

# 生体磁気計測用集積化DC-SQUIDシステムに関する研究

茅根, 一夫

<https://doi.org/10.11501/3073292>

---

出版情報：九州大学, 1993, 博士（工学）, 論文博士  
バージョン：  
権利関係：



生体磁気計測用  
集積化DC-SQUIDシステムに関する研究

茅 根 一 夫

①

## 生体磁気計測用

# 集積化DC-SQUIDシステムに関する研究

平成5年6月

茅根 一夫

## 目次

ページ

まえがき	-----	1
第1章 SQUID磁束計の歴史と問題点	-----	5
1-1	はじめに	5
1-2	SQUID磁束計	5
1-3	生体磁気計測用多チャンネルSQUIDシステムの研究	12
第2章 同軸型DC-SQUID磁束計	-----	19
2-1	はじめに	19
2-2	DC-SQUID素子の設計と製作	22
2-2-1	large- $\beta_L$ 型のDC-SQUID素子の設計	22
2-2-2	DC-SQUID素子の作製	23
2-2-3	DC-SQUID素子の特性	26
2-3	超伝導フリップチップ実装	29
2-4	駆動回路	31
2-5	ラミネート検出コイル	32
2-6	同軸型一次微分DC-SQUID磁束計の性能	34
2-7	結言	34
第3章 集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータ	-----	37
3-1	はじめに	37
3-2	集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの設計	37
3-3	集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの製作	38
3-4	集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの特性	44
3-5	集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの性能	45
3-6	結言	48
第4章 生体磁気計測用DC-SQUIDシステム	-----	53
4-1	はじめに	53
4-2	クライオスタット(プローブ, デュワー)	53
4-3	磁気シールドルーム	57
4-4	ガントレー, ベッド	59
4-5	システムノイズ	60
4-6	結言	62

第5章	集積化平面型グラジオメータによる生体磁気計測	65
1-1	はじめに	65
5-2	アルファ磁図計測	65
5-3	心磁図計測	68
5-4	結言	73
第6章	集積化平面型グラジオメータによる磁場源位置推定	75
6-1	はじめに	75
6-2	等勾配磁図	75
6-3	最小二乗法による位置推定	77
6-4	MRI画像との照合	78
6-5	結言	79
第7章	多チャンネル平面型グラジオメータシステム	81
	—システムパラメータの影響—	
7-1	はじめに	81
7-2	モデル	82
7-3	解析方法	83
7-3-1	計算機シミュレーションの方法	83
7-3-2	逆問題解法のアルゴリズム	85
7-4	結果	89
7-4-1	S/N比の影響	90
7-4-2	チャンネル数の影響	91
7-4-3	コイルサイズの影響	91
7-4-4	コイル間距離の影響	91
7-5	心磁図計測システムの例	93
7-6	結言	95
第8章	総括	98
謝辞		101
付録	磁場勾配を用いた磁場源解析	102
	—平面型グラジオメータと電流双極子モデル—	

## まえがき

超伝導現象の一つであるジョセフソン接合を応用した S Q U I D (超伝導量子干渉素子: S u p e r c o n d u c t i n g Q U a n t u m I n t e r f e r e n c e D e v i c e) 磁束計は、従来の倍周波型磁気変調法を利用したフラックスゲート磁束計や核磁気共鳴現象を利用したプロトン磁束計等と比較して非常に感度が高く、生体磁気計測用の磁束計として使用することが可能である。

生体磁気計測は、(1)非接触・非侵襲計測が可能である、(2)磁場源の位置推定が可能である、という特徴を有している。従来の脳波や心電図のような電位差計測、例えば脳波測定は神経興奮そのものを見ているのではなく、興奮による局所電位の変化が脳内に存在する導電体や誘電物質を介して、頭皮上に現れた表面電位を測定している。このため得られる信号は大きさの変化や位相の遅れを伴うため内部の様子を推測することは容易ではない。これと比較してヒトの脳内は磁気的にはほぼ透明であるので、神経興奮によって流れる電流に伴って発生する脳磁場を測定することにより、脳波測定に比べて興奮の状態や興奮部位の推定がより正確に行える可能性がある。これらのことから、現在脳機能、心機能や神経系の機能を解明する手段として、生体磁場計測を用いた研究が世界中で活発に行なわれている。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もなされている。

このような背景のもとに、本研究では、磁気シールドルーム無しでも動作可能な信頼性の高いコンパクトな集積化平面型 D C - S Q U I D グラジオメータを開発し、この平面型グラジオメータを用いた磁場勾配測定結果から従来通りの生体機能情報の検出および磁場源の位置推定が可能であり、集積化平面型 D

C-SQUIDグラジオメータシステムが生体磁気計測用として有効であることを実証することを目的とする。すなわち、具体的には半導体の微細加工技術を用いた超伝導薄膜形成技術を開発し、この技術を用いて作製した集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの性能を評価する。つぎに、この集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータを用いて集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータシステムを作製し、ヒトの心磁界（心磁図）を測定し、本システムが心臓の活動に伴い発生する磁場勾配を測定していることを明らかにした。さらに、この磁場勾配測定結果から磁場源の位置推定を行い、今回開発したDC-SQUIDグラジオメータシステムが生体磁気計測に対して有効であることを明らかにしたものである。

本論文は、集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータを用いた生体磁気計測システムに関する研究をまとめたものであり、8章から構成される。

第1章では、SQUID磁束計に関する研究について、現在の発展に至るまでの歴史的沿革と生体磁気計測用多チャンネルSQUIDシステムの現状を概説し、本研究の位置付けと目的について述べる。

第2章では、生体磁気計測システムに必要な磁束計の要素技術を研究するために、同軸型（ボビン型）のDC-SQUID磁束計を作製し、開発した各要素技術（SQUID素子作製工程、SQUID素子、検出コイル、駆動回路、超伝導接合）について述べる。信頼性が高く量産に適した素子作製工程、磁束計に適したlarge- $\beta_L$ 型のDC-SQUID素子の設計・作製法、また新しい超伝導接続法である超伝導フリップチップ実装法、低雑音で操作性が容易な駆動回路、信頼性・量産性に適した新しいラミネート式検出コイルについて述べる。開発した要素技術を用いて同軸型一次微分DC-SQUID磁束計を作製し、磁束計としての性能評価を行うことにより各要素技術が磁束計に及ぼす影響を

検討した。

第3章では、薄膜集積化技術を使ってSQUID本体と磁場検出コイルを1枚のシリコン基板上に集積化した高感度な一次微分集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの設計、作製法、および性能について述べる。作製したDC-SQUIDグラジオメータは、ほぼ設計値通りの感度を持ち、通常の実験室でも充分動作することを確認した。

第4章では、生体磁気計測を精度良く行うのに必要な周辺技術、クライオスタット（プローブ、デュワーなど）、磁気シールドルーム、ガントレー、ベッドの開発について述べる。居住性と価格を考慮した高透磁率金属（ $\mu$ メタル）を用いた磁気シールドルームの開発、およびSQUIDセンサをマウントした際のデュワーと被験者とを高精度に固定するために非磁性の材料を用いたガントレー、ベッドの開発を行った。そしてこれらを統合した生体磁気計測システムを構築し、システム全体の評価を行なった。その結果、開発した磁気シールドルーム、ガントレーは生体磁気計測に使用可能であることを確認したが、デュワーの雑音はまだ高く、さらにノイズの少ないデュワーの開発が必要であることを明らかにした。

第5章では、集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータとマグネトメータを用いて、生体磁気計測を行い、心磁図測定とアルファ磁図測定を行った結果について述べる。その結果、集積化平面型グラジオメータは、マグネトメータと同様に脳磁図測定、心磁図測定が可能であることを明らかにした。また、本集積化平面型グラジオメータが磁場勾配を測定していることを実験的に確認し、従来の磁場強度の測定から行なわれていた磁場源の活動の様子を生体磁気勾配を測定することによっても検出することが可能であることを明かにした。

第6章では、集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータを用いて得られた磁場勾配測定値から等勾配磁図を作成し、さらにムービングダイポール法に

より磁場源の位置推定を行い，得られた推定位置とMRI画像との重畳について述べる。集積化1次微分平面型グラジオメータを用いて計測した磁場勾配の測定結果から従来と同様に機能異常診断や磁場源の位置推定が可能であることを，開発した1次微分平面型グラジオメータを用いた心磁図測定結果から明らかにし，心疾患の診断や治療への応用の可能性が充分あることを示した。

第7章では，多チャンネルSQUIDシステムの開発に必要なシステムパラメータ（S/N比，チャンネル数，グラジオメータのベースライン，コイルサイズ）が磁場源位置推定に与える影響について，計算機シミュレーションを用いて調べた結果について述べる。さらに，得られた結果から心磁図計測に対する多チャンネル1次微分平面型グラジオメータシステムの最適解を示した。

最後に第8章では，第2章から7章までに述べた内容を総括し，本研究の結論を述べる。

## 第1章 SQUID磁束計の歴史と問題点

### 1-1 はじめに

1963年にBaule等が200万回巻いたフェライトコアの誘導コイルを用いて初めて、人間の心臓から発生する磁場を検出するのに成功した[5]。しかしながら、生体の筋肉や神経の興奮に伴う活動電流によって、誘起される磁場は極めて微弱であり、最も強い磁場を発生すると考えられる心起電力の場合においても、図1.1に示すように地磁気( $5 \times 10^{-5} \text{T}$ )の $10^5$ 分の1以下で約 $10^{-10} \text{T}$ にすぎない。通常都市街地の外部磁気雑音が $10^{-8} \sim 10^{-7} \text{T}$ の範囲であることや計測系(データ収録・解析用のコンピューター等)の雑音を考慮すると、生体磁気情報を、良好なSN比で検出することは、かなり困難であった。1970年にMIT(マサチューセッツ工科大)のCohenらが、生体磁気計測用の磁気シールドルームを作製し、Zimmermanらの開発によるRF-SQUID磁束計を用いて明瞭な心臓からの心磁波形(心磁図, MCG: Magnetocardiogram)を検出することに初めて成功した[6]。以後、SQUID磁束計による生体磁気計測が活発になり、最近では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もなされている[1, 2, 3, 4, 39, 40, 41, 42]。

### 1-2 SQUID磁束計

SQUIDとは超伝導量子干渉素子の英名の頭文字をとった超伝導デバイスのことである。超伝導現象には電圧を発生せずに電流が流れる(電気抵抗がゼ

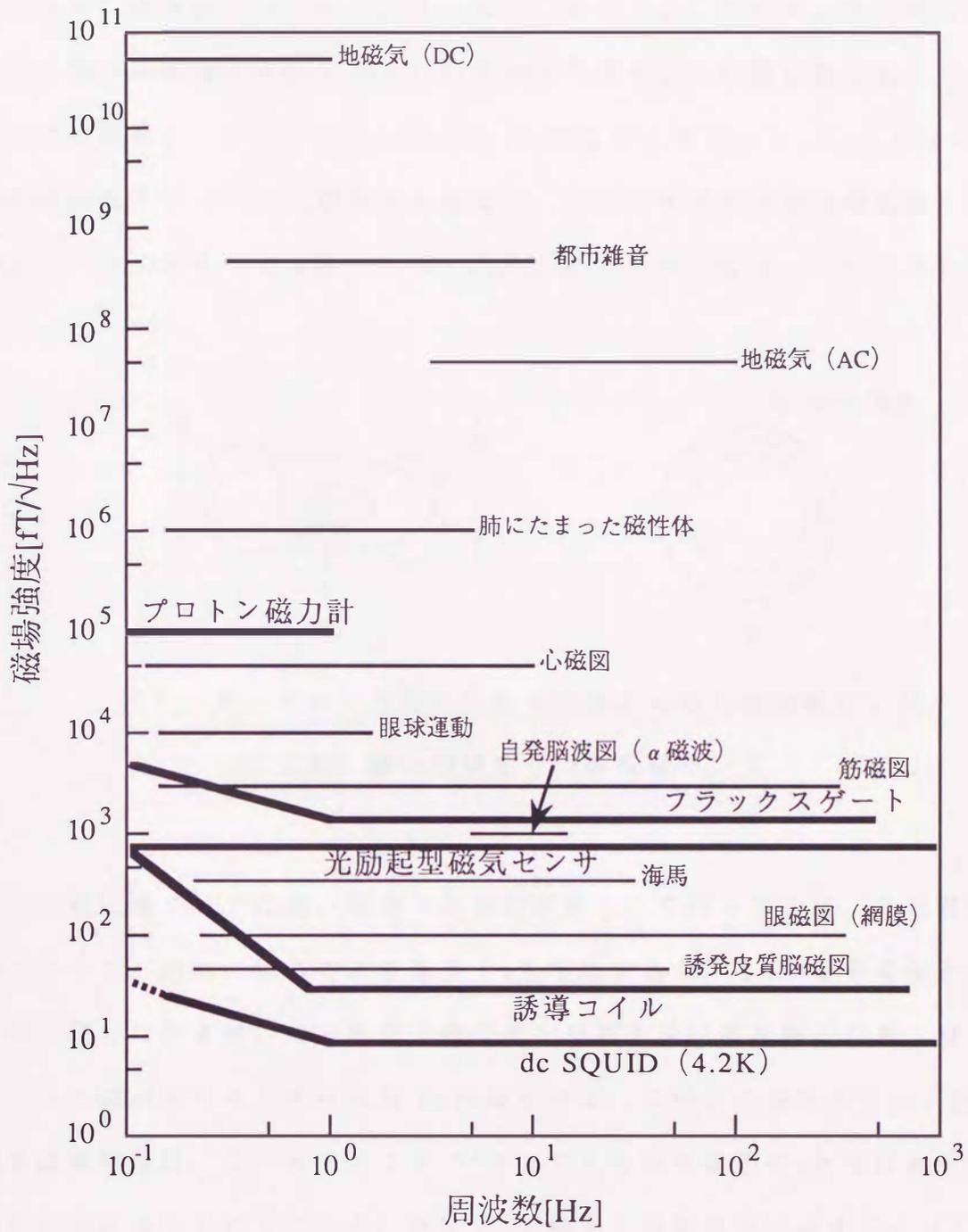


図 1.1 生体から発生する磁場の強さ

口になった状態)現象以外に、超伝導内部に磁場が侵入できない現象(マイスナー効果)が存在する。たとえば、図1.2の(a)に示すように超伝導リングに外部から磁場  $B$  を加えると、これを打ち消すように超伝導電流  $I_s$  (超伝導リングの面積  $S$ 、インダクタンスを  $L_s$  とすると  $B S = -L_s I_s$ ) が流れ、結果的には超伝導リング内に磁束は入らない。このとき流れる超伝導電流を遮蔽電流といいマイスナー効果のひとつである。ところが、図1.2の(b)に示す

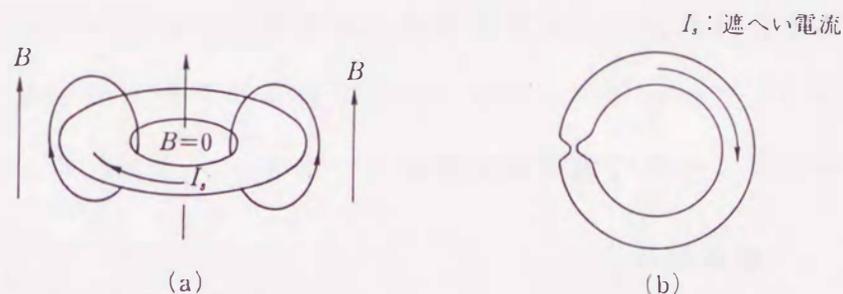


図1.2 (a) 外部から磁場が加えられた超伝導リング  
(b) 細い部分をもつ超伝導リング

ように超伝導リングに細い部分(弱超伝導部分)を作っておき、外部磁場を強めて行くと、それに応じて遮蔽電流  $I_s$  も増加するが、 $I_s$  が臨界電流と呼ばれる値に達したとき細い部分の超伝導状態が崩れて常伝導状態となり、超伝導リング内に磁束が入り、その結果  $I_s$  は減少する。このとき超伝導リング内に入る最小磁束単位は、 $2.07 \times 10^{-15} \text{ Wb}$  であり磁束量子  $\Phi_0$  と呼ばれている。更に外部磁場を強めていくと、再び  $I_s$  が増加し臨界電流に達すると又、超伝導が崩れ、超伝導リング内に更に  $n \Phi_0$  だけ磁束が入る。 $I_s$  が臨界電流に達しない場合には  $I_s$  は外部磁界に比例している。この性質を利用し、弱超伝導部にジョセフソン接合を用いて微弱磁場を測定できるようにしたものが SQUID 磁束計である[7]。

SQUIDには超伝導リングに1個のジョセフソン接合をはめ込んだRF（交流型）-SQUIDと、超伝導リングの2ヵ所に1個ずつ2個のジョセフソン接合をはめ込んだDC（直流型）-SQUIDがある[8]。当初ジョセフソン接合は図1.3（a）に示すように、超伝導物質のバルク材を用いて点接触型のジョセフソン接合を作製していたが、この作製方法では均一なジョセフソン接合を作製することが難しく、また一度SQUIDを常温に戻すと接触面の再調整を必要としていた[9]。その後図1.3（b）に示すようにマイクロブリッジ型のジョセフソン接合が開発され、何回常温にしても再調整を必要としなくなった[10]。さらに1970年代中頃から始まったジョセフソン計算機の開発により、図1.3（c）に示すように薄膜技術を用いたトンネル接合型のジ

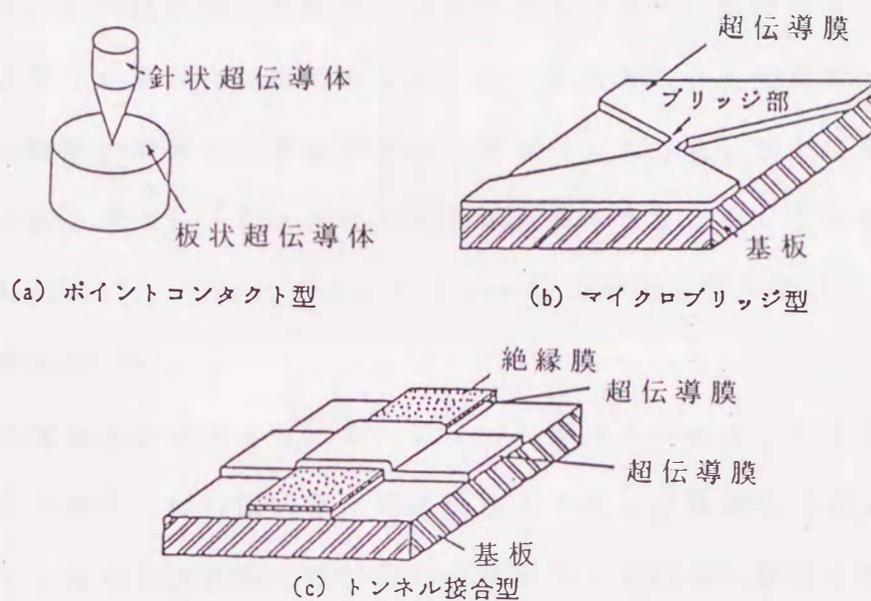


図1.3 ジョセフソン接合の種類

ョセフソン接合の作製技術が向上し、均一で耐久性の良い接合が作製できるようになった。そのためRF-SQUIDより理論的に感度も良く、雑音特性が2桁ほど優れているDC-SQUIDの開発が盛んに行なわれるようになった[8, 11, 12, 13]。

