように球表面（接平面）に垂直な方向（球の半径方向）の電流成分（radial component）は、球の対称性から球外には全く磁界を生じない。

逆にいえば、脳を球とみなして、その表面に垂直な磁界を測定する場合、それは球内の球表面に平行な印加電流成分のみによる磁界を観測しており、体積電流や球表面に垂直な印加電流成分は観測していないこととなる。つまり、球表面に垂直な磁界を測定すれば、球内にある球表面に平行な印加電流の状況だけを取り出してみることができる。その他の体積電流や球表面に垂直な印加電流からの影響は排除できる。

なお、球表面に平行な電流ダイポールによって球表面に生じる磁界分布は、図 5 の同心円状の分布に近い。参考のために、図 7 に人間の側頭部で実際に測定した磁界分布を示す。

2.7 逆 問 題

図 5 で示されるような電流ダイポールがあるとき、平面 α 上での磁界分布が図 5 のようになることは順問題の計算式から求められた。従って、逆にもし平面 α 上での磁束密度の分布がこのような一組の極大値、極小値を持つようなものであるならば、その極大値と極小値の中間点の直下に電流ダイポールが存在する可能性を示している。もちろん、磁界分布においてこのような一組の極大値、極小値をとるような電流ダイポールの配置、分布は何通りもある。しかし、最も単純なものを考えれば、深さ d のところに一つの電流ダイポールがあるとするのがもっともらしい。

実際に、頭の表面で測定された磁界分布をもとに、その磁界分布を与えるような頭内の電流ダイポール分布を求めることはそう簡単ではない。まず、磁界分布での極大値、

極小値の一つの組が、一つの電流ダイポール（ソース：Source、波源とも呼ぶ）によって生じているものとする。その電流ダイポールの大きさ、方向、位置を適当に仮定し、それをもとに球表面上（頭の表面上）の磁束密度を求める。その値と実際の測定値との誤差を求める。その誤差が小さくなるように、電流ダイポールの大きさや向き、位置を変更したり、新たに電流ダイポールを追加したりする。新しい電流ダイポール配置分布から再び磁束密度を求め、実際の測定値と比較する。これを繰り返して、実際の測定値に最も近い磁界分布を与えるような電流ダイポール配置分布を求める。

現在では、複数個の電流ダイポールを仮定して、その位置、大きさを求めることも行なわれている。当然ながら計算量は大きくなる。こうして、電流ダイポールの位置、つまり脳内の活動部位が磁界分布の測定値から求められる。

脳活動によって生じる磁界分布のデータは、SQUIDの登場までは得られなかったものであり、この新しい種類のデータから脳の活動のメカニズムが解明される可能性は極めて高い。

2.8 最新の脳磁界測定装置

これまでは、1回の測定では、頭皮上的一部分からの反応磁界しか得られなかった。したがって、脳の底の部分を除く全ての部分からの反応磁界を測定するためには、同じ実験を何回も繰り返し行なう必要があった。例えば、NTT基礎研究所に現在設置されている7チャンネルの脳磁界測定装置では、全頭からの反応を得るために、10～20回の実験を繰り返している。この方法では、被験者の疲労による反応の変化などを避けるため、実験に際しては細心の注意が要求される。そこで、全頭からの脳磁界を1回の測定で得ることができる全頭型脳磁界測定装置が望まれていた。

最近、フィンランド、カナダの企業でこの全頭型脳磁界測定装置が開発され、販売されている。図8にその装置を示す（フィンランド、Neuromag社）。この装置により、測定時間が従来の10分の1以下になるため、障害のある患者などの測定にも利用でき、医学系の研究者からも期待されている。この装置によって測定・計算した磁界パタンの例を図9に示す。図7と同じく聴覚刺激に対する約100 ms後の反応パターンである。この反応磁界を用いて逆問題をとくことにより、聴覚野（シルヴィウス溝床面）にその活動部位が同定されている。

このNeuromag社の全頭型脳磁界測定装置は、国内では京都大学医学部（京都）、電子技術総合研究所（大阪）で稼働しているが、NTT基礎研究所（厚木、神奈川）にも1995年3月に設置され、聴覚（純音、言語音に対する反応）、視覚（光刺激、単純図形に対する反応）、体性感覚（触覚刺激に対する反応）から高次認知（文字認知、単語認知、思考など）に至るまで、脳機能の測定及び解析が進められる。

3. 磁気共鳴像と機能的磁気共鳴像

3.1 磁気共鳴像の原理

磁気共鳴像で頭部内部が画像化される原理を簡単に箇条書きにして解説する。なお、以下ではゴシック体は2章と同様ベクトルを示す。

- (1) 電子や核子（陽子、中性子）のようにスピンをもったものは磁界を誘起する。つまり磁気モーメント $\mathbf{m}$ を持つ。しかし、陽子と中性子が偶数個の原子核は、正と負の二つの方向のスピンがお互いにペアになっているため、磁気モーメントはもたない。
- (2) 磁気モーメント $\mathbf{m}$ とスピン $\mathbf{S}$ との間には次の関係がある。

$$\mathbf{m} = \gamma \mathbf{S} \hbar / 2\pi \quad (1)$$

γ は磁気回転比 [Hz/Tesla]、 $\hbar$ はプランクの定数である。磁気回転比は核種固有であり、例えばプロトンでは 42,575,900 [Hz/Tesla] である。

- (3) 磁気モーメント $\mathbf{m}$ をもつ原子核に静磁界 $\mathbf{B}_0$ （z 軸方向とする）をかけると、その原子核には

$$E = -\mathbf{m} \cdot \mathbf{B}_0 \quad (2)$$

のエネルギーが加わる。 $\mathbf{S}$ の z 方向の成分を S_z 、 $\mathbf{B}_0$ の大きさを B_0 とすると、

$$E = -\gamma S_z B_0 \hbar / 2\pi \quad (3)$$

となる。このとき S_z は $I, I-1, I-2, \dots, -I+1, -I$ の $(2I+1)$ 個の値をとる。つまり、静磁界をかけると核スピンは $(2I+1)$ 個の固有状態に分裂する。

