SQUID 磁束計による生体磁場計測

1. SQUID 磁束計

葛 西 直 子

電子技術総合研究所 つくば市梅園 1-1-4

(1991 年 7 月 15 日 受理)

Biomagnetic Measurement by SQUID Magnetometer

1. SQUID Magnetometer

Naoko KASAI

Electrotechnical Laboratory, 1-1-4 Umezono, Tsukuba 305

(Received July 15, 1991)

Synopsis:

The recent development of SQUID system for biomagnetic study is remarkable. The high sensitive SQUID system makes possible to study the brain function and the research for the application of biomagnetic measurement to the diagnosis is in progress. In this review, the techniques for measuring the weak magnetic fields emanating from active positions in a human body are described and the estimation of source location of the biomagnetic field is described. The SQUID sensor, magnetically shielded room, reduction of magnetic noise and multi-channel SQUID systems are presented.

1. はじめに

1970 年 Cohen ら¹⁾はマサチューセッツ工科大に設置された磁気シールドルームの中で、SQUID (超伝導量子干渉素子: Superconducting Quantum Interference Device) 磁束計を用いて明瞭な心臓からの磁波形 (心磁図, MCG: Magnetocardiogram) を検出することに成功した。1960 年代からフェライトコアの誘導コイルを用いて生体磁場の検出が試みられていたが²⁾, 生体から発生される磁場 (生体磁場) は弱く, 超伝導の性質を利用した磁束感度の高い SQUID の開発によって初めて生体磁場計測による生体機能研究の可能性が開けたといえる。その後, SQUID の高感度化とともに生体磁場計測は展開してきた³⁻⁵⁾。

生体磁場計測は 1) 非接触, 非侵襲計測である, 2) 磁場源の位置推定が可能であるという特徴をもっていることから, 脳機能⁶⁻⁹⁾, 心臓の機能^{10,11)} や神経系の研究などに利用されている⁹⁾。脳におけるさらに高次の機能の研究も進められている。また機能異常の診断や機能異常部位の推定を行い医療に利用する試みがなされている¹²⁻¹⁵⁾。脳機能の測定例や医学応用については, 山本による医学者の立場からの解説を参照

していただき¹⁶⁾, ここでは生体磁場計測の技術的な面に焦点をあてて述べる。

2. 生体磁場

2.1 生体磁場

人が発生する生体磁場は二つに大別される。一つは体内に蓄積された磁性体が発生する磁場, 他の一つは神経や筋肉が興奮するとき細胞の内外に荷電粒子 (Na^+ , K^+) が流れるがそれとともなって発生する磁場である。生体内には磁場を歪ませる磁性物質はほとんどなく, 発生した磁場は歪を受けることなく体外に伝播される。このため体周辺で非接触に生体磁場を測定することができる。磁性体が発生する磁場は肺機能¹⁷⁾, 肝機能¹⁸⁾などの診断に用いられている。肺や肝臓などに蓄えられた磁性体は磁気モーメントの向きがランダムになっていることが多く, 外部から磁場を印加して向きを揃えた後, 測定することが多い。このため測定装置は磁場印加用磁石と SQUID 磁束計から構成されている。しかし, 現在主として行われている生体磁場計測の対象は荷電粒子による磁場で, 心臓, 脳, 神経系などの機能を調べることに使われている。

これまでに測定された主な生体磁場の強さを Fig. 1

Fig. 1 Typical strength of various biomagnetic fields ($1 \text{ fT} = 10^{-15} \text{ T}$).

に示す¹⁹⁾。Fig. 1 からわかるように、生体磁場の中では比較強い心磁でも地磁気（日本では約 $3 \sim 5 \times 10^{-5} \text{ T}$ ）の 10^5 分の 1 以下である。このように微弱な磁場を測定するには高感度な磁束計と磁気シールド技術の開発が必要である。Fig. 2 に主な微小磁場測定器とその測定領域を示す。プロトン磁力計はその原理から直流に近い周波数領域の磁場測定のみ検出可能であり dc から 1 kHz 程度の周波数成分をもつ生体磁場測定には適さない。フラックスゲートは感度も高く簡便であり²⁰⁾、肺の蓄積磁性体による肺機能の研究に用いられている。

2.2 興奮部位の位置推定

神経や筋肉の興奮が空間的に局在して起こっているとき、それにとまって発生する磁場を計測し、磁場源として電流双極子を仮定することによって興奮部位を推定することができる^{3,4)}。

無限均質媒質中に一つの電流双極子 $\mathbf{P}$ が座標原点

Fig. 2 Various magnetic field sensors with high sensitivity.