一般に、SQUIDは磁束感度は非常に高いが、生体磁気計測用磁束計として使用する場合には、磁場が鎖交するSQUIDリングの面積が小さく（通常 $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ 程度）、SQUID単体では磁束感度は十分でない。このため超伝導磁束トランスを用いて磁場を濃縮する方法が用いられている。超伝導磁束トランスのうち外部磁場を検出するコイルを検出コイル（pickup coil）、検出した外部磁場をSQUIDに伝達するコイルのことを入力コイル（input coil）と呼んでいる。この検出コイルと入力コイルが超伝導閉ループを構成している。このため誘導コイルとは異なり、磁束は直流成分も伝達できる。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磁束計と呼んでいる[14]。生体磁気計測用の薄膜型DC-SQUIDにおける問題点は、SQUID本体と入力コイルをどのようにして効率よく結合させるかということであった。この解決方法としてKetchen等が開発した幅広い薄膜リングをグランドプレーンとしてこの上に薄膜の入力コイルをつける方法[15]、Carrelli等が開発したSQUID本体を分数巻にしたもの[16,17]、Muhlfeider等が開発した2重トランスフォーマー結合型がある[18]。

現在の薄膜型SQUIDにおいては、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Ketchen型が多く用いられ、検出コイルは超伝導線をボビンに巻きつけて作製し、入力コイルと超伝導接続させた磁束計が最もよく用いられている[19]。

電子技術総合研究所の小柳等は、世界で初めて検出コイルを薄膜で作製しSQUID本体と一体化した集積型DC-SQUIDマグネトメータを開発し、脳磁波の測定に成功している[20,21]。作製した集積型磁束計は $8 \times 8 \text{mm}^2$ の検出コイル、22ターンの入力コイル、SQUID本体からなり、検出コイル、

入力コイル，SQUID本体を薄膜で同時に作製することにより，入力コイルと検出コイルを超伝導接続させる複雑な工程を行なう必要がない。また検出コイルのインダクタンスと入力コイルのインダクタンスが小さいため，外部磁束のSQUID本体への伝達効率が良い。また，検出コイルと入力コイルを一体で作製するため，超伝導接続する必要が無いので量産性にも優れている。さらに，従来のような体積をとる検出コイルがないため磁束計としてコンパクトになる。これらの利点を考えると，多チャンネルシステムにはこの集積型DC-SQUIDマグネトメータが適していると思われる。

しかしながら，集積型DC-SQUIDマグネトメータを生体磁気計測に使用するには環境磁場等を除去するための高性能シールドルームが必要である。高価なシールドルームが無くとも使用可能で，しかもこの集積型の利点を生かしたSQUID磁束計の開発が望まれている。磁気シールドルームが無くとも使用可能な方法としては，高次の微分型検出コイルを用いる，SQUIDの駆動回路のスルーレートを上げる，CTF社（カナダ）のSQUIDシステムでも用いられている信号処理を行うことにより磁気雑音除去を行う等の方法が採られている[22]。多チャンネルSQUIDシステムが一般に普及し，臨床や脳機能研究に広く使用されるようになるためには，磁気シールドルームが無くとも使用可能で，しかも集積型の利点を生かした方法として集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータが考えられる。

平面型グラジオメータは従来用いられているグラジオメータとは検出コイルの構成が異なっている。従来型のグラジオメータにおいては，検出コイルを構成している信号検出コイルと環境磁場打消用コイルは，同一ボビンの検出コイルの軸方向(Z方向)に対して離れて巻かれている。信号検出コイルはできるだけ測定対象物に近づけ，一次微分グラジオメータでは検出コイルの軸方向磁場の一次勾配( $dB_z/dz$ )が検出できるように構成されている。これと比較し

て、一次微分平面型グラジオメータは2個の検出コイルの面が同一平面上に配置されコイル軸方向磁場  $B_z$  のコイル軸に対して直交方向の微分 ( $dB_z/dx$  or  $dB_z/dy$ ) を検出する。このため従来型と平面型グラジオメータとは測定対象によって各々有利な面と不利な面を持つ。例えば、平面型グラジオメータの方が検出コイルが同一平面上に並んでいるため、磁場源からの各検出コイルまでの距離が等距離の場合はノイズ成分だけでなく、信号成分の打消も大きい。しかし、極性の反転する場所では信号成分が一番強いので、1個の電流双極子の場合には真上に平面型グラジオメータがあるときに一番強い信号成分が得られる。また、検出コイル間が短いのでノイズ成分の打ち消しが非常に良い等の利点を有している。生体磁気計測においても、仮に磁気シールドルームやバランスの良い高次のグラジオメータを用いることにより環境磁気雑音を十分除去することができた場合にも、最終的に被験者から発生する磁気雑音の問題が残る。生体の活動に伴う磁気雑音が体表に広く分布しているような場合には2個の検出コイルを体表面に近づけ測定する平面型グラジオメータの方が有利になると考えられる[23]。この場合には磁気シールドルーム内の測定においても平面型グラジオメータのほうが役に立つと考えられる。平面型の SQUID 素子の研究は素子作製が難しいため、研究例は少ない。そのためかこれまでは不利な点が強調されている。しかし、従来型の SQUID 磁束計による聴性誘発脳磁図の測定結果から、集積化平面型 DC-SQUID グラジオメータを用いた場合、聴性誘発脳磁図測定に必要な検出コイルの大きさ、ベースラインの長さ、磁場勾配感度等を検討し、集積化平面型 DC-SQUID グラジオメータでも十分脳磁計測が可能であることをすでに明らかにした[24]。

今までに研究されている主な集積化一次微分平面型グラジオメータの性能、コイルサイズを表 1. 1 に示す。このほかに二次微分平面型グラジオメータも報告されている[25]。平面型グラジオメータは、従来型の超伝導線を巻いた検

表 1. 1 平面型 1 次微分グラジオメータの比較

	磁場こう配分解能 (pT/m $\sqrt{\text{Hz}}$ )	コイルサイズ (mm <sup>2</sup> )	ベースライン (mm)	SQUID 磁束分解能 ( $10^{-6}\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ )	バランス (ppm)
ケッチンほか [29]	0.21 (直列) 0.37 (並列) ( $f > 1\text{Hz}$ )	127 $\times$ 33	127		3*
ドワールほか [28]	3.5	9.8 $\times$ 8.3	8.3		300
神代ほか [30]	(2.4) **	5 $\times$ 3	4.5		
ドラングほか [26]	3.8	2.1 $\times$ 1.9	2.7	0.69	300
クヌティラほか [31]	0.45 $\sim$ 0.1 ( $f >$ 数 Hz)	26 $\times$ 10	14	1 $\sim$ 5	
小柳ほか [27]	1.8 (600 Hz) 11 (1 Hz)	6 $\times$ 6	8	3 (600 Hz) 15 (1 Hz)	<10 <sup>3</sup>

\* 特別なバランス調整を行った。

\*\* 予想値

出コイルを有するグラジオメータに比べて、(1) 熱サイクルに対し機械的に非常に安定、(2) 信号と S Q U I D の効率よい結合、(3) 大量生産が可能、(4) 高精度のコイルの製作が可能、(5) どの方向にも簡単に装着可能等の利点を有している。特に、従来型のグラジオメータでは超伝導線で巻いた検出コイルの作製は難しく、バランス精度は一般に良くないため、超伝導体等を用いてバランスを調節する方法がとられている [19]。それに比較して平面型グラジオメータは薄膜素子作製技術を用いているため各検出コイル間のバランス精度は本質的に向上すると思われる。

### 1-3 生体磁気計測用多チャンネル S Q U I D システムの研究

生体磁気計測を行なう場合、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 S Q U I D システムの開発が望まれている。音や光などの刺激に対する誘発反応脳磁図の測定におい

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に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 S Q U I D システムの使用が有効である。

現在、生体磁気計測用の多チャンネル D C - S Q U I D システムの開発は著しく、B T i 社（アメリカ）やシーメンス社（ドイツ）では 37 チャンネルシステムが開発され市販されている[32,33]。また、頭部全体を一度に測定できるシステムとして C T F 社（カナダ）で 64 チャンネル[22]、ヘルシンキ工科大（フィンランド）で 122 チャンネルシステムが開発されている[34]。表 1. 2 に各国の S Q U I D システムの現況を示す。

表 1. 2 多チャンネル S Q U I D システム

country	developer	pick-up coil	ch. no.
F.R.G.	Philips	1st axial	19
Finland	Helsinki univ.	1st plan.	24
Italy	C.N.R.	1st axial+plan.	38
Italy	C.N.R.	1st axial	19
F.R.G.	P.T.B.	elect. 1st	37
U.S.A.	BTi	1st axial	37
F.R.G.	Siemens	1st axial	37
Japan	ETL+SII	1st axial	14
Japan	SII+ kyusyu univ.	1st axial	7
Netherland	Twente	1st axial	19*
Canada	CTF	high ord.	64*
Finland	Helsinki univ.	1st plan.	122*

従来、磁気雑音の除去を目的にボビンに超伝導線を巻いて作製した 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。ヘルシンキ工科大の開発した122チャンネルシステムは、他社の開発している従来型の信号磁場強度を検出する同軸型の検出コイルではなく、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 $x$ 、 $y$ に対する磁場勾配、 $dB_z/dx$ 、 $dB_z/dy$ を検出する平面型一次微分検出コイルを有しておりシステムの体積を小さくすることを目的にしている。このシステムは脳磁図計測に使用されている[34]。このシステムでは、SQUID素子と超伝導薄膜による8の字型検出コイルを別々に製作し、検出コイルを形成している基板上にSQUID素子を置き、入力コイルと検出コイルを超伝導接続している。この方式は、SQUID素子との超伝導接続、量産性、小型化などの問題点がある。

これらの問題点を解決する方法として、集積化平面型グラジオメータの開発を行なう必要がある。また、多チャンネルシステムの開発においては、チャンネル数と検出可能範囲を拡大することを検討してだけでなく、さらに測定対象に適した構成を有する検出コイルの開発も考慮したシステム構成をしていく必要があると考えられる[35, 36, 37, 38]。

以上述べたように、本論文の集積化平面型DC-SQUIDシステムに関する研究は、開発した集積化一次微分平面型DC-SQUIDグラジオメータが、生体磁気計測に有効であることを目的に行なわれたもので、その過程で生体磁気計測に必要な要素技術を開発し、心磁図の測定に成功したものである。本研究は、この磁気シールドルーム無しでも動作可能であり、コンパクトで多チャンネルシステムに適している集積化一次微分平面型DC-SQUIDグラジオメータを開発したことにより、生体磁気計測分野の発展へ寄与することを目的としたものである。

## 参考文献

- [1] S.J. Williamson and L. Kaufman: "Biomagnetism", J. Mag. and Mag. Materials, 22, pp. 129-201 (1989)
- [2] D.S. Barth, W. Sutherling, J. Engel, Jr and J. Beatty: "Neuromagnetic Localization of Epileptiform Spike Activity in the Human Brain", Science, vol. 218, no. 26, pp. 891-894 (1982)
- [3] H. Kado, M. Nakanishi, M. Koyanagi, N. Kasai, T. Endo and N. Nakasato: "DC-SQUID Magnetometry; A Trail to Detect the Auditory Evoked Magnetic Field of Neural Activity from Brain Stem" Proc. 6th International Conference on Biomagnetism (1988) pp. 162-165
- [4] 賀戸久, 茅根一夫: "SQUID計測" 日本臨床, 第49巻, 第8号, 別冊, PP1927-1939, (1991)
- [5] G. Baule, R. McFee: "Detection of the magnetic field of the heart", Am. Heart J., 66, 6 (1963)
- [6] D. Cohen, E. A. Edelsack and J. E. Zimmerman: "Magnetocardiograms Taken Inside a Shielded Room with a Superconducting Point Contact Magnetometer", Appl. Phys. Lett., 16, 7, pp. 278-280 (1970)
- [7] 小谷 誠, 内川義則: "生体磁気の進歩", BME Vol. 6, 4, (1992)
- [8] 原 宏: 量子電磁気計測, 電子情報通信学会, (1991) 第1章, 第4章
- [9] J. E. Zimmerman A. H. Silver: Phys., 141, 367 (1966)
- [10] R. K. Kirschman, H. A. Notary, J. E. Mercereau: ibid., 778 (1975)
- [11] Antonio Barone, Gianfranco Paterno 共著, 菅野卓雄 監訳, 太田 浩, 山下 努 共訳: "ジョセフソン効果の物理と応用", 近代科学社
- [12] 中村: "クライオエレクトロニクス入門", オーム社

- [13]電気学会編：“ジョセフソン効果<<基礎と応用>>”，電気学会
- [14]葛西直子：“SQUID磁束計による生体磁場計測”，低温工学，Vol.26，  
5.(1991)
- [15]M. B. Ketchen and J. M. Joycox:Appl. Phys. Lett., 40, P. 736(1982)
- [16]P. Carelli and V. Foglietti:J. Appl. Phys. 53, p. 7592(1982)
- [17]P. Carelli and V. Foglietti:IEEE Trans. Mag., MAG-19, p. 299(1983)
- [18]B. Muhlfelder, J. A. Beall, M. W. Cromar and R. H. Ono:Appl. Phys. Lett., 49, p.  
1118(1986)
- [19]P. Carelli, I. Modena and G. L. Romani: Biomagnetism (eds. S. J. Williamson, G. L. Romani, L. Kaufman and I. Modena), Plenum Press, New York (1983) Ch. 5, 85
- [20]N. Nakanisi, M. Koyanagi, S. Kosaka, A. Shyoji, M. Aoyagi, F. Shinoki, H. Nakagawa, S. Takada, N. Kasai, H. Kado and T. Endo:Ext. Abs. ISEC' 87, Tokyo, p. 267(1982)
- [21]電子技術総合研究所彙報，“集積型DC-SQUID磁束計”，Vol.53，  
8，(1989)
- [22]D. Cheyne, J. Vrba, D. Crisp, K. Betts, et al:”Use of an Unshielded 64 Channel Whole-Cortex MEG System in the Study of Normal and Pathological Brain Function”，14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France, Nov. 1992. pp. 46
- [23]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：“生体磁場計測用1次微分平面型グラジオメータ”，電子情報通信学会論文誌，Vol. J73-D-II, No. 7, pp1054-1064, (1990)
- [24]千葉達也，茅根一夫，葛西直子，佐々木広太郎，樋口正法，小柳正男，桐

- 生昭吾, 中西正和, 賀戸久: "脳磁測定用平面型グラジオメータ(1) - 聴性脳磁界測定のための仕様 -" 第37回応用物理学関係連合講演会, 第1分冊, p338, (1990.3.30)
- [25] G. J. van Nieuwenhuyzen and V. J. de Waal: "Appl. Phys. Lett., 46, p. 439 (1985)
- [26] D. Drung, E. Crocoll, R. Herwig, A. Knuettel, M. Neuhaus and W. Jutzi: Ext. Abs. ISEC' 89, Tokyo, p. 21 (1989)
- [27] M. Koyanagi, N. Kasai, K. Chinone, M. Nakanisi, S. Kosaka, M. Higuchi and H. Kado: IEEE Trans. Mag. MAG-25, p. 1166 (1989)
- [28] V. J. de Waal and T. M. Klapwijk: Appl. Phys. Lett., 41, p. 669 (1982)
- [29] M. B. Ketchen, W. M. Goubau, J. Clarke and G. D. Donaldson: J. Appl. Phys., 49, p. 4111 (1978)
- [30] S. Kojiro, K. Enpuku, K. Yoshida and K. Yamafuji: "Proc. Biomagnetism '87" eds. K. Atsumi, et al. Tokyo Denki Univ. Press, Tokyo, p. 442 (1987)
- [31] J. Knuutila, M. Kajola, R. Mutikainen and J. Salmi: Ext. Abs. ISEC' 87, Tokyo, p. 261 (1987)
- [32] 金子裕, 高倉公明: 日本臨床, 第49巻, (1991) pp. 1707
- [33] H. E. Hoenig, D. Daalmans, W. Folberth, H. Reichenberger, S. Schneider and H. Seifert: Cryogenics, 29 (1989) 809
- [34] A. I. Ahonen, M. S. Hamalainen, M. J. Kajola, J. E. T. Knuutila, P. P. Laine, O. V. Lounasmaa, J. T. Simola, C. D. Tesche, and V. A. Vilkmán: "A 122-channel Magnetometer Covering the Whole Head", 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France, Nov. 1992. pp. 16
- [35] 上原 弦, 賀戸 久: "超伝導量子干渉素子(SQUID)技術の現状",

応用物理, Vol. 61, 5, (1992) pp. 464

- [36] 葛西直子, 茅根一夫, 石川登, 池田顕蔵: "生体磁場計測用Dual-SQUID(2x7ch)システム" 電気学会, マグネティックス研究会, MAG-92-88, (1992. 3. 10)
- [37] 葛西直子, 桐生昭吾, 堀内竜三, 賀戸久, 小柳正男, 茅根一夫, 大海学, 上田智章, 佐々木広太郎: "平面型グラジオメータによる生体磁場計測" 電気学会, マグネティックス研究会, MAG-90-136, (1990. 10. 19)
- [38] 大海学, 池田正徳, 茅根一夫, 葛西直子: "磁界源位置推定におけるシステムパラメータの影響 - 平面型グラジオメータシステムにおいて -", 電子情報通信学会論文誌, J76-D-11, 3, pp. 755-764, (1993).
- [39] Shoogo Ueno and Keiji Iramina: "Modeling and Source Localization of MEG Activities", Brain Topography, Vol. 3, No. 1, pp. 151-165 (1990).
- [40] 上野照剛: "電磁図(脳磁図)", 臨床検査, 第30巻, 11号(1986).
- [41] 上野照剛: "生体と磁気", BME, Vol. 2, No. 10, (1988).
- [42] 上野照剛: "脳磁図計測と脳内電源モデル", BME, Vol. 6 No. 4, (1992)

## 第2章 同軸型DC-SQUID磁束計

### 2-1 はじめに

本章では、生体磁気計測システムに必要な磁束計の要素技術を研究するために、同軸型（ボビン型）のDC-SQUID磁束計を作製し[1, 2, 3]、磁束計の構築法・問題点を調べ、解決法について述べる。