なお、磁気モーメント $\mathbf{m}$ と $\mathbf{B}_0$ のなす角度を θ とすると、

$$\cos \theta = S_z / [I(I+1)]^{1/2} \quad (4)$$

となる。

- (4) 簡単のため、プロトン ^1H を考える。 ^1H では、スピン量子数 $I = 1/2$ であり、従って $S_z = 1/2, -1/2$ の二つの値だけが許される。この二つの状態を、 $S(1/2)$ 、 $S(-1/2)$ と書くことにする。この二つの状態のエネルギー準位は、通常は縮退して同じ値をとっており、さらに、各状態にある原子核の個数は同じである。
- (5) ここで静磁界 $\mathbf{B}_0$ （z 軸方向とする）がかけられると、このエネルギー準位は二つ $E(1/2)$ 、 $E(-1/2)$ に分裂する（ゼーマン分裂）。

$$E(1/2) = (-1/2) \gamma B_0 \hbar / 2\pi \quad (5)$$

$$E(-1/2) = (1/2) \gamma B_0 \hbar / 2\pi \quad (6)$$

この二つのエネルギー準位のエネルギー差 ΔE は

$$\Delta E = E(1/2) - E(-1/2) = -\gamma B_0 \hbar / 2\pi \quad (7)$$

となる。 $E(1/2)$ 、 $E(-1/2)$ をゼーマン準位、エネルギー差 ΔE をゼーマンエネルギーと呼ぶ。

- (6) 低い準位のエネルギーを持つ原子核は、その磁気モーメントの $\mathbf{B}_0$ 方向の成分（z 軸方向成分）が外部静磁界 $\mathbf{B}_0$ と同じ方向を向く（スピンの $1/2$ ）。逆に、高い準位のエネルギーを持つ原子核は、その磁気モーメントの $\mathbf{B}_0$ 方向の成分（z 軸方向成分）が外部静磁界 $\mathbf{B}_0$ と逆の方向を向く（スピンの $-1/2$ ）。
- (7) エネルギー差 ΔE と一致するエネルギーを外部から与えると、低い準位にある原子核はこのエネルギーを吸収して、高い準位に転移する。エネルギー差 ΔE と一致するエネルギーを持つ電磁界の周波数を f_1 とすると、

$$\hbar f_1 = \Delta E = \gamma B_0 \hbar / 2\pi \quad (10)$$

$$f_1 = \gamma B_0 / 2\pi \quad (11)$$

となる。

- (8) 周波数 f_1 の電磁界を与えると、低い準位にある原子核はこのエネルギーを吸収して、高い準位に転移し、高い準位にある原子核の個数が多くなる。この共鳴現象を核磁気共鳴と呼ぶ。

- (9) さて、磁気モーメント $\mathbf{m}$ をもつ原子核に静磁場 $\mathbf{B}_0$ をかけると、その磁気モーメント $\mathbf{m}$ の方向を、 $\mathbf{B}_0$ と同じ方向か逆方向に向けようとする力が働く。スピンをもつものにこのような力が働くと、それは歳差運動を起こす。

$$d\mathbf{m}/dt = \gamma \mathbf{m} \times \mathbf{B}_0 \quad (12)$$

これを解いて歳差運動の回転周波数 f を求めると

$$f = \gamma B_0 / 2\pi = f_1 \quad (13)$$

となり、これは核磁気共鳴周波数と一致している。この周波数をラーモア (Larmor) 周波数と呼ぶ。

- (10) 磁界 $\mathbf{B}_0$ の方向 (z 軸) を傘の軸とすると、各原子核の磁気モーメントは少し開いた傘の骨に相当する。原子核は多数あり、その x 、 y 軸方向の成分 (つまり、 z 軸周りの歳差運動の位相) はランダムとなる。つまり、各々の原子核の z 軸周りの位置 (位相) はランダムである。ただし、傘の開き角度 θ は一定である。それら全原子核の磁気モーメントをベクトル的に全部足しあわせると、合成磁気モーメント (巨視的磁化) $\mathbf{M}$ は $\mathbf{B}_0$ と同じ方向を向く (3) 参照)。

- (11) ここで、静磁界 $\mathbf{B}_0$ の他に回転磁界 $\mathbf{B}_1$ をかける。この回転磁界の方向は $\mathbf{B}_0$ に垂直で、しかも $\mathbf{B}_0$ を軸として回転するものとする。この回転の周波数は f_1 とする。

- (12) ここで、 z 軸の周りを周波数 f_1 で回転する座標系 (x' 、 y' 、 z') を考える (z 軸と z' 軸とは一致する)。静磁界 $\mathbf{B}_0$ がかかっているから、各原子核は周波数 f_1 で z 軸の周りを回転している。従って、回転座標系 (x' 、 y' 、 z') に乗ってみると、各原子核は静止しており、静磁界 $\mathbf{B}_0$ も消滅する。さらに、回転磁界 $\mathbf{B}_1$ は静止した磁界となる。その静止した $\mathbf{B}_1$ の方向を x' としよう。

- (13) 各原子核はスピンをもつから、今度は $\mathbf{B}_1$ が $\mathbf{B}_0$ の代わりに静磁界となり、その $\mathbf{B}_1$ の周りに歳差運動を始める。つまり、全原子核のスピン軸が y' 軸の方へ倒れ始める。従って、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ も x' 軸の周りの歳差運動を始めるから、 y' 軸方向へ向かって倒れ始める。