Fig. 3 Isofield contour map. The component of magnetic field (B_z) normal to the surface is shown as a contour map when a current dipole lies beneath the surface. The $M+$ and $M-$ are the maximum and minimum points. The distance between $M+$ and $M-$ is $\sqrt{2}d$, where d is the depth of the dipole. The arrow shows the direction of the dipole.

にあるとき点 $Q(\mathbf{r})$ での磁束密度 $\mathbf{B}$ は式 (1) で表される。

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu}{4\pi} \frac{\mathbf{P} \times \mathbf{r}}{|\mathbf{r}|^3} \quad (1)$$

電流双極子が xy 面内に向いているとき $z=d$ の xy 面における磁場の z 方向成分 B_z の分布は Fig. 3 のようになる。ここでは磁束密度が等しい点を結んだ等磁束密度線図で表されている。このような図を等磁図と呼んでいる。 B_z の極大点と極小点は電流双極子の真上から $d/\sqrt{2}$ の距離にあり、極大点と極小点を結ぶ直線は電流双極子の向きと直交している。また極値は

$$B_z(\max) = -B_z(\min) = 0.385(\mu P / 4\pi d^2) \quad (2)$$

となる。ここで μ は媒質の透磁率である。生体内物質では μ はほぼ真空透磁率と等しく、 $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$ であると考えて良い。このことから、体周辺において測定面に垂直な磁場成分の等磁図が得られれば電流双極子の大きさ、向きと位置が推定できる。しかし、電流双極子が z 軸方向に向いている場合には (1) 式から常に $B_z = 0$ となる。つまりこの方法では電流双極子の測定面に平行な成分のみが推定できる。

生体内の物質はほとんど導電体や誘電体である。このため細胞が興奮したとき、細胞内のみでなく細胞外にも電流が流れる。この電流は体積電流と呼ばれる。

当然体積電流も磁場を発生する。体積電流を磁場源位置推定のモデルにどのように取り入れるかは問題である。電磁気理論が適用できる無限均質媒質モデル、球体モデル（均質、不均質）、半無限平面モデルについて体積電流の影響が調べられている^{21,22)}。頭部については球体モデル、胸部については半無限平面モデルが適用されることが多い。

位置推定精度については MRI 画像との重ね合わせや解剖学的、生理学的知見との比較などによって研究が進められている。Yamamoto らは、頭部形状をした容器に生理食塩水を満たし、中に電流双極子を設置したファントムを用いて、3 mm 以内の精度で位置推定を行っている²³⁾。位置推定において生体磁場の測定精度とともに重要なことは、測定時の検出コイル位置の位置決め精度である。これには実験室座標系と被験者に属する座標系の変換精度も含まれる。

3. SQUID 磁束計

3.1 SQUID

SQUID には超伝導リングの一部に 1 個のジョセフソン素子をはめ込んだ rfSQUID と、リングの 2 カ所に 1 個ずつ 2 個のジョセフソン素子をはめ込んだ dc SQUID がある²⁴⁾。従来ジョセフソン素子の制作が困難であったために先に開発された dcSQUID よりも rfSQUID の開発が進み、技術的にも完成された rfSQ

Fig. 4 Flux transformer and dcSQUID. Flux transformer is a closed superconducting circuit. It is composed of a pickup coil and an input coil. J: Josephson junction, I_b : bias current, V : output voltage of SQUID. When a magnetic flux ϕ_{ext} is applied to the pickup coil, the flux ϕ_s is transported to the SQUID via the input coil. $\phi_s = (M_{12}/L_i + L_p) \phi_{ext}$, where M_{12} is a mutual inductance between input coil and SQUID and L_i , L_s are self inductance of input coil and SQUID respectively.