DC-SQUIDは図2. 1に示すように、超伝導リングと2個のジョセフソン接合から構成されている。ジョセフソン接合を挟む方向に直流電流を流す。これはバイアス電流と呼ばれ、ある値まではジョセフソン接合を超伝導で流れ、その間の電圧は生じない。しかし、図2. 2に示すようにバイアス電流がある値より大きくなると電圧を生じる。このときの電流を最大零電圧電流（ $I_0$ ）と呼ぶ。

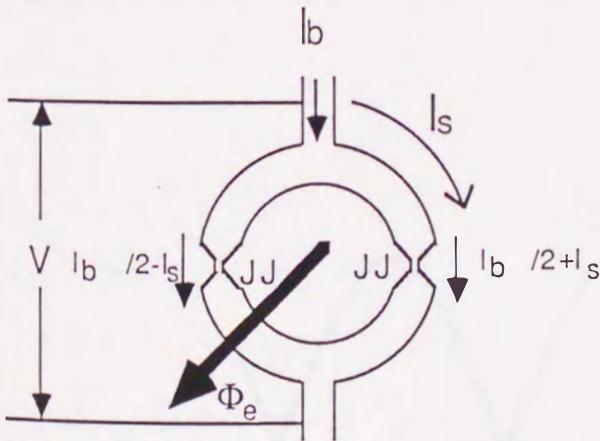


図2. 1 DC-SQUID

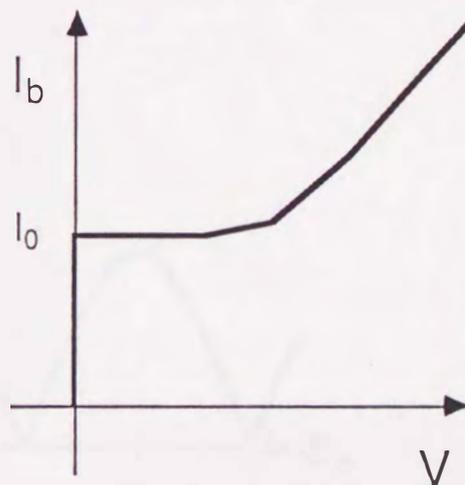


図2. 2 電流 - 電圧特性

DC-SQUIDの超伝導リングにはこのバイアス電流の他に、リングの中に磁束が鎖交してきた場合に遮蔽電流が流れる。従って2個のジョセフソン接合に流れる電流は各々、バイアス電流と遮蔽電流の和 ( $I_b/2 + I_s$ ) と差 ( $I_b/2 - I_s$ ) になる。このとき最大零電圧電流は遮蔽電流つまり外部磁場の大きさに依存し、次式によって与えられる。 $I = I_c(0) | \cos \pi \Phi_e / \Phi_0 |$ 。ここで  $\Phi_e$  は外部磁束を示し、 $\Phi_0$  は磁束量子 ( $2.07 \times 10^{-15} \text{wb}$ ) を示す。従って最大零電圧電流は図2.3に示すように磁束量子を周期として変化する。これはマーセロー効果として知られている。バイアス電流を最大零電圧電流付近で一定にして流すと、外部磁束によって最大零電圧電流が変化しリングの両端に電圧が生じる。そのときの外部磁束と電圧の関係は、図2.4に示すように  $\Phi_e$  を周期として変化する。この変化率が大きいことからDC-SQUIDは高感度な磁束-電圧変換器と言われている。しかしながら、磁束と電圧は比例関係にはないので、一般にはFlux Locked Loop Operation (F.L.L.法)を用いて、SQUID出力が磁場の大きさに比例するように補正している。SQUIDの出力は微弱であるために駆動回路は低雑音であることが必要とされている[4,5]。

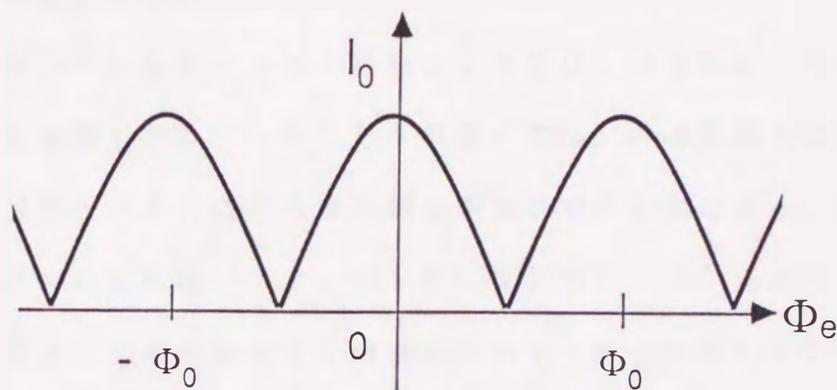


図2.3 最大零電圧電流の磁束依存性

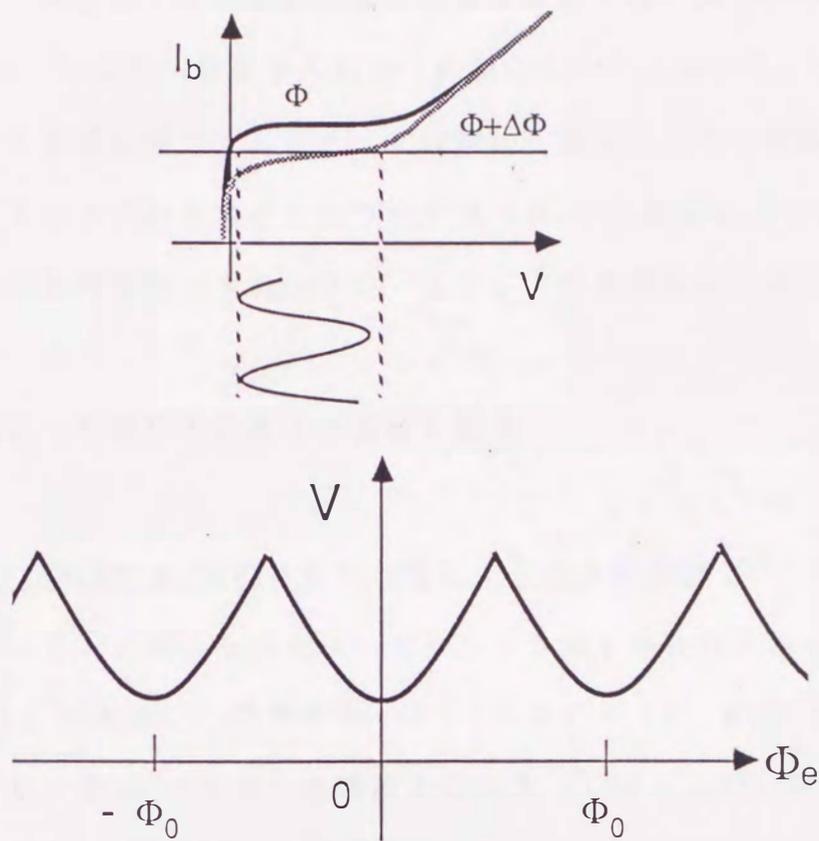


図 2. 4 磁束 - 電圧特性

SQUID 磁束計は、SQUID 素子、検出コイル、駆動回路から構成されている。SQUID 素子は信頼性・量産性が高く、磁束計に適した設計が必要である。検出コイルは信頼性・量産性が必要であり、駆動回路は低雑音で操作が容易である必要がある。

薄膜技術を用いて一枚のシリコン基板上に SQUID 本体と入力コイルと帰還変調コイルを集積した DC-SQUID 素子では、外部磁場を検出するための外付けの検出コイルを入力コイルと超伝導接続する必要がある。従来は、Pb-In 線を用いた超伝導ワイヤーボンディングでシリコン基板上の入力コイルの端子と、検出コイルの NbTi 線を Nb ネジでネジ止めしている Pb-In 板間を超伝導接合していた[6]。しかしながらこの方法では、量産性に問題があった。

本章では、信頼性が高く量産に適した素子作製工程、磁束計に適した large- $\beta_L$  型の DC-SQUID 素子の設計・作製法について述べる。また新しい超伝導接続法である超伝導フリップチップ実装法、操作性の良い駆動回路、量産に適したラミネート式検出コイルについて述べる[3]。最後にこれらの要素技術を用いて作製した同軸型一次微分 DC-SQUID 磁束計の性能について述べる。

## 2-2 DC-SQUID 素子の設計と製作

### 2-2-1 large- $\beta_L$ 型の DC-SQUID 素子の設計

一般にダンピング抵抗を付けない SQUID 素子単体のエネルギー分解能は  $\varepsilon_i = 9 h T L / R k_i^2$  で表され、 $\beta_L (= 2 L \cdot I_0 / \Phi_0) = 1$ 、 $\beta_C (= 2 \pi I_0 R^2 C / \Phi_0) < 1$  のとき最適化される (L は SQUID 本体のインダクタンス、h はプランク定数、T は絶対温度、 $I_0$  は臨界電流、 $\Phi_0$  は磁束量子、R はシャント抵抗、C はジャンクションの容量) [7]。一方、SQUID 磁束計においては、外部からの信号は入力コイルを通じて SQUID 本体へ伝達される。SQUID 本体と入力コイル間との磁場結合を良くするためには、超伝導ループの面積を大きくする方が良い。

SQUID 磁束計に用いる SQUID 素子を考えた場合、通常の素子 ( $\beta_L = 1$ ) と比較して、large- $\beta_L$  ( $\beta_L > 1$ ) の素子は① SQUID 本体の超伝導ループの面積を大きくすることにより SQUID と入力コイル間との磁氣的結合が良い。② 超伝導ループの面積が大きいため必要な入力コイルのインダクタンスを得る際、通常の素子に比べてターン数を減らすことができる。ターン数を減らすことにより、超伝導ループと入力コイル間の浮遊容量を小さくすることが出来る。浮遊容量を小さくすることにより、素子の電流電圧特性に現われる共振を少なくすることが可能となり雑音特性を良くすることができる。③ S Q

UID素子のスリットの長さが短くなることから、スリットのインダクタンスが小さくてすみ、カバーリング無しでもスリットの影響が少なくてすむ。等の利点を有する。しかし、SQUID本体のインダクタンス $L$ が大きい $\beta_L > 1$ の素子は、磁束電圧変換効率 $dV/d\Phi$ が減少し、一般にエネルギー分解能が劣化する。円福等は、 $\beta_L > 1$ の場合にもSQUID本体のインダクタンスと並列にダンピング抵抗を挿入することによって、エネルギー分解能が改善されると報告している[8]。

そこで、SQUIDのエネルギー分解能を劣化せずにSQUID本体と入力コイル間の磁場結合効率を向上させることが可能である、ダンピング抵抗を有するlarge- $\beta_L$ 型のSQUID素子を採用した。超伝導ループの内側の一边を $200\mu\text{m}$ とし、ダンピングパラメータ(=シャント抵抗/ダンピング抵抗) $\gamma$ を $0.5$ とした。また、入力コイルのインダクタンスは、外部磁束のSQUIDへの結合係数が最大になるように本システムで採用される直径 $19\text{mm}$ 、一次微分型の検出コイルのインダクタンスと同一に設計した[9]。

## 2-2-2 DC-SQUID素子の作製

作製したDC-SQUID素子は、シリコン基板上にSQUID本体、入力コイル、帰還変調コイルを集積したKetchenタイプ[10]のもので、 $5 \times 5\text{mm}^2$ の一枚のシリコン基板上に2個のDC-SQUIDが集積されている。開発したSQUID素子の概略図を図2.5に、拡大写真を図2.6に示す。

ジョセフソン接合は、 $5 \times 5\mu\text{m}^2$ の大きさとした。入力コイルは25ターンのスパイラル状でSQUID本体の超伝導ループ(ワッシャー)上に形成されている。その線幅は $2.5\mu\text{m}$ とした。

素子作製工程を図2.7に示す。素子作製工程は、信頼性と量産性の向上を考慮して開発したもので以下の特徴を有する。従来の超伝導薄膜作製工程[11]

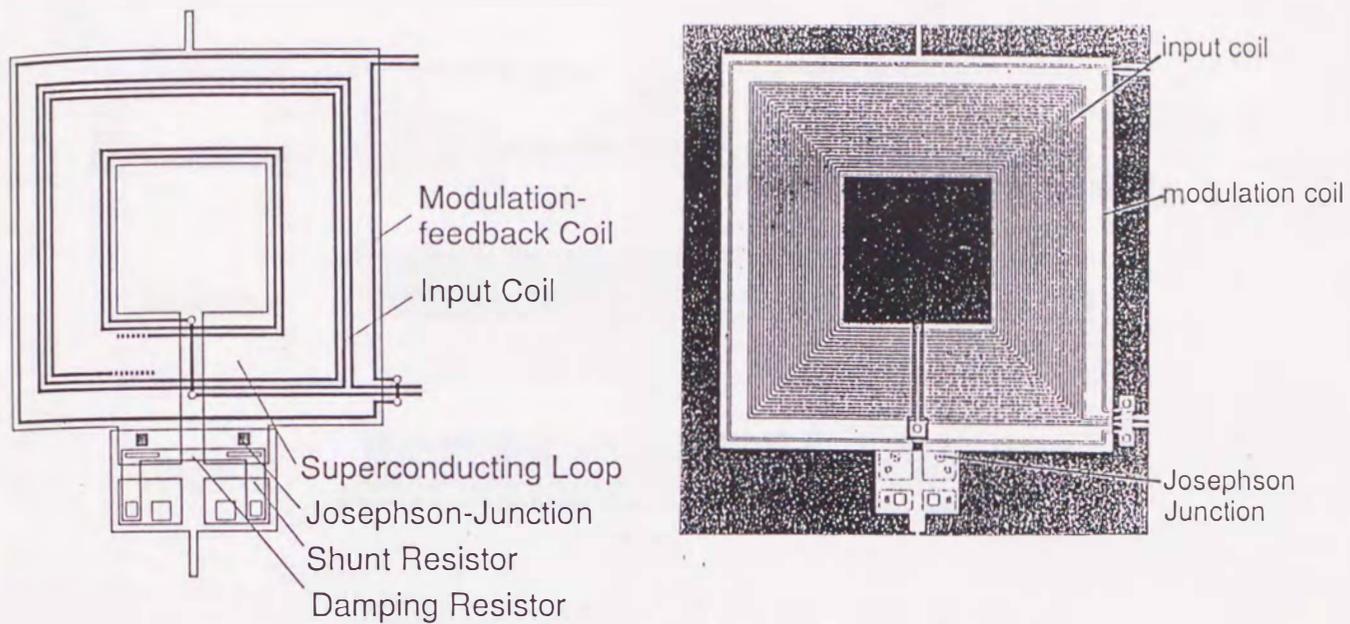


図 2. 6 写真

図 2. 5 S Q U I D 素子の概略図

に比較して、(1)マスク枚数を約 2 / 3 以下に減らし、作製工程を簡略化した。(2)平坦化のために使用していた S O G ( s p i n - o n g l a s s ) や絶縁層 ( S i O <sub>2</sub> ) を作製するために使用していたプラズマ C V D 装置のように、使用上特別な技術を要する工程を省いた。(3)量産に対応するため 4 インチ S i 基板を採用した。(4)積層時の断線、ショートを防ぐためにテーパ状エッチングを採用し、抵抗膜以外は全てドライエッチングとした。(5)成膜はすべて低温で安定に堆積できるスパッタ装置を使用した。

各工程は次の通りである。① シリコン基板上に S Q U I D のシャント抵抗膜、及びダンピング抵抗膜として膜厚 30 n m の A l を堆積する。② 次に、膜厚 100 n m の絶縁層 S i O <sub>2</sub> を堆積し、N b / A l o x i d e / N b のジョセフソン接合を連続成膜する。このときの膜厚はそれぞれ、230 n m / 8 n m / 100 n m である。この後、エッチングにより入力コイルを形成する。③ 層

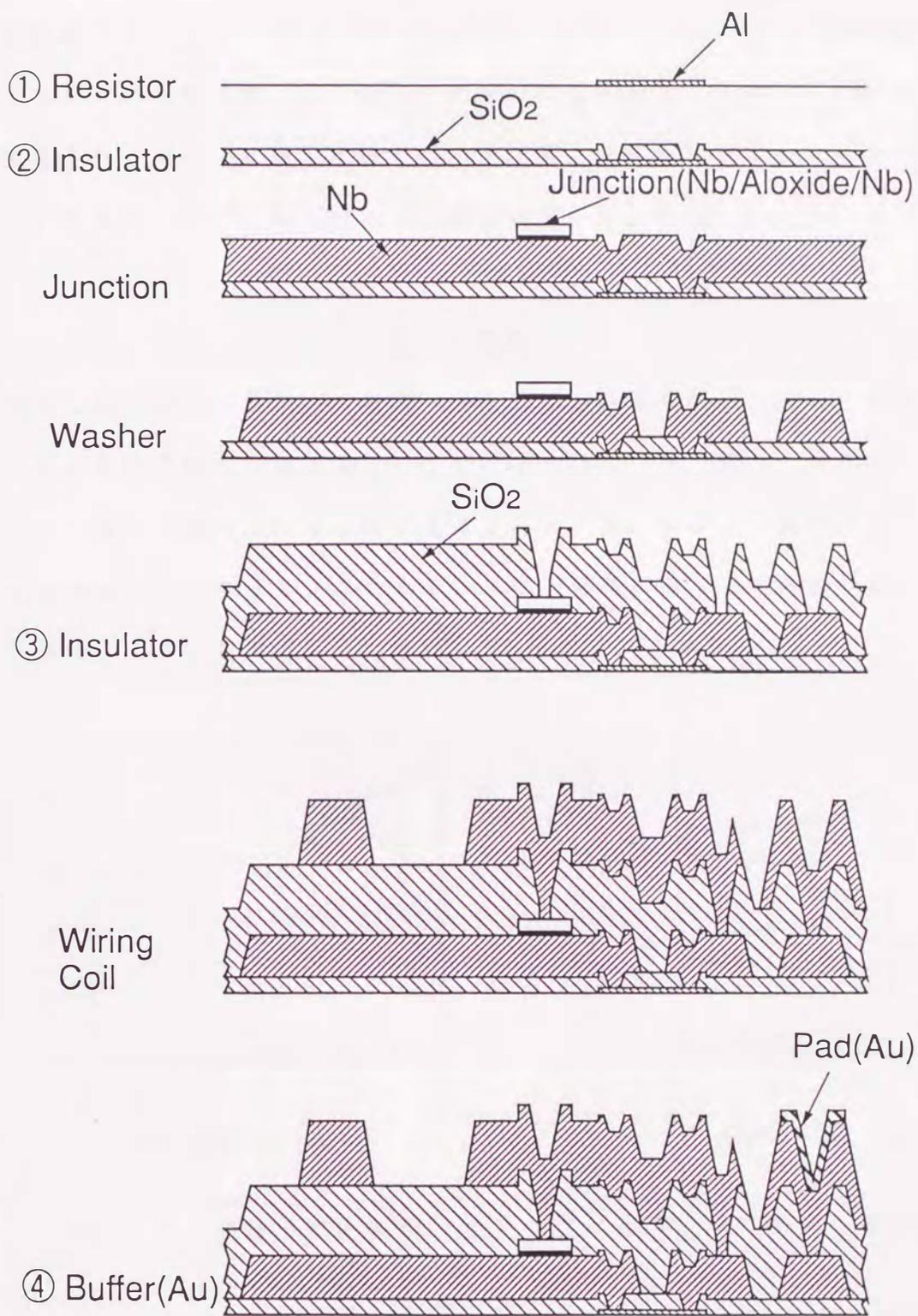


图 2. 7 素子作製工程

間絶縁膜である  $\text{SiO}_2$  を  $300\text{ nm}$  堆積した後、ワッシャー、配線用の  $\text{Nb}$  膜を  $400\text{ nm}$  堆積する。④ 最後に配線用の電極部分と入力コイルの端子部分に膜厚  $30\text{ nm}$  の  $\text{Au}$  膜を堆積する。 $\text{Nb}$  膜上へ直接  $\text{PbIn}$  ワイヤーボンディングすることが不可能なため  $\text{Au}$  膜を堆積している[6]。