- (14) 周波数 f_1 の回転磁界 $\mathbf{B}_1$ をパルス的に与えてそのパルス幅 (与える時間) を制御することにより、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ の x' 軸の周りの回転角を制御できる。つまり、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ を 90° 回転させて y' 軸上に一致させたり、 180° 回転させて $-z$ 方向にすることができる。このような回転磁界を 90° パルス ($\pi/2$ パルス)、 180° パルス (π パルス) と呼ぶ。

- (15) 周波数 f_1 の回転磁界 $\mathbf{B}_1$ を与えると、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ は y' 軸の方へ倒れ始め、それが y' 軸に一致したときには、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ の z 成分が 0 になる。さらに回転して z 軸の負の方向に一致したときには、合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ の負の z 成分が最大になる。この合成磁気モーメント $\mathbf{M}$ の z 成分に関しては、低いエネルギー準位の原子核が、周波数 f_1 の回転磁界 $\mathbf{B}_1$ からエネルギーを得て、高いエネルギー準位に転移

していく過程と解釈できる。

- (16) 周波数 f_1 の回転磁界 B_1 によって変化した合成磁気モーメント M (あるいは各原子核の状態) は、この回転磁界を与えるのを止めることによって元の状態に戻っていく。この過程を緩和過程と呼ぶ。合成磁気モーメント M の z 方向の成分 M_z (縦磁界) が回復していく過程を、縦緩和 (あるいはスピン格子緩和) と呼ぶ。一方、合成磁気モーメント M の x, y 方向の成分 M_{xy} (横磁界) が回復していく過程を、横緩和 (あるいはスピンスピン緩和) と呼ぶ。
- (17) 縦緩和に要する時間を T_1 で表わし、横緩和に要する時間を T_2 で表わす。 T_1 、 T_2 はそれぞれ、合成磁気モーメント M が 63 % 回復するのに要する時間を表わしている。
- (18) 縦緩和は、回転磁界から得たエネルギーを放出して (格子に与えて)、元のモーメント M_0 に戻っていく過程 (高いエネルギー準位から低いエネルギー準位へ戻る過程) であるから、指数関数で示される。 $\pi/2$ パルス後の縦緩和過程は、

$$M_z = M_0 (1 - \exp(-t/T_1)) \quad (14)$$

π パルス後の縦緩和過程は、

$$M_z = M_0 (1 - 2 \exp(-t/T_1)) \quad (15)$$

となる。

- (19) 原子核のスピンエネルギーが格子振動に吸収されることによって縦緩和が起こる。従って、格子振動の周波数が f_1 に近いほど縦緩和は速く、 T_1 は短くなる。常温では格子振動の周波数は極めて高いが、低温になったり、粘度が上昇して格子振動の周波数が低くなって f_1 に近づいてくると、縦緩和は速くなり、 T_1 は短くなる。例えば、結合水は自由水に比べて運動性が押さえられるので、格子振動の周波数が低くなり、 T_1 は短くなる。つまり結合水の格子は ΔE を受け取りやすくなっている。
- (20) 横緩和は、周波数 f_1 の回転磁界 B_1 によって y' 軸の方へ倒れた各原子核の磁気モーメント (その合成磁気モーメントは M) が、再び z' 軸の周りに散らばる過程である。つまり、傘の軸を z' 軸として、合成磁気モーメント M が、 y' 軸に一致しているということは、ほとんどの原子核の磁気モーメントが完全に広げた傘の 1 本の骨 (y' 軸に一致) の方に片寄っているということである。このとき、横緩和は以下のようにして起こる；まず、おのおのの原子核の周囲の局所磁界にバラツキ・変化があるために、各原子核が感じる磁界はわずかではあるが異なっている；このため、静磁界 B_0 (z' 軸に一致) の周りの歳差運動の回転速度 (周波数) に散らばりが生じ、各原子核の位相はばらばらになる；つまり、各原子核の磁気モーメントは、傘の色々な骨の方向を向いて傘を広げたようになる。

$\pi/2$ パルス後の横緩和過程は、

$$M_{xy} = M_0 \exp(-t/T_2) \quad (16)$$

で示される。なお、 $T_2 \leq T_1$ である。

- (21) この局所磁界のバラツキ・変化は、着目している原子核の周囲にある原子核の磁気モーメントの変化などが原因である (もし外部からの静磁界が完全に一様ならば)。原子核の磁気モーメントはそのエネルギー準位で決定される。つまり、各原子核間でエネルギーをやり取りしてその磁気モーメントが頻繁に変化する (静磁界 B_0 方向を向

いたり逆方向を向いたり)と、局所磁界のバラツキ・変化が大きくなる。その結果、横緩和過程は急速に進む。

- (22) さらに、静磁界 B_0 が厳密に一様であることはありえないから、それによる局所磁界のバラツキ・変化がある。このバラツキ・変化の方が原子核の磁気モーメントによるバラツキ・変化よりも大きいので、実際の横緩和時間 T_2 よりも短い時間 T_2^* で緩和が終了する。時間 T_2 は磁化(合成磁気モーメント M)を自由に減衰(緩和)させていったときの緩和時間であり、自由誘導減衰(FID; Free Induction Decay)と呼ばれる。

(23) 縦緩和時間の測定:

- π パルス印加する。合成磁気モーメント M は、 $-z$ 方向を向く。
- t ($t \ll T_1$)の間緩和させる。縦緩和時間 T_1 に従って M_z が減衰し $M_z(t)$ となる。
- $\pi/2$ パルス印加して $M_z(t)$ を 90° 回転させて $M_{xy}=M_z(t)$ とし、これを x - y 平面内の誘導コイルで検出する。