UID 磁束計が数社から市販されている。しかし素子作成技術の進歩とともに rfSQUID よりも雑音特性が優れている dcSQUID の開発が盛んに行われるようになった。数少ないが dcSQUID も市販されるようになってきているが、素子の信頼度は rfSQUID に比べて悪いのが現状である。しかし、より弱い脳磁を計測したいという要求から、現在使用されている生体磁場計測システムの多くは dcSQUID を採用している。

SQUID は磁束感度が非常に高いが生体磁場を検出するには一般には磁場が鎖交する SQUID リングの面積が小さく（通常 $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ 程度）、SQUID 単体では磁束感度は十分であるとはいえない。このため超伝導磁束トランスを用いて磁場を濃縮する。外部磁場と結合するコイルを検出コイル (pick-up coil)、検出した外部磁場を SQUID に伝達するコイルを入力コイル (input coil) と呼んでいる (Fig. 4)。通常 SQUID 素子に検出コイルと入力コイルを具備したものを SQUID 磁束計と呼ぶことが多い。入力コイルや検出コイルの作成法として、超伝導線をボビンに巻きつけて作成する方法²⁵⁾と基板上に積層して作成する方法²⁶⁾がある。

薄膜型 SQUID において、SQUID 本体と入力コイルの結合を良くするために、幅の広い超伝導薄膜リングの上に薄膜の入力コイルを積層するケッチン型が多く用いられている²⁷⁾。電総研で試作された平面型 SQUID グラジオメータの写真をも Fig. 5 に示す。写真では SQUID と入力コイル部分が示されている²⁸⁾。

Fig. 5 Integrated dcSQUID gradiometer. The photograph shows the SQUID and the input coil integrated on the SQUID washer of an integrated dcSQUID gradiometer.²⁸⁾

Fig. 6 (a) The current-voltage characteristics, (b) The voltage vs. signal flux characteristics. $\phi_0 = h/2e (=2.07 \times 10^{-15} \text{ Wb})$. The four curves correspond to four different bias currents I_b .

3.2 動作原理と駆動法

dcSQUID と rfSQUID の駆動法は異なる。rfSQUID の駆動には rf (radio frequency, 20~50 MHz 付近) の周波数の電流を使用し、dcSQUID の駆動には dc の電流が使用される。dcSQUID と rfSQUID の命名は駆動法の違いからきている。ここでは dcSQUID の動作原理と FLL 方式による駆動法について簡単に述べる。

dcSQUID の電流電圧特性の例を Fig. 6 (a) に示す。SQUID に鎖交する磁束 ϕ_s が変化するとその大きさに従って、SQUID 電圧は Fig. 6 (a) 中に示した曲線 a と b の間の値をとる。ここで ϕ_0 は磁束量子と呼ばれている定数で $\phi_0 = h/2e (=2.07 \times 10^{-15} \text{ Wb})$ である。 e は電子の素電荷、 h はプランク定数である。この素子に直流バイアス I_b を流して ϕ_s を変化させたときの ϕ_s と SQUID の出力電圧 V との関係を図 6 (b) に示す。電圧 V は ϕ_0 の周期関数になっていることがわかる。出力と外部磁界との関係を線形化すること

と出力範囲を拡大するために、一種のゼロ位法である FLL (Flux Locked Loop) 法が用いられる。Fig. 7 に FLL 方式による dcSQUID の駆動回路の概念図を示す。信号磁界 ϕ_{ext} が加わったとき、SQUID 電圧の変動 δV を検出し、フィードバックコイルに δV に比例した電流を流すことによって、信号磁界による ϕ_s と大きさが同じで逆向きの磁束を SQUID に結合させ、SQUID に鎖交する磁束の変動が常にゼロになるようにする。このときフィードバックコイルに流した電流を知ることによって外部磁束を知る方法が FLL 法である。出力電圧を高感度に検出するために、フィードバックコイルに変調磁場を重畳し、位相検出を行っている。トランスは信号増幅と同時に SQUID と前置増幅器のインピーダンス整合の役割を担っている。

4. 周辺技術

生体磁場計測には高感度な SQUID 磁束計の開発とともに磁気シールド技術、冷却技術、情報処理技術等の周辺技術の開発が不可欠である。

Fig. 7 Schematic diagram of the circuit for a dcSQUID system operating in a flux locked loop.

Fig. 8 Magnetically shielded room.³⁰⁾

4.1 磁気シールド技術

生体磁場は Fig. 1 に示したように微弱であるために、地磁気を含む環境磁気雑音をいかに除去するかによって生体磁場計測システムの最小分解能が決まる。除去方法には 1) 磁気シールドルームの使用, 2) 検出コイル構造の工夫, 3) 計算機によるデジタルフィルタ処理が考えられる。