### 2-2-3 DC-SQUID素子の特性

開発した SQUID 素子の電流-電圧特性と磁束変調パターン(定電流バイアス時における磁束-電圧特性)をそれぞれ図 2. 8, 図 2. 9 に示す。ジョセフソン接合 1 個当りの最大臨界電流は  $16\ \mu\text{A}$ , シャント抵抗は  $3.9\ \Omega$ , 最大変調電圧は  $40\ \mu\text{V}$ , SQUID 本体と帰還変調コイル間の相互インダクタンスは  $345\text{ pH}$  であった。また,  $\beta_L$  値は  $4.4$  であった。

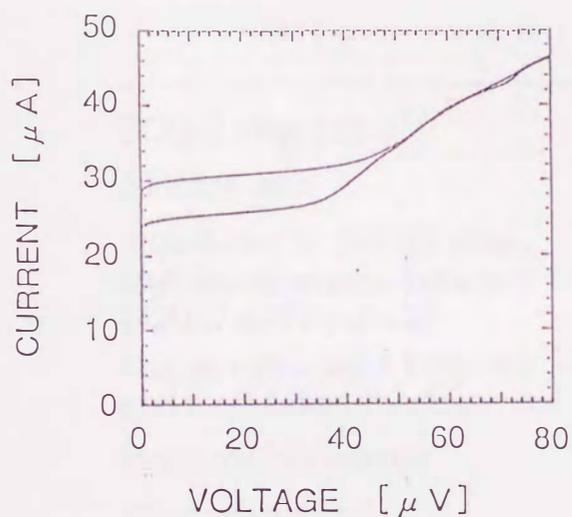


図 2. 8 電流-電圧特性

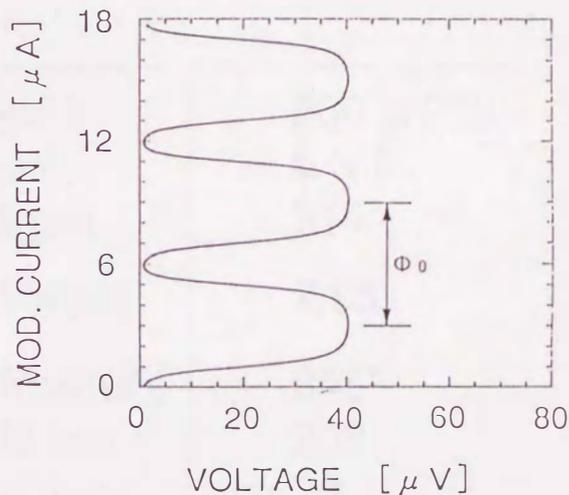


図 2. 9 磁束-電圧特性

$\text{Nb}$  のシールドケース内に SQUID 素子を設置して SQUID 単体のノイズを測定した。図 2. 10 に示すように、磁束換算ノイズは  $3.3 \times 10^{-5}\ \Phi_0$  であった。

表 2. 1 に作製した SQUID 素子のパラメータを示す。

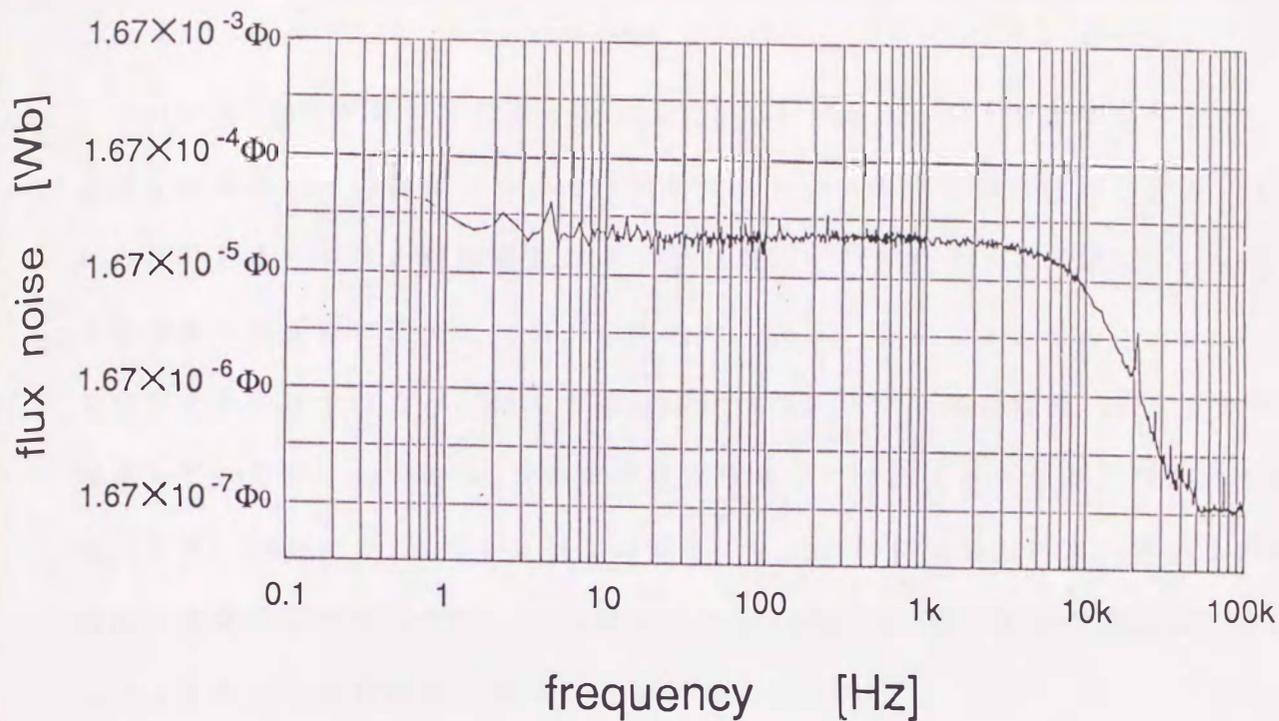


図 2. 10 SQUID 素子単体雑音

表 2. 1 SQUID 素子のパラメータ

SQUID loop size	$[\mu\text{m}^2]$	$200 \times 200$
Junction size	$[\mu\text{m}^2]$	$5 \times 5$
Inductance of SQUID loop	$L$ [pH]	314
Mutual inductance between SQUID and input coil	$M_{is}$ [nH]	7.85
Mutual inductance between SQUID and modulation-feedback coil	$M_{ms}^*$ [pH]	$345^*$
Input coil inductance	$L_i$ [nH]	208
Input coil turns	$n$ [turns]	25
Coupling coefficient	$k$	0.97
Critical current/one junction	$I_c^*$ [ $\mu\text{A}$ ]	$14.5^*$
Modulation Depth	$\Delta V^*$ [ $\mu\text{V}$ ]	$40^*$
Hysteresis parameter	$\beta_c (= 2\pi R_s^2 I_c C^{**} / \Phi_0)$	1.0
Shielding parameter	$\beta_L (= 2L I_c / \Phi_0)$	4.4
Shunt resistance	$R_s^*$ [ $\Omega$ ]	$3.9^*$
Damping resistance	$R_d$ [ $\Omega$ ]	7.8

\* values obtained experimentally, \*\* Junction Capacitance

large- $\beta_L$ 型の S Q U I D 素子とともに  $\beta_L = 1$  の S Q U I D 素子を作製し、スリットのカバーの影響について調べた。スリットの長さはほぼ同じ長さにした。S Q U I D 本体と帰還変調コイル間の相互インダクタンス ( $M_{sm}$ ) を素子の磁束-電圧特性の測定結果から求めた。表 2. 2 に示すように、 $\beta_L = 1$  の S Q U I D 素子ではカバーのある場合に比べてカバーの無い場合、約 160% 増加しているが、large- $\beta_L$ 型の S Q U I D 素子では約 13% 増加しただけである。また、large- $\beta_L$ 型の S Q U I D 素子のノイズを測定した結果、カバーの有無による変化はなかった。これらのことから large- $\beta_L$ 型の素子作製においては、スリットカバーの省略が出来ることが明らかになった。

	Large $\beta_L$ 型素子		$\beta_L=1$ の素子	
超伝導ループサイズ	200×200 $\mu\text{m}^2$		50×50 $\mu\text{m}^2$	
入力コイル インダクタンス $L_i$	208nH		64nH	
入力コイル巻数 $n$	25ターン		27ターン	
スリットカバー	有	無	有	無
相互インダクタンス $M_{ms}$	345pH	390pH	69pH	180pH

表 2. 2 スリットカバーの影響

また、本工程で作製した S Q U I D 素子の熱歪に対する耐久性を調べるために、常温と低温 (4. 2 k) 間でのサーマルサイクル試験を 30 回行った。このサーマルサイクル試験は、素子を大気中にさらした状態で行った。このとき素子表面には結露が見られた。その後素子をドライヤーで乾燥し、再び液体 He 中に入れた。毎回、最大臨界電流と最大変調電圧を測定した。試験 1 回後と 30 回後の特性を図 2. 11 に示す。素子特性は 30 回程度のサーマルサイクルでは劣化しないことが確認された。このことから、今後素子のパッケージン

グを行う場合にも特に気密性を重視する必要はないと考えられる。

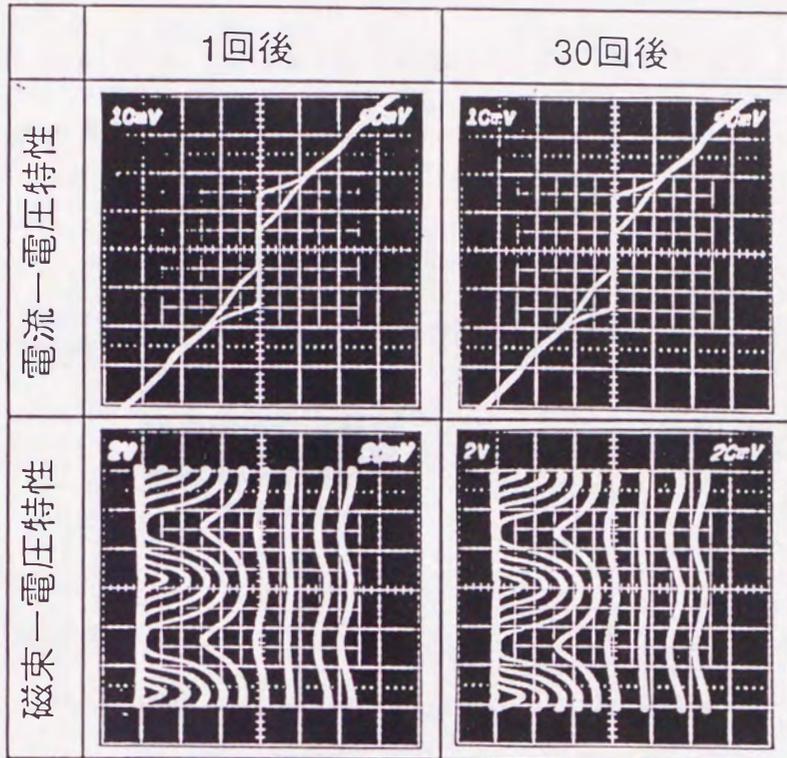


図 2. 1 1 サーマルサイクル試験特性

### 2-3 超伝導フリップチップ実装

超伝導フリップチップ実装は、従来の超伝導ワイヤーボンディングを用いた超伝導接続法と比較して、(1)一度に多接点の接合が可能である。(2)SQUID素子の表面が保護される。(3)接合強度が大きい。(4)インダクタンスが小さい。等の利点を有している。特に信頼性と量産性において優れており、SQUID磁束計を多チャンネル化した際の超伝導接続方法に適している。超伝導接続にはPb-richハンダを用いる必要があるが、これまでのフリップチップ実装は、接合時の温度上昇により、ジョセフソン・ジャンクションの特性が劣化する問題があった。そこで、100℃以下での熱圧着法による実装技術の開発を

い、SQUID素子への超伝導フリップチップ実装に成功した[3]。

フリップチップ実装において素子を取り付ける基板は、ガラスエポキシ基板を使用している。図2. 12に電極配線を示す。電極配線は、Cu下地の上にPb-60Snを10 $\mu$ mの厚さにメッキして作製した。超伝導フリップチッ

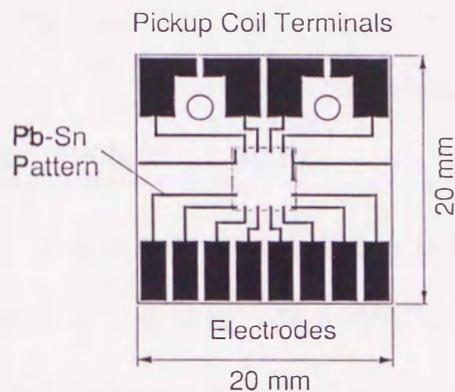


図2. 12 基板電極配線

プ実装は、以下の方法で行った。DC-SQUID素子のNb電極上(400 $\times$ 400 $\mu$ m<sup>2</sup>)に膜厚30nmのAuスパッタ膜を形成し、この膜の上にアーク放電により形成した90 $\mu$ mのボールを熱圧着法により100 $^{\circ}$ C大気中で接合して150 $\mu$ m径のバンプとした。接合条件は超音波出力0.6(W)、発振時間20(ms)、加重0.32(N)である。次にバンプ付けされたSQUID素子(6バンプ)はフリップチップボンダーを用いて、超音波出力1.75(W)、発振時間4.2(s)、加重7.06(N)、100 $^{\circ}$ Cの条件下でCu配線上にPb-60Snメッキした基板上に接合実装した。実装条件を表3に示す。バンプ数は、1種類のSQUID素子に対して6個必要とし、それ以外に補強用として5個、合計17個を同時に接合する。

超伝導フリップチップ法でシリコン基板とガラスエポキシ基板を接合した後、液体He中で4端子法により、この実装法の電気的特性を測定した結果、臨界電流は15mA以上あり、生体磁気計測の際に、SQUIDの検出コイルに流れる電流は $\mu$ Aオーダーなので十分に使用可能な超伝導性を示している。また、このときのSQUID素子のノイズレベルは、同軸の超伝導ワイヤーボンディング

表 2. 3 フリップチップ実装条件

	Ball bonding	Flip-chip bonding
Method	Thermosonic	Thermal compression
Substrate	Plated Pb-60Sn (10 $\mu$ m) / Cu	
Chip (pad)	Au sputtered film (30 $\mu$ m) / Nb	
Wire	Pb-20Sn (30 $\mu$ m in diameter)	
Ball diameter	90 $\mu$ m	
Bump diameter	110 $\mu$ m	
Power (Ultrasonic)	0.6 watt	————
Time	20ms (oscillation)	2min (compression)
Load	0.32N	0.7N
Temperature	100°C	100°C

(P b I n) を用いた超伝導接続法と比較してほとんど変化がなかった。S Q U I D 素子のノイズ測定は、N b 管内に素子を設置し、2重パーマロイシールドしたガラス d e w a r を用いて行なった。

この超伝導フリップチップ接合は液体 H e 中に 1 ● 回出し入れした後でもその剥離強度 ( 0 . 2 N / バンプ ) は変化せず、電気的特性も劣化しなかった。

#### 2-4 駆動回路

駆動回路では、最も多く使われている D C - S Q U I D の駆動方法である F . L . L . ( Flux Locked Loop ) 法 [ 1 2 ] と P S D ( Phase-Sensitive Detector ) 法を組み合わせた駆動方法を採用している [ 1 ] 。

本駆動回路では、デュアル検波方式を採用することにより位相調整を不用にした。またユニット化したことにより、低雑音を要求されるヘッドアンプ部分は磁気シールドルーム内に設置し、ドライバー部分を磁気シールドルーム外に設置することを可能にし、これによって調整を容易にした。

従来は、位相検波回路における位相調整を手動で行っていた [ 1 2 ] 。これに対し、ここでは変調された検出信号である被検波信号を、90°位相の異なる2つの基準信号によって、2つの検波回路で別々に検波し、その出力を加算する

デュアル検波方式を採用した。この方式の採用により、位相の調整が不要になり、操作性が向上した。また、被検波信号の位相のドリフトによる誤差も除去することができた。回路をヘッドユニット、ドライバーユニットとコントロールユニットに分離し、1つのコントロールユニットで、複数のヘッドユニットとドライバーユニットを同時制御できるようにし、多チャンネルシステムに対応できるようにした。また、本駆動回路は全チャンネル自動調整・手動調整がそれぞれ可能である。手動調整時と自動調整時におけるノイズレベルに変化は無かった。

## 2-5 ラミネート検出コイル

外部の磁場を検出するための検出コイルは、(1)バランス精度が良い、(2)信頼性が高い、(3)大量生産が可能等の点が必要である。

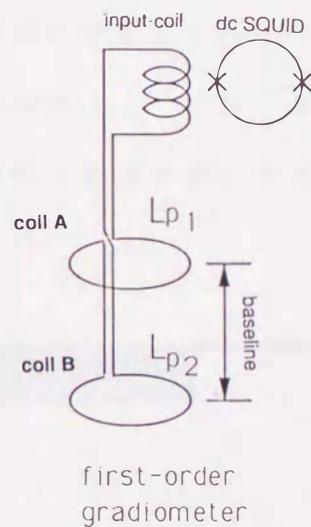
検出コイルを、図2. 13に示すように差動に接続するとコイルAとコイルBに鎖交する磁束は超伝導磁束トランスに逆向きの遮蔽電流を作る。このため