(24) 横緩和時間の測定: スピンエコー法

- $\pi/2$ パルス x' 軸方向に印加する。合成磁気モーメント M は、 y' 軸に一致する。
- t 時間緩和させる。横緩和時間 T_2^* に従って $M_{y'}$ が減衰し $M_{y'}(t)^*$ となる。
- π パルス y' 軸方向に印加して $M_{y'}(t)^*$ を 180° 回転させる。 t 時間緩和させる。
- この間の静磁界 B_0 による不均一性は、 π パルス印加する前と逆になる。従って、c.における緩和によって、静磁界 B_0 の不均一による余分の緩和は打ち消されて元に戻るから、 π パルス印加してから t 時間後の合成磁気モーメントは $M_{y'}(2t)^*$ ではなく $M_{y'}(2t)$ となる。これを x - y 平面内の誘導コイルで検出する。この $M_{y'}(2t)$ は純粋に横緩和だけで減衰させたときの $2t$ 後の合成磁気モーメントとなる。この方法をスピンエコー法と呼ぶ。

(25) 位置の選択

静磁界、回転磁界を加えた人体からの磁気共鳴信号を測定するとき、その信号が人体のどこで発生したものであるのかを決定しなくてはならない。

式(11)で示されるように、磁気共鳴周波数は、外部から印加する静磁界によって変化する。従って、外部から印加する静磁界が人体の場所によって違ってくれば、共鳴周波数を調べることによって、その信号がどこで発生したものであるのかが判別できる。通常は傾斜磁界を用いる。

例えば、人体の軸が x 軸に一致しているとしよう。このとき、 x 軸方向に線形に変化する傾斜磁界を印加する。このとき、磁気共鳴周波数は、その人体の各輪切りの部分ごとに少しずつ違ってくる。従って、得られた磁気共鳴信号をフーリエ解析すれば、その各フーリエ周波数成分は、各輪切りの位置の磁気共鳴信号となる。

従って、通常、人体の頭から足先までの間の傾斜磁界の大きさに対応する磁気共鳴周波数をその成分として持つ回転磁界パルス印加する。

この輪切りの中での位置の決定は、同様にして、 y 軸、 z 軸方向の傾斜磁界を印加して測定すればよい。

- (26) x - y 平面内の誘導コイルで検出される合成磁気モーメント M は、上で説明したことか

ら明らかなように、プロトン密度、 T_1 、 T_2 によって変化する。また、人体内のプロトン密度、 T_1 、 T_2 は各組織によって異なるから、例えば、人体のある断面内の各点における T_1 の値をグレイスケールなどで画像化すれば、その組織の形が見えてくる。このような画像を T_1 像と呼ぶ。実際の測定では、厳密にプロトン密度、 T_1 、 T_2 を測定することはできず、その近似値であるため、プロトン密度強調像、 T_1 強調像、 T_2 強調像などと呼ばれる。

- (27) プロトン密度強調像では、プロトン密度が大きいほど検出される磁界が大きい（高信号）ため、画像上では白くなる。 T_1 強調像では、 T_1 が短いほど高信号が得られ、白くなる。一方、 T_2 強調像では、 T_2 が長いほど高信号が得られ、白くなる。
- (28) 脳では、 T_1 強調像の場合、白質、灰白質、脳脊髄液の順に T_1 が短いので、画像上では白質、灰白質、脳脊髄液の順により白く写る。脳溝、白質・灰白質の区別をするときには T_1 強調像がよい。

以上のような原理で頭の内部を撮像したのが図8である（ T_1 強調像）。この図10には、図7で示した聴覚誘発脳磁界を使って推定した聴覚野内の活動部位が矢印で示されている。このように、磁気共鳴像は頭部内の構造を精度よく画像化できるため、他の脳機能観測法と組み合わせて、脳のメカニズムを解明する有力な武器となっている。

3.2 機能的磁気共鳴像（functional MRI）

機能的磁気共鳴像では、幾つかの手法で脳の機能を画像化することができるが、その一つを以下に示す。

- 神経細胞が活動すると酸素を消費し、その周辺の血液中の酸化ヘモグロビンが減少し、還元ヘモグロビンが増大する。
- この還元ヘモグロビンにより中枢が刺激され、活動部分に酸化ヘモグロビンを多く含む血液が大量に供給される。
- この結果、活動している神経細胞の周辺の血液中には、活動していない状態の時よりも酸化ヘモグロビンが多くなる。
- 一方、酸化ヘモグロビンは反磁性で磁化率は小さいが、還元ヘモグロビンは常磁性であり、磁化率は大きく、磁界中ではより大きく磁化される。
- 外部から一様な静磁界をかけて、常磁性物質（還元ヘモグロビン）が多い場合と反磁性物質（酸化ヘモグロビン）が多い場合とを比較すると、常磁性物質（還元ヘモグロビン）が多い場合ほど磁界の一様性は崩れ、バラツキがより大きくなる。
- この磁界のバラツキにより、常磁性物質（還元ヘモグロビン）が多い場合の横緩和時間 T_2 （現実には T_2^* ）は、反磁性物質（酸化ヘモグロビン）が多い場合の横緩和時間 T_2 より短くなる。逆に言えば、活動しているところは、活動していないところに比べ、横緩和時間 T_2 が長い。
- この T_2 の延長により、活動している神経細胞の周辺はより高信号となり、白く画像化される。