従来の磁気シールドルームは高透磁率の金属を壁材として用いることによって磁束を壁材に集中させ、シ

ールドルーム内に磁束の薄い空間を作っている²⁹⁾。約 10 年前、電総研に設置された磁気シールドルームの写真を Fig. 8 に示す³⁰⁾。このシールドルームは 3 重の壁構造をもち、室中心での直流残留磁気雑音は約 30 nT である。また遮蔽率は直流磁場に対しては 10^3 , 100 Hz 帯域では 10^4 である。高次脳機能の研究や医療への応用には、磁気シールドルームには磁気遮蔽された微小磁場空間を作るとともに、被験者へ生理的にも心理的にも圧迫を与えない空間を提供することが要求される。

マイスナー効果により、超伝導体で囲まれた空間内には外部の磁場変動は伝わらない。この性質を利用して SQUID を環境磁気雑音から遮蔽するために、超伝導体で作った磁気シールドケースが利用されている。最近高温超伝導体を用いて内部で生体磁場計測が可能なシールドルームを開発する試みもなされている³¹⁾。超伝導磁気シールドの性能は最終的に超伝導体にトラップされた磁束の運動で限定されると推測され、微小磁場の空間を超伝導磁気遮蔽で実現するには磁束トラップと直流残留磁場に対する十分な注意が必要である。

検出コイルを、Fig. 9 に示すように差動に接続するとコイル A とコイル B に鎖交する磁束は超伝導磁束トランスに逆向きの遮蔽電流を作る。このためコイル A とコイル B に量と向きが同じ磁束が鎖交しても SQUID には磁束は伝達されない。この原理を用いて外部

Fig. 9 Pickup coil for gradiometer. The pickup coils in the geometry of a gradiometer are used to eliminate the magnetic noise evoked by distant sources. No shielding current flows in the flux transformer when the magnetic flux applied to the pickup coil A is the same as the flux to the pickup coil B. Then the magnetic flux is not transported to SQUID.

磁気雑音の除去が行われる。磁性体または電流によって発生した磁界は磁気雑音源の位置からの距離 R とともに $1/R^2 \sim 1/R^3$ で減衰する。検出コイルの位置が磁気雑音源から十分離れている場合には磁気雑音は空間的に一様とみなせるため、この方式で除去できる。空間的に一様でない高次の勾配をもった磁気雑音を除去するために種々の検出コイルが考案されている³²⁾。このような検出コイルをもつ SQUID 磁束計は検出コイルの次数によって 1 次微分グラジオメータ、2 次微分グラジオメータなどと呼ばれている。グラジオメータによる測定においても、コイル A とコイル B の間隔（ベースライン）が長い場合には信号磁界の勾配よりも、強さを検出していると考えれば良い。脳磁測定の場合には 30~50 mm 程度、心磁計測の場合には 50~80 mm 程度のベースラインが用いられており、十分長いと考えられる。

RF 帯域の電磁波雑音は SQUID の特性を劣化させるため³³⁾、高透磁率の金属による低周波磁気雑音の遮蔽とともに高周波雑音を遮蔽する必要がある。これには通常アルミニウムや銅を使った電磁シールドルームが用いられる。

4.2 冷却技術

現在生体磁場計測用に開発されている SQUID はニオブ（トンネル接合部、Nb/Al-oxide/Nb）系の材料が用いられており、液体ヘリウム中で使用されている。生体磁場計測には FRP デュアが用いられる。生体磁場計測用デュアには、1) ヘリウムの蒸発量が少ないこと、2) テイル部分の肉厚と真空層が薄いこと、3) デュアそれ自体が発生する磁気雑音が少ないことが要求される。現在のデュア磁気雑音の主な発生源は熱遮蔽板やスーパーインシュレーション内の熱磁気雑音であると考えられるが^{34,35)}、その大きさは高感度の SQUID 本体の雑音と同程度になっている。脳磁場の測定には条件 1) を多少犠牲にしても条件 2) と 3) を満足するデュアの開発が必要になると考えられる。

液体ヘリウムよりも取扱いの簡単な冷凍機を組み込んだシステムが開発されている^{36,37)}。冷凍機システムは液体ヘリウムを使用しないため検出コイルの設定自由度が多く、測定時の姿勢が限定される患者に対しては有効である。また液体ヘリウムの入手が困難な場所（宇宙や野外など）での微小磁場計測の発展には閉サイクルシステムは不可欠である。このシステムで最も問題になるのは振動による磁気雑音（静磁場を検出コ

イルが横切るため振動に同期した磁気雑音が発生する）である。振動モードを検出し、計算機でデジタル的に除去しているが、完全に除去されていない。振動の少ない冷凍機システムの開発が望まれる。