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磁気雑音の除去が行なわれる。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充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、図2. 13 一次微分検出コイル

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持った磁気雑音を除



去するために種々の検出コイルが考案されている[13]。このような検出コイルを持つSQUID磁束計は検出コイルの回数によって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[14]。

従来の検出コイルは、円筒状の筒の外側に溝をつけて、その溝に超伝導線を機械的に巻くことによって作製していた。さらに同軸上に巻かれている各検出コイル間のバランスを精度良く作製するためには手作業に近く、量産性に問題があった。さらにNbTi線を被覆している被覆材が弱いと低温で剥げて、ショートしたり、巻く強度によって断線したりする場合があります信頼性の点で問題があった。今回、これらの問題点を解決するためにフレキシブル基板を用いたラミネート式検出コイルを開発した[3]。

図2. 14に作製工程と図2. 15に写真を示す。フレキシブルプリントサーキット(FPC)上にPb-60Snのメッキをしたコイルパターンを作製し、精度良く加工されたFRPボビンに巻くことによって検出コイルが作製される。FPCは、厚さ25 $\mu$ mのフレキシブルシート上に厚さ18 $\mu$ mのCuが張り付けられている。作製した検出コイルの直径は17mm、ベースラインは60mmである。また、この検出コイルに液体He中で14mAの電流を流しても超伝導性は破壊されず、10回のサーマル試験(4.2K-273K)でも劣化しなかった。検出コイル間のバランス特性は測定誤差を考慮しても0.3%以下であった。

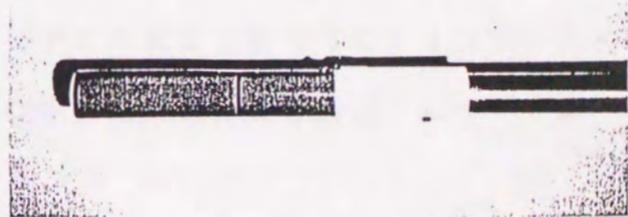
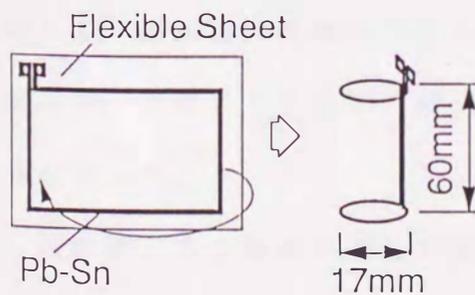


図2. 14 ラミネート式検出コイル 図2. 15 ラミネート検出コイルの写真  
の作製工程

## 2-6 同軸型一次微分DC-SQUID磁束計の性能

作製したlarge- $\beta_L$ 型のDC-SQUID素子を超伝導フリップチップで実装し、一次微分型フレキシブル検出コイルを装着してグラジオメータを作製し、その性能を磁気シールドルーム内で調べた。図2.16に作製したグラジオメータの雑音-周波数特性を示す。最小磁場分解能は約 $20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ である[3,15]。

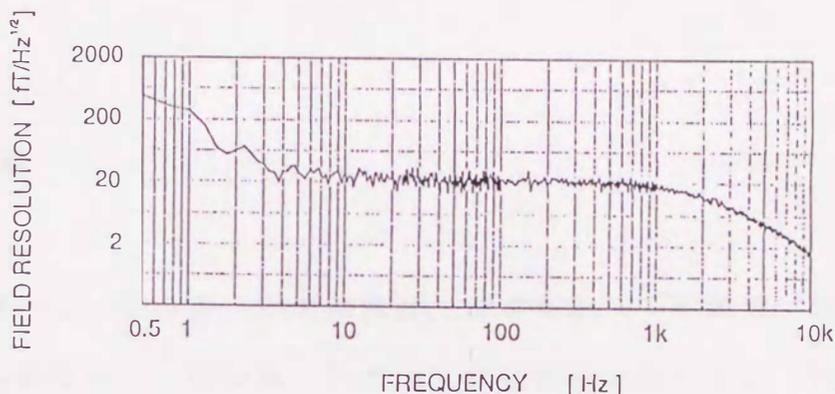


図2.16 グラジオメータの雑音特性

## 2-7 結言

本章では、同軸型のDC-SQUID磁束計を作製し、磁束計の問題点を検討して、生体磁気計測システムに必要な磁束計の要素技術(SQUID素子作製工程、SQUID素子、検出コイル、駆動回路、超伝導接続法)について開発を行った。

信頼性が高く量産に適した素子作製工程を開発し、磁束計に適したlarge- $\beta_L$ 型のDC-SQUID素子を設計・作製した。また、新しい超伝導接続法である超伝導フリップチップ実装、低雑音で操作性が容易な駆動回路、信頼性・量

産性に適した新しいラミネート式検出コイルを開発した。開発した要素技術を用いて、同軸型一次微分DC-SQUID磁束計を作製し性能評価を行った結果、約 $20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ の最小磁場分解能が得られた。

同軸型一次微分DC-SQUID磁束計を作製する場合、入力コイルと検出コイル間の超伝導接続、バランス精度の良い検出コイルの作製等課題が多い。集積化平面型グラジオメータは、薄膜技術を用いてSQUID本体、入力コイル、検出コイルを一体で作製するため超伝導接続部がなく、検出コイル間のバランスが本質的に良い。次章でこの集積化平面型グラジオメータについて述べる。

## 参考文献

- [1]茅根一夫, 中山哲, 小田原成計, 清水信宏, 千葉徳男, 矢部悟, 安宅龍明, 伊良皆啓治, 上野照剛: "九州大学脳磁計測用7ch DC-SQUIDシステム" 電気学会, マグネティックス研究会, MAG-92-88, (1992)
- [2]小田原成計, 中山哲, 清水信宏, 茅根一夫, 安宅龍明: "普及型DC-SQUIDシステム" 第7回生体磁気学会大会論文集, Vol.5, 1, Jun, (1992)
- [3]K. CHINONE, N. SHIMIZU, N. CHIBA, S. NAKAYAMA, S. KIRYU and N. KASAI: "DC-SQUID System with Flexible Pickup Coil Connected by A Novel Superconducting Technique" 1992 Applied Superconductivity Conf.
- [4]原 宏: 量子電磁気計測, 電子情報通信学会, (1991) 第1章, 第4章
- [5]小谷 誠, 内川義則: "生体磁気学の進歩", BME, Vol.6, 4 (1992)
- [6]S. Kiryu, T. Ogashiwa, K. Chinone, N. Kasai, H. Kado, N. Ishikawa, M. Nakanishi, M. Koyanagi: "Pb-In WIRE BONDING FOR SUPERCONDUCTING CONNECTION BETWEEN THIN-FILM DC-SQUID AND PICKUP COIL", Advances in

- [7] M. Nakanishi, M. Koyanagi, S. Kosaka, A. Shoji, M. Aoyagi, F. Shinoki:  
 "Integrated DC-SQUID Magnetometer", Jpn. J. Appl. Phys., 26, 7, July,  
 p. 1050 (1987)
- [8] K. Enpuku, K. Sueoka, K. Yoshida, F. Irie: "Effect of damping  
 resistance on voltage versus flux relation of a dc SQUID with  
 large inductance and critical current", J. Appl. Phys., 57, 5, p. 1691,  
 March, (1985)
- [9] 茅根一夫, 中山哲, 小田原成計, 清水信宏, 伊良 皆啓治, 上野照剛: "  
 脳磁界計測用 7 ch DC-SQUID システムの開発", 電気学会論文誌  
 to be published
- [10] M. B. Ketchen, J. M. Jaycox: "Ultra-low-noise tunnel junction dc SQUID  
 with a tightly coupled planar input coil", Appl. Phys. Lett., 40, 8,  
 p. 736 (1982)
- [11] 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  
 : "生体磁場計測用 1 次微分平面型グラジオメータ", 電子情報通信学会論  
 文誌, Vol. J73-D-II, No. 7, pp1054-1064, (1990)
- [12] 小柳正男, 中西正和, 葛西直子, 賀戸久, 桐生昭吾, 茅根一夫, 幸坂紳,  
 青柳昌宏, 仲川博, 東海林彰, 高田進, 篠木藤敏, 遠藤忠: "集積型 DC  
 - S Q U I D 磁束計" 電総研彙報, 第 5 3 卷, 第 7, 8 号 (1989)
- [13] J. Vrba, A. A. Fiee, M. B. Burbank, H. Weinberg and P. A. Brickett: Can. J.  
 Phys., 60 (1982) 1
- [14] 葛西直子: "S Q U I D 磁束計による生体磁気計測", 低温工学, Vol. 26,  
 5 (1991)
- [15] 葛西直子, 茅根一夫, 石川登, 池田顕蔵: "生体磁場計測用 Dual-SQUID  
 (2x7ch) システム" 電気学会, マグネティックス研究会, MAG-92-88, (1992)

## 第3章 集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータ

### 3-1 はじめに

平面型グラジオメータシステムはコンパクトであり、外部雑音に強いこと、磁気シールドルームを用いずとも動作可能である等の利点を有していることから生体磁場計測システムに適していると思われる。

本章では、集積化平面型DC-SQUIDによる一次微分グラジオメータの開発を行ない、本グラジオメータが磁気シールドルームを用いずに通常の実験室においても動作が可能であることを明らかにした[1]。開発した集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータは、2個の磁場検出コイルとSQUID本体を1枚のシリコン基板上に集積化した一次微分平面型グラジオメータで、2個の磁場検出コイルの大きさはそれぞれ  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  の角型ループ、検出コイルの中心間距離（ベースライン）は  $8 \text{ mm}$  である。この集積化平面型グラジオメータの設計・製作、性能について述べる。

### 3-2 集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの設計

DC-SQUID素子は、シリコン基板上にSQUID本体、入力コイル、帰還変調コイルを集積したKetchenタイプ[4]を採用し、SQUID本体は、2個の並列型の角型超伝導ループで形成した。1個の角型超伝導ループを有するSQUID本体と比較して、外部磁束をSQUID本体でも除去できるので磁気シールドルームの外で使用するときには有利である。Knutti et al.等は、並列型のSQUIDは、直列型のSQUIDに比較してフラクスト

ラップの可能性が高いことを示唆している[2]。しかし、SQUID本体の超伝導ループを直列型の構造にした場合は、並列型の構造よりも超伝導ループの交叉が必要なため作製工程が複雑になる。さらに、磁気的影響を少なくするためにS. Kohjirō等と同様にバイアス電流をダンピング抵抗を通して印加する構造にした[3]。また、SQUID本体の超伝導ループと入力コイルを十分結合させるためには超伝導ループは大きい方が望ましいためSQUID本体の超伝導ループの内側の大きさは1辺を100  $\mu\text{m}$ とした[4]。

### 3-3 集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの製作

平面型グラジオメータの概略図を図3.1(a)に示す。SQUID本体と検出コイル、入力コイル、変調帰還コイルを15 x 7.5  $\text{mm}^2$ のシリコン基板上に集積した。2個の検出コイルの大きさはそれぞれ6 x 6  $\text{mm}^2$ の角型ループで線幅は10  $\mu\text{m}$ 、ベースラインは8  $\text{mm}$ である。図3.1(b)にSQUID本体と入力コイル、変調帰還コイル部分の拡大図と写真を示す。2個の入力コイルは、それぞれ15ターンのスパイラル状に作製した。線幅は2.5  $\mu\text{m}$ であり、それぞれ超伝導ループ(SQUIDワッシャー)上に形成した。またFLL(flux locked loop)動作に必要な変調と帰還を行なうための変調帰還コイル(1ターン)は、片方の超伝導ループの下に作製し、超伝導体による影響を避けるため、対称性を考慮してもう片方の超伝導ループの下に同型の孤立したコイルを作製した。2個の検出コイルは直列逆方向に、また入力コイルと検出コイルは直列に繋がっている。図3.1(c)にジョゼフソン接合部分の拡大図を示す。図3.2はグラジオメータの等価回路図を示す。R<sub>d</sub>はダンピング抵抗[3,5]、R<sub>s</sub>はシャント抵抗である。

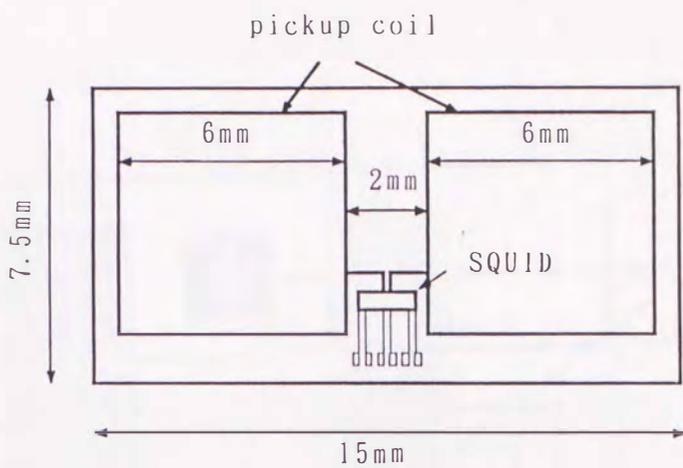


図 3. 1 ( a ) グラジオメータの構成図

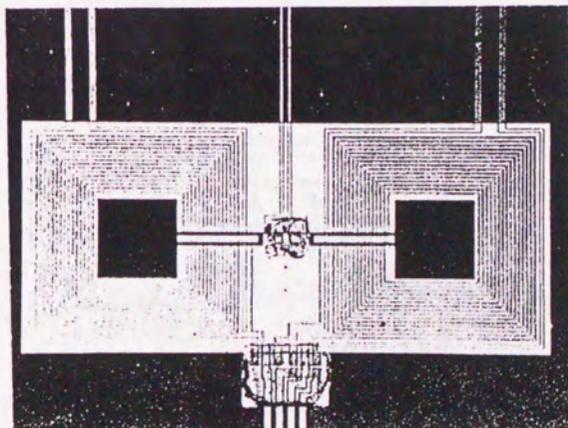
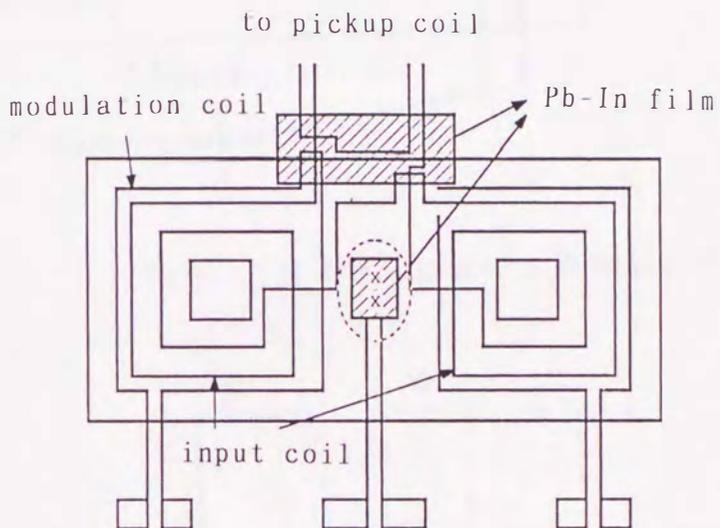


図 3. 1 ( b ) S Q U I D 本 体 , イ ン プ ッ ト コ イ ル ,  
モジュレーションフィードバックコイルの配置

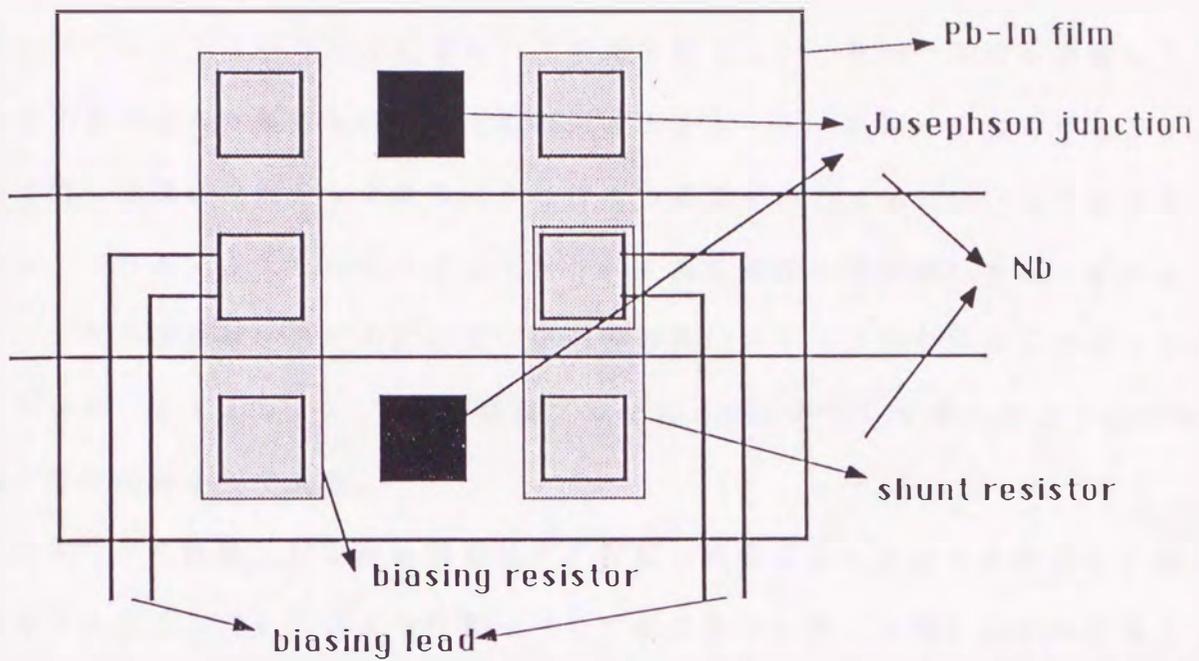


図 3. 1 (c) 図 (b) における点線部分の拡大図

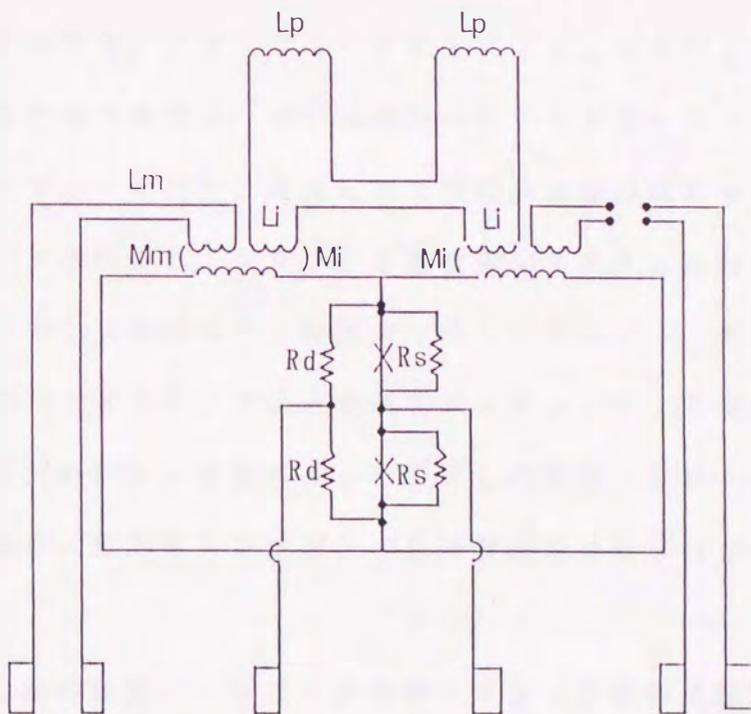


図 3. 2 グラジオメータの等価回路図

素子作製は、電総研においてジョセフソンコンピューター作製のために開発された超伝導薄膜作製プロセス及び集積化技術を用いた[6-10]。作製プロセスにおいては、全てのコイルを最初の工程で作製した。これは、①最も微細加工を要するコイル作製部分のゴミの影響によるショート、断線を少なくすることが可能、②工程温度を120℃以下に押える必要があるジョセフソンジャンクション(Nb/Al-oxide/Nb)を形成する工程を後にすることにより、コイルを絶縁するために必要な信頼性の良いSiO<sub>2</sub>[9]やSOG(spin-on glass)[7]等の高温プロセス(250℃)を導入することが可能、等の理由からである。