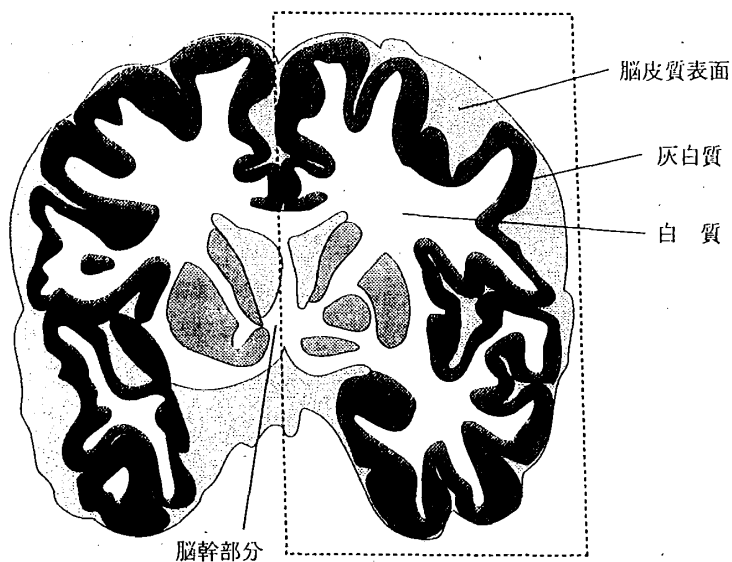
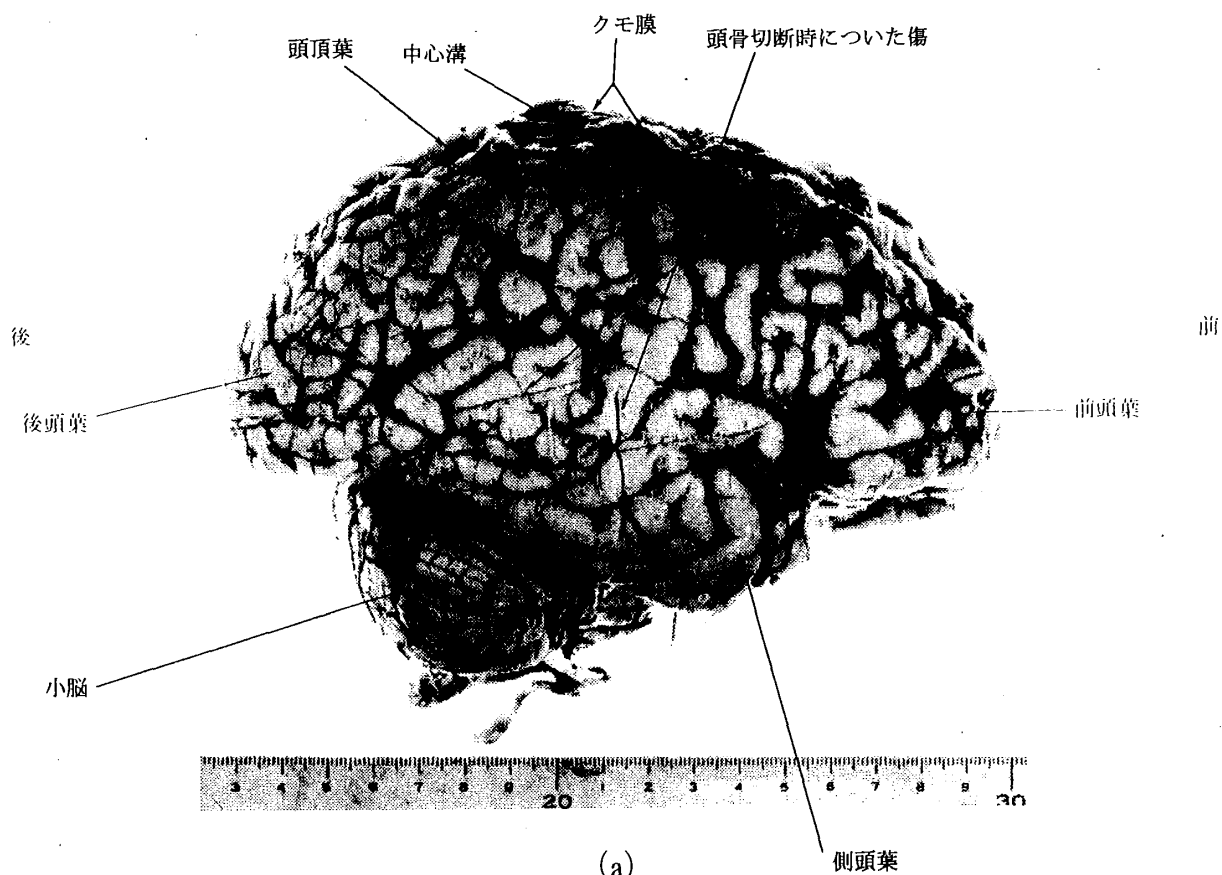
この機能的磁気共鳴像は1990年頃から始まった極めて新しい研究であり、以下に示す基本的なことが示されている；光刺激による視覚野の活性化部位の同定、手指の運動による運動野の活性化部位の同定、呈示した名詞と関連する動詞を発声するときに活性化される部位の同定など。

4. 磁 気 刺 激

コイルに電流を流してそこから発生する強力な磁界を脳の狙った部位に局所的に印加する。この磁界はその部位に電流を誘起してそこを活動させる。その活動の状況から印加部位に関する情報を得ることができる。例えば、脳のどの部位がどの指を動かす役割を担っているかなどが分かる。また、活動中の脳の部位に磁気刺激を加えてその活動を中断させることによって、その活動の性質を推定することもできる。現在では、8の字型のコイルを使うことにより、約5mmの精度で脳を局所的に刺激できる。

5. お わ り に

磁氣的性質を利用して脳の構造や機能を観測する方法を概説した。最初に述べたように、脳自身に明確な磁性があるわけではないが、現在の技術を用いることにより、脳自身が活動に伴って発生する磁界、脳に磁界を加えて脳から得られる反応などを精度よく計測できる。磁界は脳に危害を与えないので、これからも磁界を利用した観測法が開発されていくであろうが、この開発は、医学サイドではなく、理学、工学サイドの役割であろう。さらに、磁界に限らず、種々の物理現象を利用して、脳を非侵襲的に観測する方法を開発することが望まれている。例えば、光を脳内に通して脳の活動を見る光コンピュータトモグラフィなどの研究も行なわれている。とくに、理学、工学サイドの研究者に、新しい原理の非侵襲的脳機能観測法の開発が望まれている。脳は、空想ではなく現実に存在する最も複雑なシステムであり、これを解明することは理学、工学、医学は言うに及ばずこれ以外の多くの分野に大きく寄与することとなる。今後とも、多くの分野の研究者が協力して脳の解明に力を注ぐ必要があると感じる。