4.3 情報処理技術

これまで述べた磁気雑音は地磁気、電車や自動車の走行、測定機器の作動などによる人工磁気雑音を想定していた。これらの雑音の影響を磁気シールドルームやグラジオメータの使用によってかなり低減させることが可能である。しかし最近では 5.1 節でも述べるように、磁気シールドルームを含めた簡便な生体磁場計測システムの普及が志向されている。これらのシステムで使用される磁気シールドルームでは遮蔽後も 10 Hz 以下の低周波磁気雑音が数 10~100 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ 程度残っている。この磁気雑音を消去する方法として、参照用 SQUID を用いる方法がある。信号磁場が入らぬように測定用検出コイルから十分離れた所に参照用 SQUID を置き、測定用 SQUID 出力と参照用 SQUID 出力との差をとる、つまりデジタル的にグラジオメータを構成する。この方法で白色雑音は $\sqrt{2}$ 倍になるが低周波磁気雑音は低減される^{38,39)}。

ところで、これまで述べた方法では生体が発生する磁気雑音は除けない。例えば安静覚醒時に自発的に現れる α 磁波はてんかんのスパイク磁波を測定している場合には磁気雑音となる。また心磁は強く、頭部においても十分検出され、脳磁測定時には磁気雑音となる。被験者の頭部に SQUID 磁束計を近づけたとき、被験者がいなかった場合に比べて明らかに白色雑音レベルが増加することが実際に実験において観測されている。このような磁気雑音の除去には適応フィルタのような計算機によるデジタル処理が必要である⁴⁰⁾。

5. 多チャンネル SQUID 磁束計システム

生体内の興奮部位を推定するには、体周辺の多くの点で磁場分布を測定しなければならない。1) 測定時間の軽減（被験者が患者の場合にはとくに重要である）、2) 各測定点における信号磁波の同時性の確保、のため同時に多点で測定可能な多チャンネル SQUID システムが開発されている。音や光などの刺激に対する誘発反応脳磁界の測定においても、被験者の慣れや疲労などの要因によって反応の強さや様子が変化することがある。とくに脳の高次機能になるほど他の要因に敏感になるため、刺激による時刻固定が可能な誘発反応の検出にも同時に検出できる多チャンネル

Table 1 Multi-channel SQUID system.

Developed by	Country	Channel	Pickup coil	SQUID	Field sensitivity (Ref.)
BTi	U.S.A.	37 ch	1 st gr.	dc-SQUID	$10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ⁴¹⁾
Sciemens	F.R.G.	37 ch	1 st gr.	dc-SQUID	$20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ⁴²⁾
Philips	F.R.G.	19 ch	1 st gr.	dc-SQUID	$15 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ⁴³⁾
PTB	F.R.G.	37 ch	mag.	dc-SQUID	$5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ³⁸⁾
CNR	Italy	11 ch	1 st gr.	dc-SQUID	$3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ ⁴⁴⁾
Helsinki Univ.	Finland	24 ch	planer	dc-SQUID	$3 \text{ fT}/\text{cm}/\sqrt{\text{Hz}}$ ⁴⁵⁾

SQUID システムの使用が有効である。

5.1 多チャンネル SQUID システム

主な多チャンネル SQUID システムの性能と特徴を Table 1 に示す^{38,41~45)}。現在日本国内で稼働している多チャンネル SQUID システムは BTi 社；37 チャンネルシステム（東京大学医学部，岡崎国立生理学研究所），BTi 社；7 チャンネル＋7 チャンネルシステム（NTT 基礎研究所），島津製作所；7 チャンネルシステム（東京電機大学），BTi 社；7 チャンネルシステム（徳島大学医学部）などがある。BTi 社の 37 チャンネルシステムの写真を Fig. 10 に示す。従来，磁気雑音の除去を目的に 4.1 節で述べたボビンに超伝導線を巻いて作成した 2 次微分型コイルが多く用いられてきたが，チャンネル数が多くなるとシステムの体積が大きくなる，また次数の高い検出コイルを用いると位置推定の際に誤差を生じやすくなる等の理由から現在では，簡便な磁気シールドルーム＋1 次微分グラジオメータからなる多チャンネルシステムを使用するのが主流である。多チャンネルシステムの開発において

どこまでチャンネル数を増やせば十分であるか，議論されているが，さらにチャンネル数と検出可能範囲を拡大することが必要であると実感している研究者は多い。

5.2 多チャンネル SQUID システムへの試み

現在開発されている 37 チャンネル SQUID システムよりもさらに多くのチャンネル数をもった SQUID システムの開発を行うために，いくつかの試みがなされている。