図3.3に作製工程の概略図を示す。作製工程は大きく分けると次の5工程に分けられる。(1)コイル作製 (2)絶縁層の作製 (3)抵抗の作製とコンタクトホール形成 (4)ジョセフソンジャンクション(Nb/Al-oxide/Nb)の作製 (5)配線と保護膜の作製。以下にそれぞれの工程について述べる。

(1)コイル作製。まずシリコン基板上に20nmのMgO薄膜を全面に蒸着する。このMgO薄膜は、後の工程で行なわれるRIE(reactive ion etching)に対して下地の保護層の役目をしている[8]。次にスパッタリング法により、シリコン基板全面に350nmのNb薄膜を形成する。その後、RIE法により、検出コイル、入力コイル、変調帰還コイル、SQUIDへのバイアスリード線と電極をエッチングにより形成する。コイル面を平坦化するためにNb薄膜をエッチングした後を350nmのSiO薄膜により蒸着で埋め、またSiO薄膜とNb薄膜の段差はSOGによりなだらかにする[7,9]。

(2)絶縁層の作製。SQUID本体と各コイル間の絶縁層としてプラズマCVDにより、200nmのSiO<sub>2</sub>薄膜を蒸着する[9]。

(3) 抵抗の作製とコンタクトホール形成。SiO<sub>2</sub>薄膜の上に厚さ40nmのPd薄膜を蒸着し、リフトオフ法によりシャント抵抗を作る[11]。次に200nmのMgO薄膜を蒸着する。化学的エッチングにより、MgO薄膜にジョゼフソン接合とシャント抵抗との接続用コンタクトホールを穿ける。このときのMgO薄膜は後の工程のRIEからSiO薄膜とPd薄膜を保護する為に用いられる。また、検出コイルと入力コイルとの接続、変調帰還コイルの接続、SQUID本体とボンディングパッドとの接続のために、まずMgO薄膜を化学的にエッチングし、SiO薄膜をRIEを用いてコンタクトホールを形成する。

(4) ジョゼフソンジャンクション(Nb/Al-oxide/Nb)の作製[10]。高品位のジョゼフソンジャンクションを作製するためにアンダーレイヤーを形成する。これは、250nmのNb薄膜をスパッタ法により形成し、その後RIEによりジョゼフソンジャンクションの下部電極と同じパターンに形成することにより行なわれる。接合は、50nmのNb薄膜をスパッタリングで成膜した上におよそ3nmのAl薄膜をスパッタリングで成膜し、表面を酸素雰囲気中で酸化させる。さらにその上に200nmのNb薄膜を成膜して作製する。これらの工程は大気中に曝さずに行なう。次にRIEにより下部電極を形成した後、再びRIEにより2個の3.5x3.5μm<sup>2</sup>の接合部分を形成する。次に接合部分以外を400nmのSiO薄膜で覆い、さらに超伝導ループのエッジの絶縁を良くするため、5x5μm<sup>2</sup>のジョゼフソン接合部のコンタクトホール周囲を除いて、200nmのSiO薄膜で覆う。

(5) 配線と保護膜の作製。ジョゼフソンジャンクションの上部電極を接続するためのコンタクトホールをRIEにより形成する。そして1μmのPbIn(In:10at.%)薄膜を蒸着して配線を形成する。最後に保護膜として150nmのSiO薄膜を形成する。

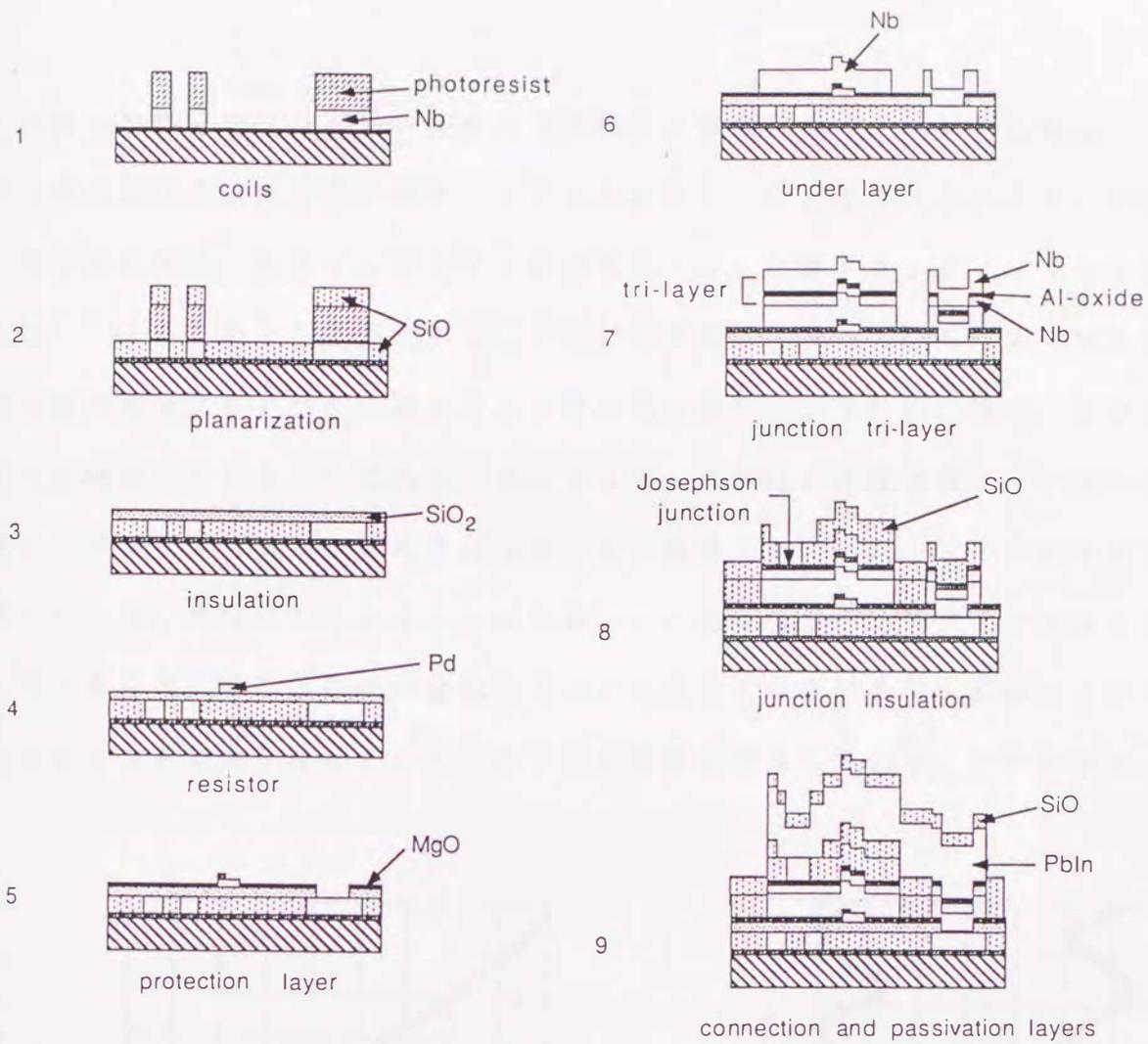


図 3. 3 デバイス作製工程

### 3-4 集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータの特性

作製したSQUID本体の電流-電圧特性と磁束変調パターン(定電流バイアス時における磁束-電圧特性)をそれぞれ図3.4と図3.5に示す。電流-電圧特性から、最大ジョゼフソン臨界電流( $I_c$ )は $25\mu\text{A}$ 、シャント抵抗は $1.1\Omega$ であることがわかる。ダンピング抵抗を有しているため、電流が最大臨界電流よりも小さい場合でも有限の抵抗値を示している。図3.5から、最大変調電圧は $23\mu\text{V}$ であり、またSQUID本体と変調帰還コイル間の相互インダクタンスは $50\text{pH}$ であった。また検出コイルを入力コイルから切り離れたとき、SQUID本体と変調帰還コイル間の相互インダクタンスは $83\text{pH}$ であった。このことから検出コイルと入力コイルの作る超伝導ループのシールド効果の影響が相互インダクタンスに影響を及ぼしていることがわかる。

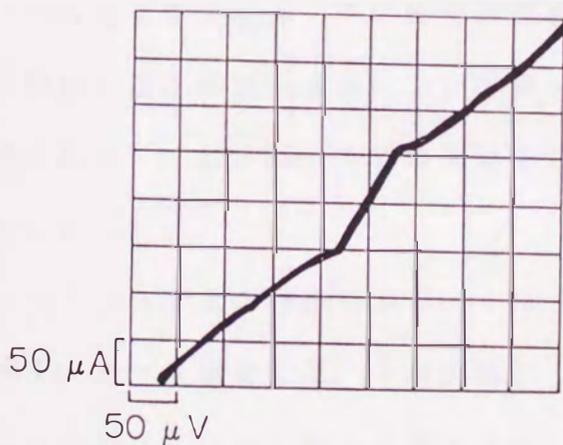


図3.4 電流-電圧特性

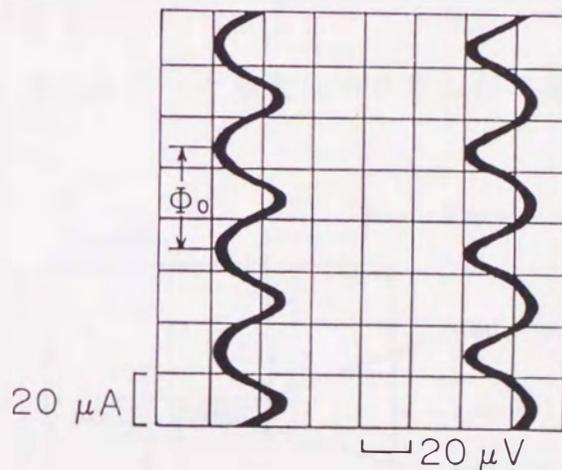


図3.5 電圧-磁束特性

表3.1に作製したSQUIDグラジオメータのパラメータを示す。

表 3. 1 S Q U I D グラジオメータのパラメータ

SQUID	
critical current per junction	* $I_0$ 25 $\mu$ A
shunt resistance per junction	* $R_s$ 1.1 $\Omega$
SQUID inductance	$L_s$ 78 pH
inner dimension of SQUID loop	$d$ 100 $\mu$ m
Input coil	
inductance per input coil	$L_i$ 38 nH
number of turn per input coil	$n_i$ 15
Pickup coil	
inductance per pickup coil	$L_p$ 34 nH
number of turns per pickup coil	$n_p$ 1
Modulation-feedback coil	
inductance	$L_m$ .5 nH
Mutual inductance between	
SQUID and input coil	$M_i$ 2 nH
SQUID and mod.-feedback coil	* $M_m$ 50 pH

\* values obtained experimentally

### 3-5 集積化平面型 DC-SQUID グラジオメータの性能

平面型グラジオメータの性能評価を行うために次に述べるバランス特性、感度特性と最小磁場分解能について調べた。測定に用いた駆動回路は電総研で開発された F. L. L. 方式の回路を用いた[12]。

バランス測定の構成を図 3. 6 に示す。均一な磁場中で、2 個の検出コイルのコイル面に対して垂直方向のバランスを測定した。均一な磁場を作る為に、直径 30 cm、ピッチ 1 mm で 308 ターンの単層ソレノイドコイルを使用した。計算によると、ソレノイドコイルの中心付近、

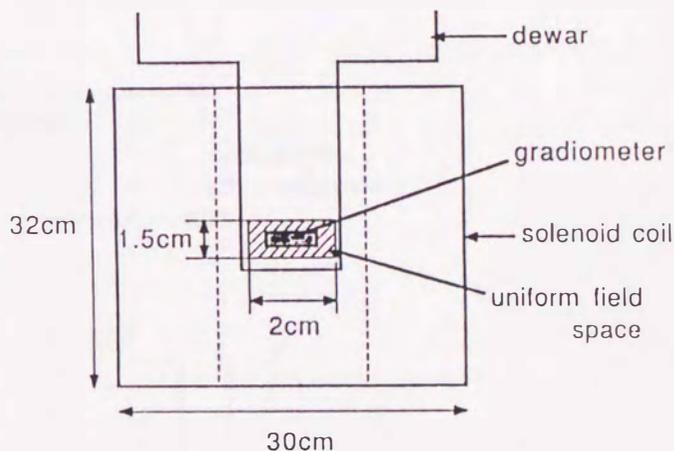


図 3. 6 バランス測定

直径 2 c m, 幅 1. 5 c m の範囲内でコイル軸方向の磁場の均一度は 1 0 0 0 p p m より良い。まずソレノイドコイルの中心に, ソレノイドコイル軸に対して 2 個の検出コイル面が垂直になるようにグラジオメータを設置した。測定は外部磁場を遮蔽する為に磁気シールドルーム内で行い, ソレノイドコイルには 6 7 H z の交流電流を流した。ソレノイドコイル磁場 B の強さを変化させたとき, S Q U I D 出力は周期的に変化する。磁束量子  $\Phi_0$  に対応する出力電圧の 1 周期分を与える磁場変化  $\Delta B$  から次式を用いてグラジオメータの 2 個の検出コイル間のアンバランス ( $\Delta S / S$ ) を求めた。

$$\Delta S / S = \Phi_0 / (S \cdot \Delta B) \quad S : 1 \text{ 個の検出コイル面積}$$

測定結果から, ソレノイドコイルの磁場均一度, 及びグラジオメータの設定位置の不正確さによる誤差を考慮しても, 少なくとも 1 0 0 0 p p m よりも良いバランスが得られた。測定結果のデータを次に示す。

感度測定は以下の方法で行い, グラジオメータの設計値と実験値を比較した。バランス測定と同一のソレノイドコイルを用いて磁気シールドルーム内で感度測定を行った。磁場勾配が検出できるようにソレノイドコイルの中心と 2 個の検出コイルが一直線上に並ぶように設置した (図 3. 7)。

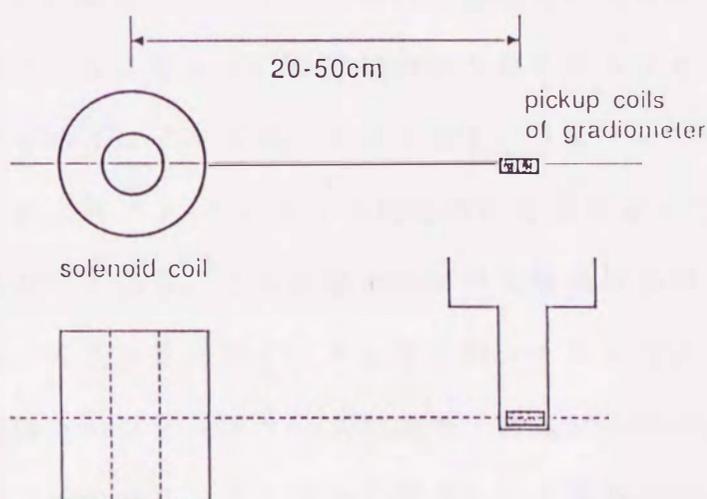


図 3. 7 感度校正法

測定では、ソレノイドコイルとグラジオメータの間隔を20 cmから50 cmの間で変化させた。実験の結果、 $1.8 \times 10^{-8} \text{ T/m/V}$ の磁場感度（1次勾配）が得られた。平面型グラジオメータの感度は、ベースライン方向に1次勾配をもち、ベースラインと直交方向に一樣な磁場中においた場合のSQUID出力と磁場勾配の比である。

また、次の計算式を用いて設計値から磁場勾配電圧変換係数（=G）が求められる。

$$G = \{ a^2 (a + d) \}^{-1} \{ 2 (L_i + L_p) / M_{is} \} (M_m / R_f) A^{-1}$$

ここで、 $a$ は検出コイルの辺の長さ、 $d$ は2個の検出コイルの間隔、 $R_f$ はフィードバック回路のフィードバック抵抗、 $A$ はエレクトロニクス最終段のバッファアンプのゲインを示す。それぞれの定数は、 $a = 6 \text{ mm}$ 、 $d = 2 \text{ mm}$ 、 $L_i (= L_p) = 38 \text{ nH}$ 、 $M_m = 50 \text{ pH}$ 、 $A = 10$ 、 $M_{is} = 2 \text{ nH}$ 、 $R_f = 100 \text{ K}\Omega$ である。計算の結果  $G = 1.3 \times 10^{-8} \text{ T/m/V}$ が得られた。実験値と計算値はおよそ一致しており、その差は入力コイルとSQUID本体間の結合インダクタンス（ $M_{is}$ ）を測定値ではなく計算値で求めたことによると思われる。

図3.8(a)に磁気シールドルーム内で測定したSQUIDグラジオメータのノイズスペクトラムを示す。商用電源から発生する50 Hzの雑音とその高調波のピークを除けばノイズは、1 Hzで $1.5 \times 10^{-5} \Phi_0 / \sqrt{\text{Hz}}$ 、600 Hzで $2.5 \times 10^{-6} \Phi_0 / \sqrt{\text{Hz}}$ と低周波になるに従って徐々にノイズが増加している傾向が見られる。この結果から磁場勾配分解能は、1 Hzで $11 \text{ pT/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ 、600 Hzで $1.8 \text{ pT/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ であった。さらに、グラジオメータをNbのシールドケースに入れ、磁気シールドルーム内でノイズ測定を行なった。その結果、50 Hzの雑音とその高調波のピークは減少していたが、その他については同様の結果を得た。このことからこれらのノイズは、