(b)

図1 脳の外見と冠状断面図（顔面に平行な断面図）

- (a) 脳の右半球を右側から見た写真（クモ膜や血管をはがす前）。大脳皮質の表面、脳溝、小脳などが見える（前頁）。
 (b) 脳の顔面に平行な断面。左が模式図で、右が写真（前面から見た図）。模式図で平行四辺形で囲んである部分（左半球）が写真の部分に相当する。ただし、写真と模式図は同一の脳ではないので、形態にずれがある。皮質は多くの溝（シワ）で入り組んでいるが、表面に灰白質（神経細胞部分）、その内側に白質（神経線維部分）がある。

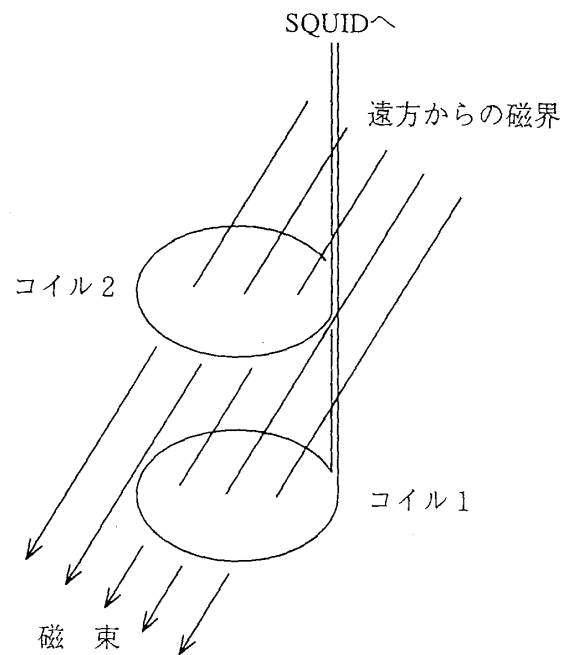


図2 グラディオメータ
二つのコイルからなる1次微分型のグラディオメータを示す。遠方からの磁界はほぼ平行になるため二つの検出コイルを通過する磁束量はほぼ同じとなり、両者の差分をとると0になる。

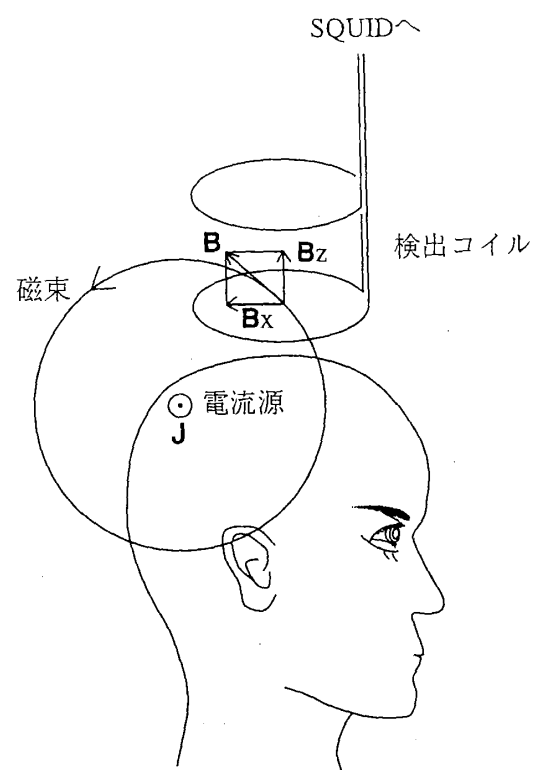


図3 頭皮に平行な電流Jから生じる磁界
頭皮に平行な電流ダイポールJから生じる磁束を示す。検出コイル面を頭皮に平行に置いて、頭皮に垂直な磁界成分 B_z を測定する。

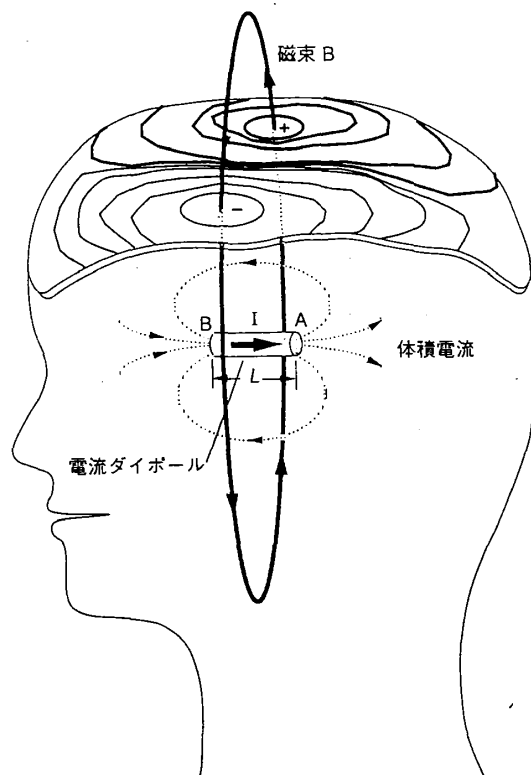


図4 頭内の電流ダイポールとそれによる磁界パターン
頭の中の電流ダイポール及びそれによる頭外の磁界パターンを示す。Aが電流Iの流出点、Bが流入点、長さがLである。