- 1) SQUID 素子の低雑音化，高感度化：入力コイルを含めた SQUID 素子内の共振モードのダンピング^{46~48)}。超伝導薄膜の磁束トラップの低減^{48,49)}。SQUID インダクタンスの減少^{50,51)}。
- 2) 素子と検出コイルの一体化：平面型グラジオメータ⁵²⁾。SQUID と検出コイルの直接結合⁵³⁾。
- 3) 駆動回路の簡素化：緩和振動型 SQUID (Relaxation Oscillation)⁵⁴⁾。APF SQUID (Additional Positive Feedback)^{51,53)}
- 4) 低温系での SQUID とフィードバック回路との

Fig. 10 The BTi 37 channel system for biomagnetic measurements.

Fig. 11 Schematic of an integrated first gradiometer.⁵²⁾

結合：シングルトリップ SQUID⁵⁵⁾。

などの試みがなされている。

5.3 平面型グラジオメータ

平面型グラジオメータシステムはチャンネル数を増加させても体積が少なくすむメリットがある。Fig. 11 に電総研で開発された1次微分平面型グラジオメータの概念図を示す⁵²⁾。二つの検出コイルは同一平面上に並んで置かれている。空間的に一様な環境磁気雑音は従来型と同じく除去される。しかし信号磁場に対

するコイルAとコイルBの距離はほぼ等しくベースラインも短いため、従来型のように信号磁場強度を検出するのではなく、検出コイルの面に垂直な信号磁場成分 B_z の検出コイルの並んでいる方向 x に対する磁場勾配, dB_z/dx を検出する。このためこの検出コイル構造をもつグラジオメータを非対角型グラジオメータと呼ぶことがある。これに対し、従来型を同軸型グラジオメータと呼ぶ。1個の電流双極子による等勾配磁図を Fig. 12 に示す⁵⁶⁾。

6. 生体磁場計測システム

生体磁場計測システムの例を示す。Fig. 13 のシステムは電総研における音刺激による誘発脳磁波計測のシステムである⁵⁷⁾。音刺激装置は非磁性でなくてはならない。ここでは圧電素子を用いた発生装置を被験者の耳に装着して使用しているが、磁気シールドルームから離れた場所に置かれたスピーカから空気チューブで被験者の耳に伝達する方法が良く用いられている。刺激音は1 kHz のトーンバーストで1~5 s のランダムな持続時間の後1 s の休止時間をおいて繰り返し被験者の耳に与えられる。SQUID 出力は low pass filter を通して計算機に集録される。その後 off line でデータ処理が行われる。S/N を良くするために170 程度度の加算平均が行われた。さらに雑音除去を行うための適応フィルタを用いた。結果の例を Fig. 14 に示す。

Fig. 12 Isogradient field contour map. The arrow shows the direction of the dipole. The position and direction of the dipole are estimated from the distance between poles in the map and the gradient of the line connecting the poles.⁵⁶⁾

Fig. 13 An example of the system for auditory evoked response.

Fig. 14 Example of auditory evoked magnetoencephalogram (MEG). The on-response signals P 40 m, N 100 m, P 200 m from auditory cortex were detected at about 40, 100 and 200 ms after stimulus onset and the off-response signals off-100m, off-200 m were detected at about 100 and 200 msec after pause onset, respectively.

7. おわりに

SQUID 磁束計の高感度化, 多チャンネル化が進み, 磁気シールドルームを含む生体磁場計測システムは整備されてきたといえる。生体磁場計測は脳のメカニズムの研究や医療への応用が期待されているが, これらの研究に本格的に利用するにはいくつかの問題点や改善点が残されている。最も大きな問題は磁場源解析における問題である。今後動物実験や多くの症例による計測を通して生体磁場計測の可能性が明らかになっていくと考えている。