素子雑音とエレクトロニクス雑音を含めた S Q U I D システムの雑音と思われる。平面型グラジオメータで測定した簡易型の電磁シールドルーム内のノイズスペクトラムを図 3. 8 ( b ) に示す。磁場勾配分解能は、 $2 \text{ Hz}$  で  $20 \text{ pT/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ 、 $1 \text{ kHz}$  で  $2 \text{ pT/m}/\sqrt{\text{Hz}}$  であった。低周波における雑音の増加と  $50 \text{ Hz}$  とその高調波のピークは、外部雑音の空間的磁場勾配が強いことを示している。

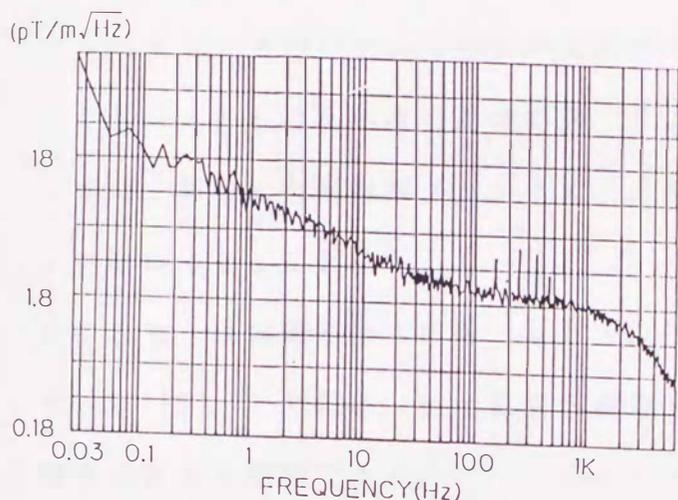


図 3. 8 ( a ) 磁気シールドルーム内で測定したノイズスペクトラム

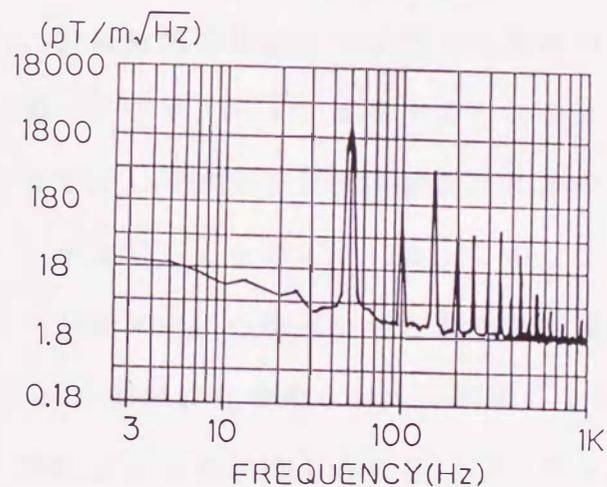


図 3. 8 ( b ) 簡易型電磁シールドルーム内で測定したノイズスペクトラム

### 3-6 結言

本章では、薄膜集積化技術を使って S Q U I D 本体と磁場検出コイルを 1 枚のシリコン基板上に集積化した高感度な一次微分平面型 D C - S Q U I D グラジオメータを設計・作製し、性能を調べた。その結果ほぼ設計値通りの感度を

持つことを確認した。また、通常の実験室でも作動することを確認した。

磁気シールドルームと簡易型電磁シールドルーム内で測定したグラジオメータのノイズスペクトラムを比較すると、50 Hzとその高調波を除いては白色雑音レベルの値がほぼ同じである。このことは簡易型電磁シールドルーム内の50 Hz成分を除いた外部磁気雑音は、今回作製した平面型グラジオメータによってほぼ除去されていることを示唆している。このことは、作製した平面型グラジオメータのバランス特性が充分であることを示している。したがって、

50 Hzとその高調波の対策を講じることによって磁気シールドルームを用いずに、開発した平面型グラジオメータを用いて生体磁気計測が可能なシステムを構築できることを示している。

ところで、生体磁場は主に数10 Hz以下の低周波域の周波数成分を多く含んでいる[13]。このため、生体磁場計測用SQUIDグラジオメータの低周波域雑音は重大な問題である。

音刺激誘発脳磁界の空間分布を検討した結果から、脳磁波測定が可能な平面型グラジオメータを開発するための必要条件として、最小磁場勾配分解能は $1 \text{ pT/m}/\sqrt{\text{Hz}}$ 以上、検出コイルのベースラインは約20 mm以下であることが望ましいと考えられる。このことから考えると作製した一次微分平面型グラジオメータの低周波域の最小分解能は脳磁波計測にはまだ不十分である[14, 15]。低周波域の雑音レベルが高い1つの原因として、フラックスストラップの影響によるものが考えられる[16]。Washington等は、Nbの超伝導細線の幅を狭くすることによりフラックスストラップが起こりにくくなることを報告している[17]。従って、超伝導ループを幅の狭い線で構成することにより、フラックスストラップの影響を低減できると推測される。また、SQUID本体のノイズを減少させる、測定対象物に対応して磁場検出コイルのコイル面積を大きくする、ベースラインを変化させる等の対策を講じることによって、必要

な最小磁場分解能は充分得られると考えられる。

## 参考文献

- [1]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:  
"生体磁場計測用1次微分平面型グラジオメータ", 電子情報通信学会論  
文誌, Vol. J73-D-II, No. 7, pp1054-1064, (1990)
- [2]Jukka Knuutila, Matti Kajola, Heikki Seppa, Risto Mutikainen, Jorma  
Salmi: "Design, Optimization, and Construction of a DC SQUID with  
Complete Flux Transformer Circuits", J. Low Temp. Phys., vol. 71, pp.  
369-392 (1988)
- [3]S. Kohjiro, K. Enpuku, K. Yoshida, K. Yamafuji: "Thin-film Gradiometer  
with large- $\beta$  DC-SQUID", 6-th International Conference on Biomag-  
netism, pp. 442-445 (1987)
- [4]M. B. Ketchen, J. M. Jaycox: "Ultra-Low-noise tunnel junction dc SQUID  
with a tightly coupled planar input coil", Appl. Phys. Lett., vol. 40,  
no. 8, pp. 736-738 (1982)
- [5]N. Ohkawa, T. Noguchi, K. Hamanaka: "Planar DC-SQUID with a Damping  
Resistor", Jpn. J. Appl. Phys., vol. 24, no. 10, pp. L798-L800 (1985)
- [6]S. Kosaka, A. Shoji, M. Aoyagi, F. Shinoki, S. Tahara, H. Ohigashi, H. Nak-  
ahara, S. Takada, H. Hayakawa: "An Integration of All Refractory  
Josephson Logic Circuit", IEEE Trans. Magn., vol. MAG-21, no. 2, pp.  
102-109 (1985)
- [7]S. Kosaka: Advanced in Cryogenic Engineering Materials 32, 507,  
Edited by R. P. Read and A. F. Claark (Plenum Publishing Corp., 1986)

- [8] H. Nakagawa, I. Kurosawa, S. Takada, H. Hayakawa: "Josephson 4-bit Digital Counter Circuit Made by NbN/Al-oxide/Nb junctions", IEEE Trans. Magn., vol. MAG-23, no. 2, pp. 739-742 (1987)
- [9] S. Kosaka, A. Shyoji, M. Aoyagi, Y. Sakamoto, F. Shinoki, H. Hayakawa: "PECVD SiO<sub>2</sub> Film as a Junction Isolation for All Refractory Josephson IC", IEEE Trans. Magn., vol. MAG-23, no. 2, pp. 1389-1392 (1987)
- [10] H. Nakagawa, K. Nakaya, I. Kurosawa, S. Takada, and H. Hayakawa: "Nb/Al-oxide/Nb Tunnel Junctions for Josephson Integrated Circuit", Jpn. J. Appl. Phys., vol. 25, no. 1, pp. L70-L72 (1986)
- [11] H. Nakagawa, S. Kosaka, I. Kurosawa, M. Aoyagi, Y. Hamazaki, Y. Okada, S. Takada: "A Josephson 4-bit Processor for a Prototype Computer", Extended Abstract of ISEC '89 (Tokyo), pp. 387
- [12] M. Nakanishi, M. Koyanagi, S. Kosaka, A. Shoji, M. Aoyagi, F. Shinoki: "Integrated DC-SQUID magnetometer", Jpn. J. Appl. Phys., vol. 26, no. 7, pp. 1050-1055 (1987)
- [13] S. J. Williamson and L. Kaufman: "BIOMAGNETISM", Journal of Magnetism and Magnetic Materials, vol. 22, pp. 129-201 (1981)
- [14] G. L. Romani, S. J. Williamson, L. Kaufman: "Tonotopic Organization of the Human Auditory Cortex", Science, vol. 216, pp. 1339-1340 (1982)
- [15] R. M. Chapman, R. J. Ilmoniemi, S. Barbanera, G. L. Romani: "Selective Localization of Alpha brain Activity with Neuromagnetic Measurements", Electroenceph. clin. Neurophysiol., 58, pp. 569-572 (1984)
- [16] Roger H. Koch, John Clarke, W. M. Goubau, J. M. Martinis, C. M. Pegrum, D. J. Van Harlingen: "Flicker (1/f) Noise in Tunnel Junction DC Squids", J. Low Temp. Phys., vol. 51, pp. 207-224 (1983)

[17] M. A. Washington, T. A. Fulton: "Observation of flux trapping threshold in narrow super-conducting thin films", Appl. Phys. Lett., vol. 40, no. 9, pp. 848-850 (1982)

## 第4章 生体磁気計測用DC-SQUIDシステム

### 4-1 はじめに

第2章、第3章でそれぞれ同軸型DC-SQUID磁束計、集積化平面型DC-SQUIDグラジオメータについて述べたが、生体磁気計測を精度良く行うにはSQUID素子の開発だけでなく周辺技術の開発が必要である。

DC-SQUID磁束計は高感度であるため地磁気や環境磁気雑音の遮蔽が必要であると共に、磁場源の位置推定精度を良くするためにSQUIDセンサ設定精度を良くする必要がある。そのためには居住性と価格を考慮した高透磁率金属( $\mu$ メタル)を用いた磁気シールドルームの開発、および、SQUIDセンサをマウントした際のデュワーと被験者とを高精度に固定するためのガントレー・ベッドの開発が必要である。ガントレー・ベットには非磁性の材料を用いることが必要である。さらに熱磁気雑音が少なく、液体Heの蒸発量の少ないクライオスタットの開発も必要である[1][2][3][4]。

クライオスタット(プローブ・デュワー)、磁気シールドルーム、ガントレー・ベッド等を開発し、それらを統合した生体磁気計測システムを構築し、システム雑音を測定することにより、このシステムが生体磁気計測に応用できるかどうかの評価を行なった。

### 4-2 クライオスタット(プローブ・デュワー)

プローブの材質には、液体Heの蒸発量を減らすために熱伝導率が悪く、また磁気雑音やジョンソン電流雑音による磁気雑音が生じないように非金属でか

つ非磁性材料であることが望まれる。また、冷却時の熱収縮により、デュワー底面と検出コイル間との間隔に変化が生じないように、プローブの材質の大部分はデュワーと同じ材質のFRPで作製している。作製したシステムの場合、プローブの上部に4層からなる熱遮蔽層を設けることにより、Heの蒸発量を減少させている。SQUID素子は外部磁場からの影響を除くためにNbのシールドケース管の中に設置されている。SQUID素子はガラスエポキシ樹脂の基板の上に置かれている。基板には図4.1に示すように超伝導材料であるPbSn配線がされている。SQUID素子の端子と基板上的端子間は、PbInワイヤーボンディングで超伝導接続されている[5]。検出コイルは、直径19mm、ベースライン30mmで1ターンのNbTi線で巻かれた同軸型一次微分コイルである。1個の検出コイルを中心にして周囲に6個検出コイルが配置されている。各検出コイル中心間の距離は、21.5mmである。図4.2に検出コイルの配置を示す。測定時に検出コイルに流れる超伝導電流による各チャンネル間の相互干渉の影響を避けるために、コイルとコイルの最接近距離は2.5mmとした[3]。

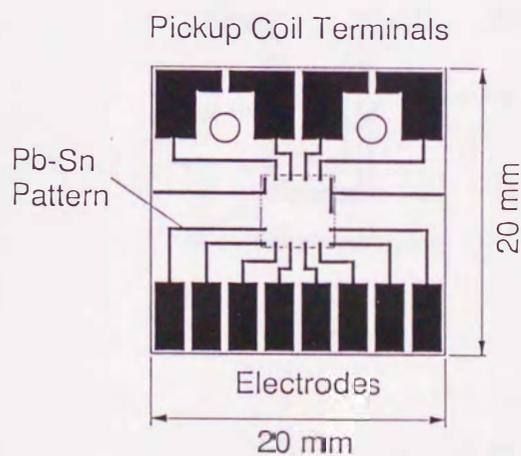


図4.1 ガラスエポキシ基板

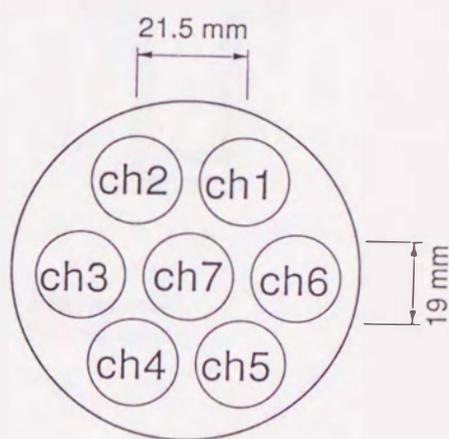


図4.2 検出コイルの配置図

デュワーは生体磁気計測用に、底部断熱層を薄くして検出コイルと磁場源との近接度を高めている。また断熱層に用いられている熱遮蔽板やスーパーインシュレーションを少なくして熱磁気雑音を減少させている。しかし、熱遮蔽板やスーパーインシュレーションを少なくすると液体Heの蒸発量が多くなるので簡単に減らすことは出来ない。各種のデュワーの構造を図4.3に示す。底部からの熱磁気雑音を少なくするためにBタイプを使用している[6]。作製したデュワーの寸法は、外径：370mm、テイル部分の外径：130mm、全長：900mmで、液体Heの有効容量は20リットルである。プローブを装着した時の液体Heの消費量は、約200cc/hrであり、図4.4に示すように連続4日間の測定が可能である。プローブとデュワーの構成を図4.5に示す[3][6]。