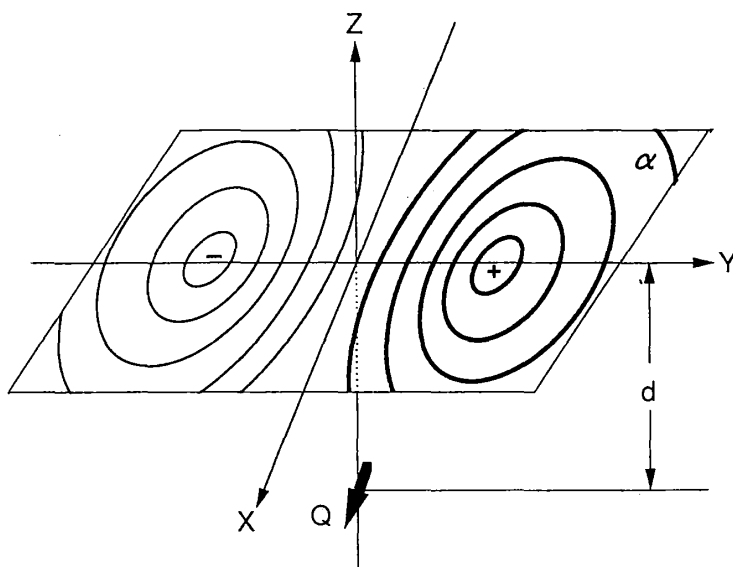


図5 電流ダイポールQによる平面 α 上の磁界パターン
平面 α に平行な電流ダイポールQ（平面 α から深さd）による平面 α に垂直な磁界成分の大きさを等磁界線図を用いて示してある。図中の+が平面 α の上の方向に向かう最大の磁界を示す点、図中の-が平面 α の下の方方向に向かう最大の磁界を示す点である。

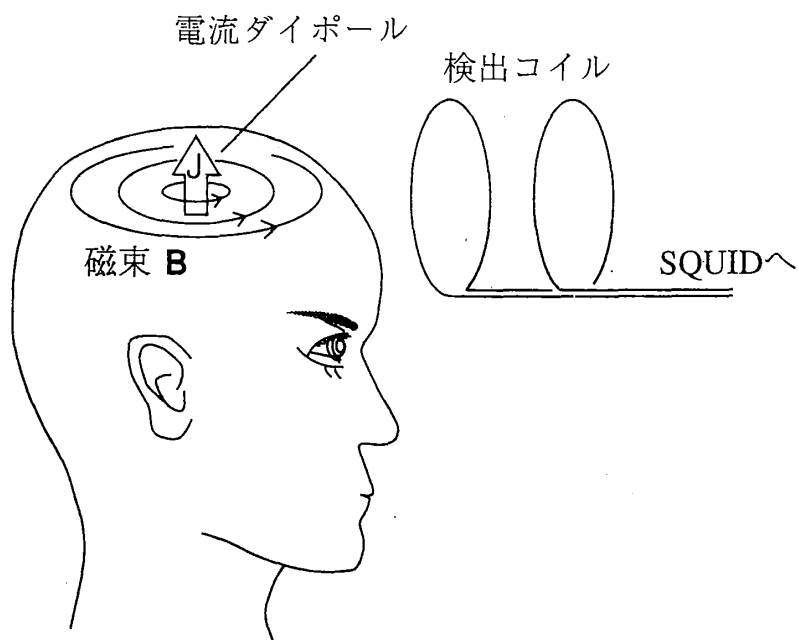


図6 頭皮に垂直な電流 J から生じる磁界
頭を球と見なすと、頭皮に垂直な（モデル球の半径方向）の電流 J からは、頭外にはなんらの磁界も生じない。

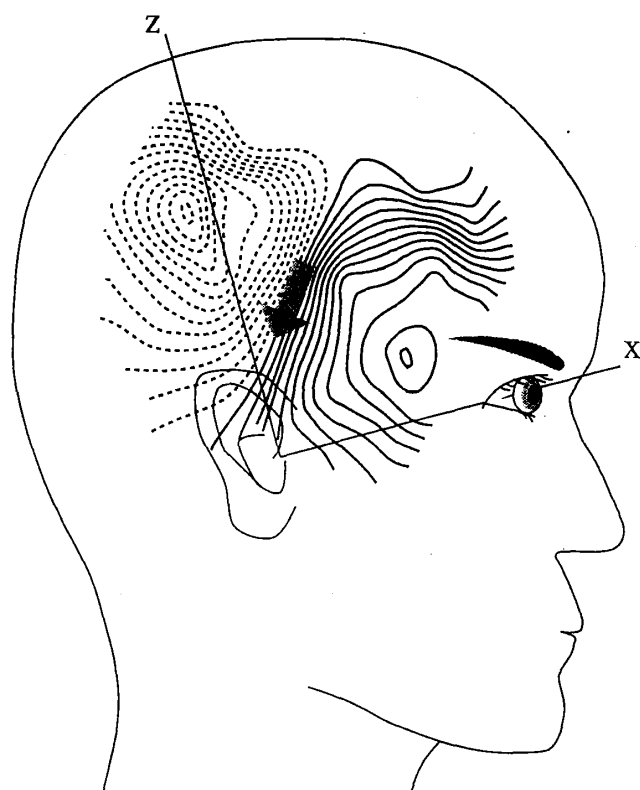


図7 聴覚刺激に対する反応磁界パターン
左耳に与えた純音に対する100 ms後の反応磁界パターンを示す。実線部分で磁束が頭から出て、点線部分で頭に入る。矢印は逆問題をといて推定した活動部分（電流ダイポール）を示す。