参考文献

- 1) D. Cohen, E.A. Edelsack and J.E. Zimmerman: Appl. Phys. Lett. 16 (1970) 278
- 2) G. Baule and R. McFee: Am. Heart J. 66 (1963) 95
- 3) S.J. Williamson and L. Kaufman: J. Magn. Magn. Mat. 22 (1981) 129
- 4) 渥美和彦, 小谷 誠, 上野照剛共編: バイオマグネトロニクス入門, オーム社, 東京 (1986)
- 5) S.J. Williamson, M. Hoke, G. Stroink and M. Kotani: *Advances in Biomagnetism*, Plenum Press, New York (1989)
- 6) G.L. Romani, S.J. Williamson, L. Kaufman and D. Brenner: Exp. Brain Res. 47 (1982) 381
- 7) R. Hari, K. Aittoniemi, M.L. Jarvinen, T. Katila and T. Varpula: Exp. Brain Res. 40 (1980) 237
- 8) R. Hari, M. Pelizzone, J.P. Makela, J. Hallstrom, L. Leinonen and O.V. Lounasmaa: Audiology 26 (1987) 31
- 9) R.M. Chapman, R.J. Ilmoniemi, S. Barbanera and G.L. Romani: Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 58 (1984) 569
- 10) J.P. Wikswo, J.A.V. Malmivuo, W.H. Barry, M.C. Leifer and W.M. Fairbank: Adv. Cardio-vasc. Phys. 2 (1979) 1
- 11) B.J. tenVoorde, M.J. Peters, G. Stroink and L.R. van der Wieden: Med. Biol. Eng. Comput. 26 (1988) 130
- 12) D.S. Barth, W. Sutherling, J. Engle and J. Beatty: Science 223 (1984) 293
- 13) W.W. Sutherling, P.H. Crandall, L.D. Cahan and D.S. Barth: Neurology 38 (1988) 778
- 14) 栗野直行, 坂内保弘, 大和田憲司, 狩米重夫: 循環器科 22 (1987) 15
- 15) 森 博愛, 中谷 豊, 須貝昌輝, 野村昌弘, 福田善晴: 循環器科 21 (1987) 891
- 16) 山本智矢: 低温工学 26 (1991) 354
- 17) 小谷 誠, 合原一幸, 内川義則: BME 1 (1987) 653
- 18) D.E. Farrel, J.H. Tripp, P.Z. Zanzucchi, J.H. Harris, G.M. Brittenham, E.M. Bellon and W.A. Muir: Appl. Phys Commun. 1 (1981) 1
- 19) G.L. Romani, S.J. Williamson and L. Kaufman: Rev. Sci. Instrum. 53 (1982) 1815
- 20) F. Primdahl: J. Phys. E: Sci. Instrum. 12 (1979) 241