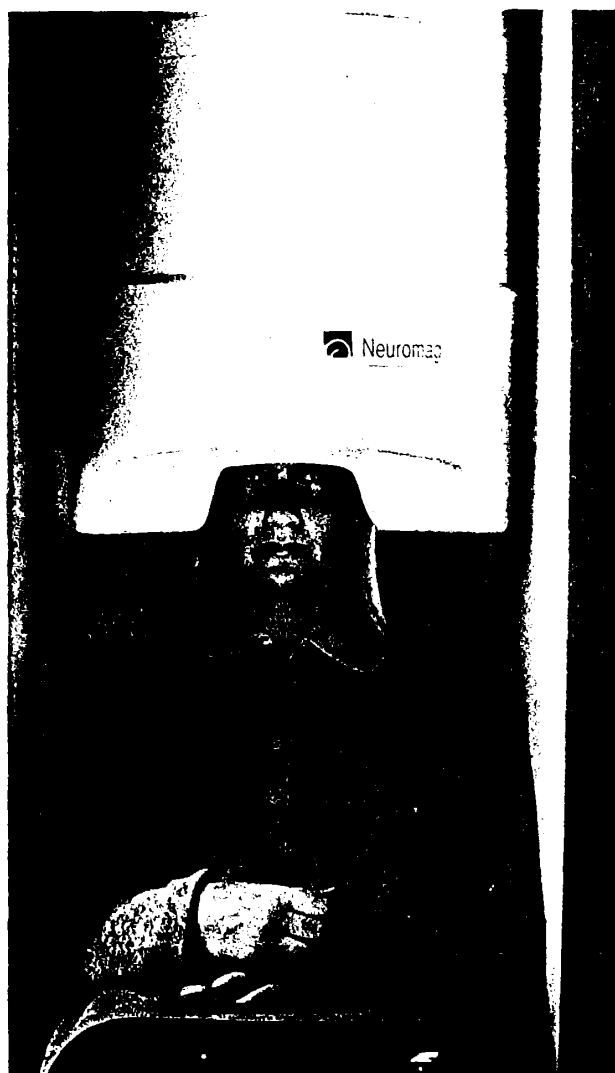


図8 全頭型脳磁界測定装置

全頭型脳磁界測定装置（Neuromag社、フィンランド）を用いて測定している様子．この装置では、全頭上の61ヶ所で、経度方向と緯度方向の二つの空間微分を計測する．したがって、1回の測定で122個のデータが得られる．そのデータをもとに磁界パターンを求め、逆問題を解いて脳内の活動部位を求める．

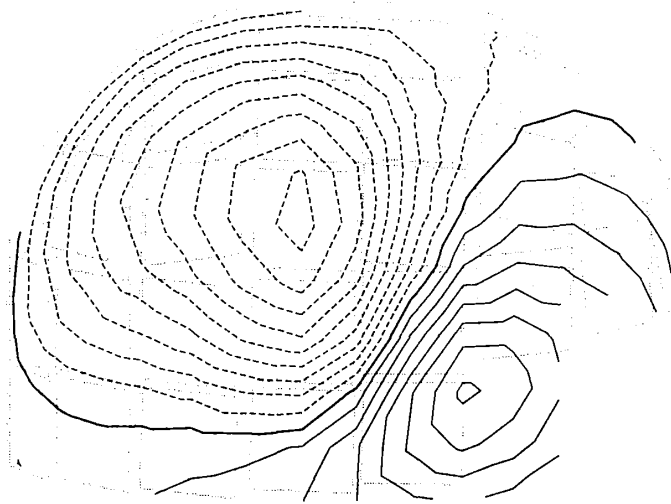


図9 聴覚誘発脳磁界パターン

全頭型脳磁界測定装置（Neuromag社、フィンランド）を用いて測定した磁界パターン。図は右半球を真横から見た図で、右側が顔の部分、左側が後頭部となる。図中の四角形が磁界センサのある位置で、図8で述べたようにここに経度方向と緯度方向の二つの空間微分を計測するセンサが収納されている。刺激音の周波数は1000 Hzで左耳に与えられている。図の線は等磁界線で、その間隔は50 fT（femto Tesla）である。図の実線部分で磁束が頭から出て点線部分で頭に入る。目安として、前述したように、実線部分と破線部分のピークの中央の真下付近が活動部分である。

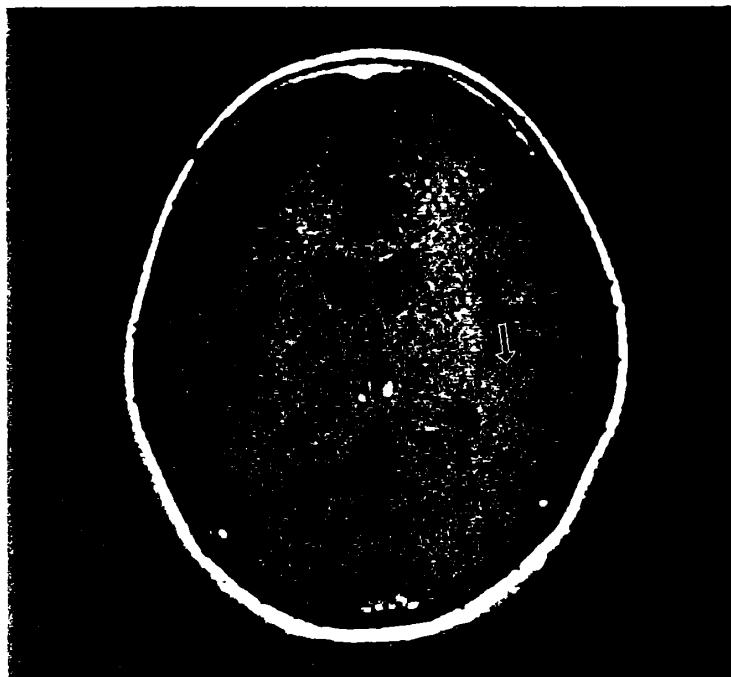


図10 磁気共鳴像とその上に投影した聴覚活動部位

被験者の頭部の水平断面像（磁気共鳴像、T1強調像）を示す。皮質の灰白質部分、白質部分の差が見え、脳溝が識別できる。矢印は図7に対応する活動部位で、シルヴィウス溝の下面に位置している。