- 21) B.N. Cuffin and D. Cohen: IEEE Trans. Biomed. Eng. **BME-24** (1977) 372
- 22) J. Sarvas: Phys. Med. Biol. **32** (1987) 11
- 23) T. Yamamoto, S.J. Williamson, L. Kaufman, C. Nicholson and R. Llinas: Proc. Natl. Acad. Sci. USA **85** (1988) 8732
- 24) 原 宏: 量子電磁気計測, 電子情報通信学会, (1991) 第1章, 第4章
- 25) P. Carelli, I. Modena and G.L. Romani: *Biomagnetism*, (ed. by S.J. Williamson, G. L. Romani, L. Kaufman and I. Modena, Plenum Press, New York (1983) Ch. 5, 85
- 26) M. Nakanishi, M. Koyanagi, S. Kosaka, A. Shoji, M. Aoyagi and F. Shinoki: Jpn. J. Appl. Phys. **26** (1987) 1050
- 27) M.B. Ketchen and J.M. Jaycox: Appl. Phys. Lett. **40** (1982) 736
- 28) M. Koyanagi, N. Kasai, K. Chinone, M. Nakanishi, S. Kosaka, M. Higuchi and H. Kado: IEEE Trans. Magn. **MAG-25** (1989) 1166
- 29) A.P. Wills: Phys. Rev. **9** (1899) 193
- 30) S. Koga and A. Nakamura: Proc. of the 1st Sensor Symposium (1981) 311
- 31) 矢原昭人, 入沢大逸, 今井久美子, 松葉博則: マグネティックス研究会資料, 電気学会, MAG-90-86 (1990)
- 32) J. Vrba, A.A. Fiee, M.B. Burbank, H. Weinberg and P.A. Brickett: Can. J. Phys. **60** (1982) 1
- 33) 石川 登, 葛西直子, 桐生昭吾, 佐々木広太郎, 長田耕治, 湯田貴司: 日本生体磁気学会誌 **4** (1991) 144
- 34) K. Fujioka, T. Watanabe, K. Mizobuchi, K. Matumoto, T. Noda and Y. Kuraoka: *Biomagnetism '87*, ed. by K. Atsumi, M. Kotani, S. Ueno, T. Kattila and S.J. Williamson, Tokyo Denki University Press, Tokyo (1987) 466
- 35) J. Nenonen, T. Katila and J. Montonen: *Advances in Biomagnetism*, ed. by S.J. Williamson, M. Hoke, G. Stroink and M. Kotani, Plenum Press, New York (1989) 729
- 36) D.S. Buchanan, D.B. Crum, D. Cox and J.P. Wikswo: *Advances in Biomagnetism*, ed. S.J. Williamson, M. Hoke, G. Stroink and M. Kotani, Plenum Press, New York (1989) 677
- 37) G.A. Klemic, D.S. Buchanan, Y.M. Cycowicz and S.J. Williamson: *Advances in Biomagnetism*, ed. S.J. Williamson, M. Hoke, G. Stroink and M. Kotani, Plenum Press, New York (1989) 685
- 38) H. Koch, R. Cantor, D. Drung, S.N. Erne, K.P. Matthies, M. Peters, T. Ryhanen, H.J. Scheer and H.D. Hahlbohm: IEEE Trans. Magn. **27** (1991) 2793
- 39) M. Nakanishi, M. Koyanagi, H. Kado, N. Kasai and T. Endo: *Biomagnetism '87*, ed. by K. Atsumi, M. Kotani, S. Ueno, T. Kattila and S.J. Williamson, Tokyo Denki University Press, Tokyo (1987) 446
- 40) 関田 巖, 大津展之, 桐生昭吾, 葛西直子: 日本音響学会平成3年度春季研究発表会講演論文集 (1991) 355
- 41) 金子 裕, 高倉公明: 日本臨床 **49** (1991) 1707
- 42) H.E. Hoening, D. Daalmans, W. Folberth, H. Reichenberger, S. Schneider and H. Seifert: Cryogenics **29** (1989) 809
- 43) O. Dossel, B. David, M. Fuchs, J. Kruger, W.H. Kullmann and K.M. Ludeke: Abstracts of SQUID '91 (1991)
- 44) A. Pasquarelli, S. Casciardi, M.E. Giannini, V. Foglietti, V. Pizzella, G. Torrioli and G. L. Romani: Abstracts of SQUID '91 (1991)
- 45) M.S. Hamalainen: *Advances in Biomagnetism*, ed. S.J. Williamson, M. Hoke, G. Stroink, and M. Kotani, Plenum Press, New York (1989) 639
- 46) T. Ryhanen, H. Seppa, R. Ilmoniemä and J. Knuutila: J. Low Temp. Phys. **76** (1989) 287
- 47) H. Seppa and T. Ryhanen: IEEE Trans. Magn. **MAG-23** (1987) 1083
- 48) V. Foglietti, W.J. Gallagher, M.B. Ketchen, A.W. Kleinsasser, R.H. Koch and R.L. Sandstrom: Appl. Phys. Lett. **55** (1989) 1451
- 49) G.M. Daalmans, L. Bar, F.R. Bommel, R. Kress and D. Uhl: IEEE Trans. Magn. **MAG-27** (1991) 2997
- 50) P. Carelli and V. Foglietti: J. Appl. Phys. **54** (1983) 6065
- 51) D. Drung, R. Cantor, M. Peters, H.J. Scheer and H. Koch: Appl. Phys. Lett. **57** (1990) 406
- 52) 茅根一夫, 葛西直子, 桐生昭吾, 小柳正男, 賀戸 久, 中西正和, 幸坂 紳: 電子情報通信学会論文誌 J 73-D-11 (1990) 1054
- 53) D. Drung, R. Cantor, M. Peters, T. Ryhanen and H. Koch: IEEE Trans. Magn. **MAG-27** (1991) 3001
- 54) S.A. Gudoschnikov, O.V. Kaplunenko, Yu V. Maslennikov and O.V. Snigirev: IEEE Trans. Magn. **MAG-27** (1991) 2439
- 55) K. Gotoh, N. Fujimaki, H. Suzuki, T. Imamura, S. Hasuo and A. Shibatomi: extended Abstracts of Third International Superconductive Electronics Conference (1991) 148
- 56) 葛西直子, 大海 学, 茅根一夫, 桐生昭吾, 小柳正男, 賀戸 久: 電子技術総合研究所彙報 **54** (1990) 39
- 57) 葛西直子, 桐生昭吾, 関田 巖, 堀内竜三: 日本音響学会, 聴覚研究会資料 (1991) H-91-18