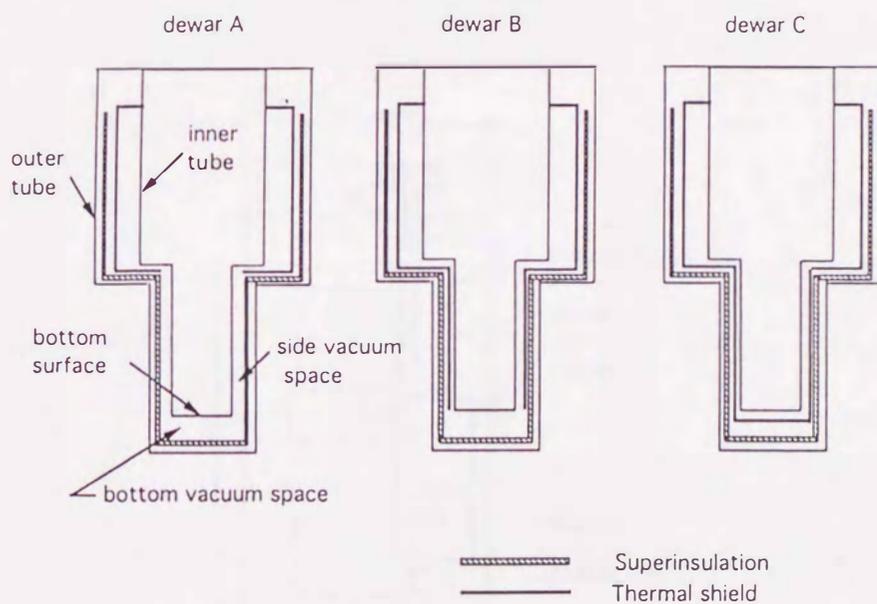


図4.3 各種デュワーの構造

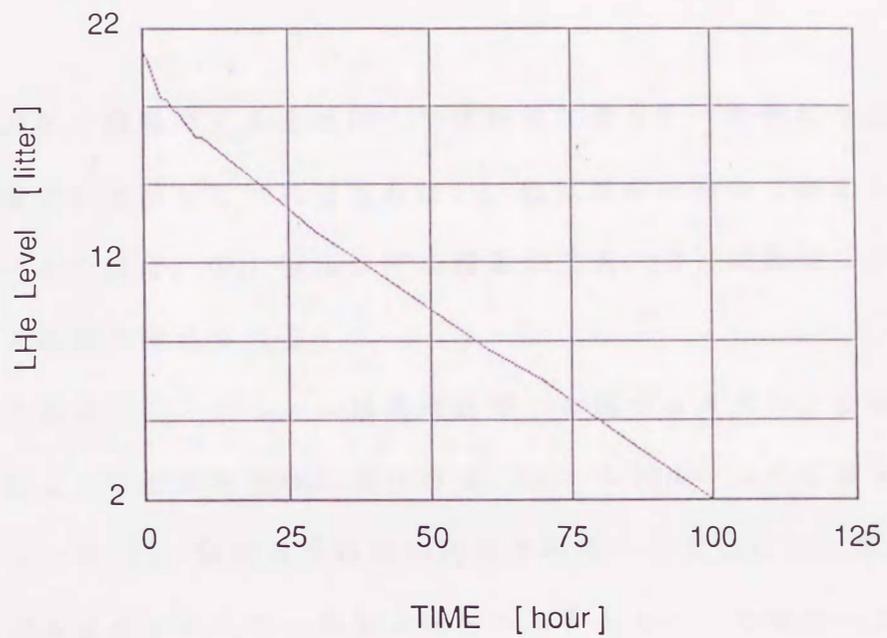


図 4. 4 ヘリウム蒸発量の時間変化

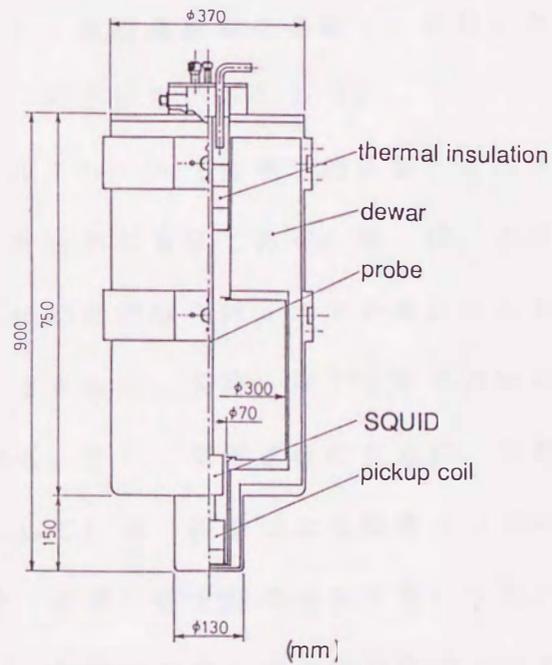


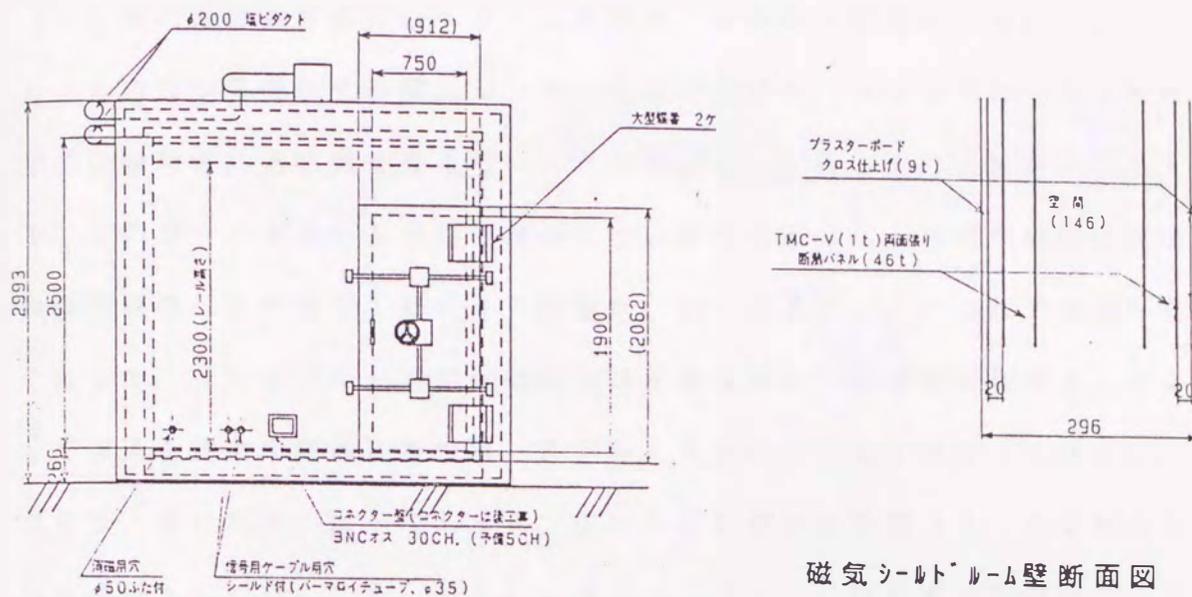
図 4. 5 プロブとデュワールの構成図

### 4-3 磁気シールドルーム

生体磁気は微弱であるために、生体磁気計測を行うためには地磁気を含む環境磁気雑音を除去しなければならない。磁気雑音の除去方法には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。

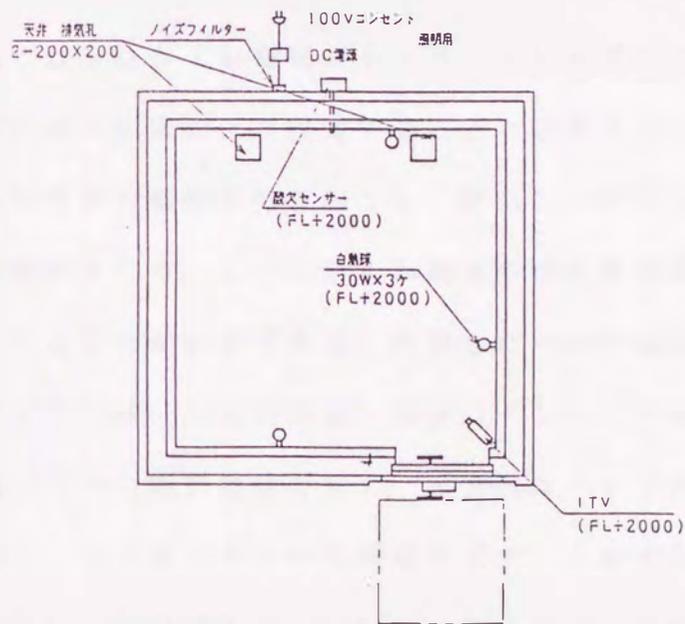
従来の磁気シールドルームは高透磁率の金属 ( $\mu$ メタル) を壁材として用いることによって磁束を壁材に集中させ、シールドルーム内に磁束の少ない空間を作っている[8]。脳の高次機能の研究や医療への応用には、磁気シールドルームには磁気遮蔽された微小磁場空間を作るとともに、被験者へ生理的にも心理的にも圧迫を与えない空間を提供することが必要である。RF帯域の電磁波雑音はSQUIDの特性を劣化させることが実験的に明らかにされている[9]。通常、磁気シールドルームは高透磁率金属材料 ( $\mu$ メタル) を採用しているが、遮蔽材料の導電率は低く、RF電磁波の遮蔽は充分ではない。このため低周波磁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。通常アルミニウムや銅を使った電磁シールドが用いられる[10]。

作製した磁気シールドルーム(竹中工務店製)を図4.6に示す。外形3.15m、内形2.56mの立方体である。壁、床、天井は46mmの軽量パネルの両面に厚さ1mmの高透磁率材  $\mu$ メタルを貼った0.9m $\times$ 2.4mのパネル2層を、壁で146mm、天井・床で100mmの空気層を挟んで組み立てる構造になっている。また、電磁遮蔽のために、外側パネルの  $\mu$ メタルに35 $\mu$ mの銅箔を挿入している。振動による磁気ノイズの影響を考慮して、磁気シールドルームの壁(扉側)を上階のコンクリート梁に固定して、シールドルームの固有振動数が、計測の対象とする周波数帯より高くなるようにした。また、シールドルームから約7m離れた空調機からダクトを接続して、シールド



磁気シールドルーム壁断面図

磁気シールドルーム立面図



磁気シールドルーム平面図

図 4. 6 磁気シールドルームの構成

ルーム内の温度調整を行いヘリウム充填時、計測時の安全のために、シールドルーム内に空気吸引式の酸素センサーを取り付けた。シールドルームの内外の壁には被験者に違和感を与えないように柔らかい配色の内外装材が貼られている。このシールドルームの性能評価について次に述べる。外部地磁気に対する残留静磁場は扉付近で100 nTあるが、シールドルーム中心部でほぼ50 nT以下で、シールドルームの外側からコイルを用いて磁場を印加することによって求めた遮蔽率周波数特性は、X方向、Y方向とも34 dB (1 Hz)、52 dB (60 Hz)以上であった。また、RF周波数帯域(0.05 MHz - 30 MHz)においても、MIL-STD-285に準拠する測定法で、50 dBを上回っていることが確認された[11][12][13]。

#### 4-4 ガントレー・ベッド

生体磁気測定ではSQUID磁束計をマウントしたクライオスタットを被験者の任意の測定位置に配置および固定することが重要である。ガントレーの振動はSQUID磁束計の振動を引き起こし、磁気シールドルーム内にある静磁場を横切り磁気雑音となる。このため生体磁気の信号周波数域に振動モードが立たないようにすることが必要である。作製したシステムのクライオスタットを保持するガントレーは、Y方向移動、傾き、デュワーの回転、ガントレーの回転、上下移動と5つの駆動機構を有し、X方向はベッドの移動で行なうようにしている。図4.7にガントレーの構成を示す。このガントレーにおいては、構成部品に磁性体は一切使用していないが、強度を得るためにアルミニウムと燐青銅を使用している。ベッドは木製でできている[11]。

生体磁気計測の特徴の1つとして活動部位の同定が可能であることが挙げられる。磁場計測結果からの活動部位の位置推定には被験者に対する検出コイル

位置の設定精度が影響する。本ガントレーの移動設定精度は1 mm以内である。

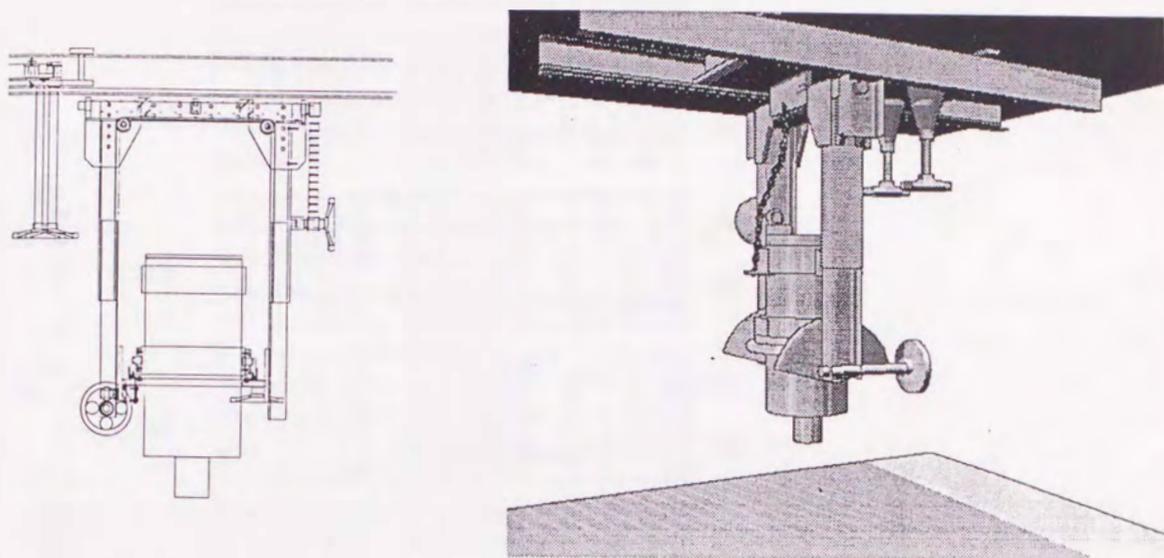


図 4. 7 ガントレーの構成

#### 4-5 システムノイズ

開発したクライオスタット（プローブ・デュワー）、磁気シールドルーム、ガントレーを用いてDC-SQUIDシステムのノイズを測定した結果を図4.8に示す。このときの検出コイルは、直径19 mm、ベースライン30 mmである。60 Hzの商用電源とその高調波が見られるだけで、最小磁場分解能は $20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ であり、振動モードは現れていなかった。このことから、デュワー内に設置したプローブの振動、およびデュワーを設置するガントレーの振動の影響は十分少ないと考えられる。

しかし、SQUID単体雑音から換算した最小磁場分解能は、約 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ であり、システムの測定ノイズ結果よりも悪い。これに関連して、本システムのノイズの主な原因としてデュワーのノイズが考えられるが、今後確認しなければならない[7]。

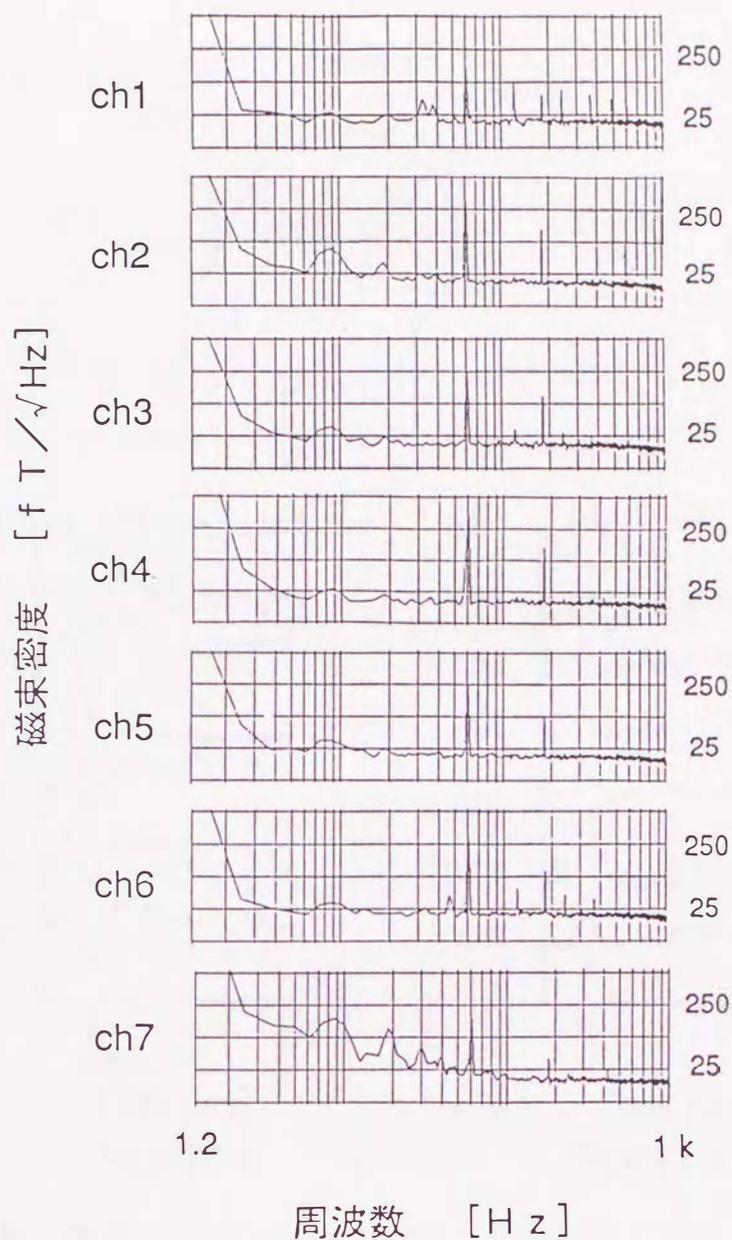


図 4. 8  
DC-SQUID  
システムのノイズ

このシステムを用いて磁気シールドルーム内で聴性誘発脳磁図の測定を行った。図 4. 9, 図 4. 10 はそれぞれ聴性誘発脳磁図の測定位置と測定結果を示します。刺激音は 1 kHz のトーンバースト音で、持続時間 500 ms, 刺激間隔 2 s である。測定には 0.5 - 5.7 Hz の帯域フィルターとノッチフィルター (60 Hz) を使用し、50 回加算した。刺激から 100 ms 後に現れる  $N 100_m$  のピークが反転しており、磁束の湧き出しと沈み込みの現象を捉えている。横軸は時間、縦軸は磁束密度を示す。以上のことから本システムが脳磁図計測に十分使用可能な性能を有していることがわかった [3, 14, 15, 16]。

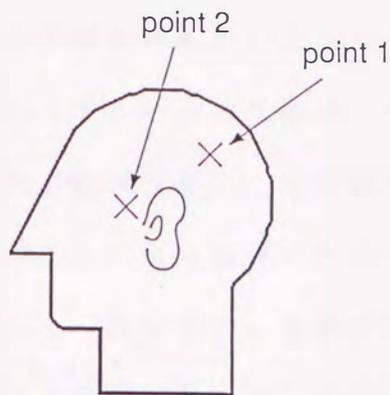


図 4. 9 聴性誘発脳磁図の測定位置

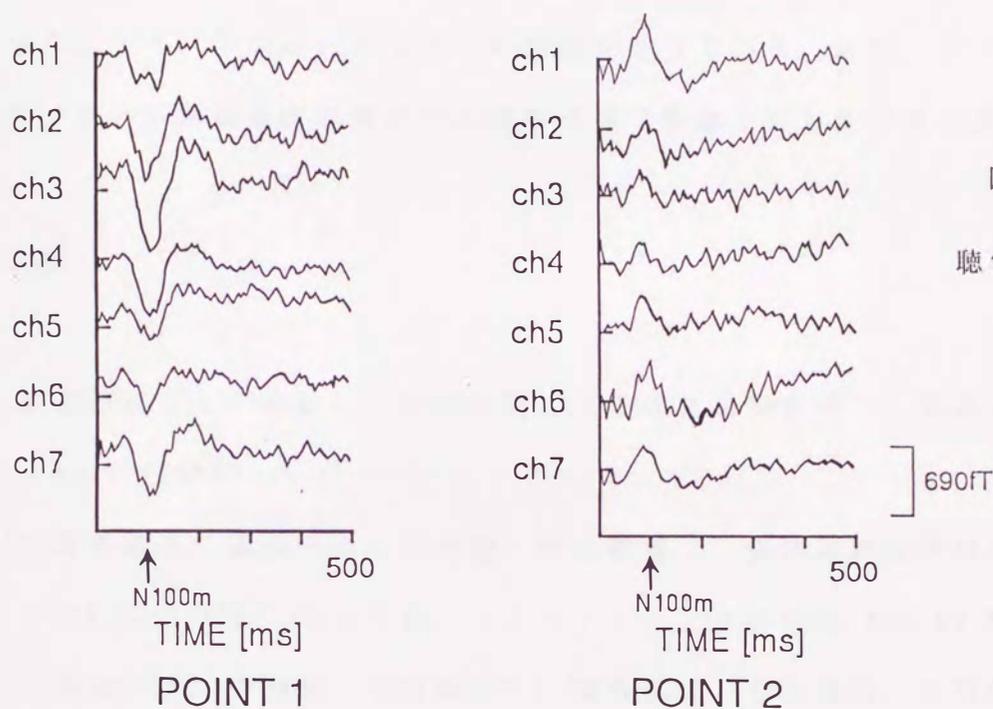


図 4. 10  
聴性誘発脳磁図の  
測定結果

#### 4-6 結言

本章では、DC-SQUIDシステムを構成するのに必要な要素技術であるクライオスタット（プローブ・デュワー）、磁気シールドルーム、ガントレー・ベッドについて述べた。

液体Heの蒸発量が少なく、DC-SQUIDシステムが4日間連続使用が可能なクライオスタットが作製できることを確認した。シールドルーム内の温度調整を可能にし、ヘリウム充填時、計測時の安全のために、シールドルーム内に空気吸引式の酸欠センサーを取り付けた。さらにシールドルームの内外の

壁には被験者に違和感を与えないように柔らかい配色の内外装材を貼付した。作製した磁気シールドルームの性能は、中心部で残留静磁場が50 nT, 60 Hzで50 dBの遮蔽率であり、生体磁場計測に充分適用できることを確認した。また、シールドルームに設置した5つの自由度を有するガントレーは非磁性の材料で作製した。ガントレー自体の振動は本測定では検出できない程度におさえられていることがわかった。しかし、デュワーの雑音レベルはまだ高く、さらにノイズの少ないデュワーの開発が必要である。また、本DC-SQUIDシステムが脳磁図計測に十分使用可能な性能を有していることを確認した。

## 文献

- [1]葛西直子：“SQUID磁束計による生体磁場計測”，低温工学，Vol.26 No.5（1991）
- [2]葛西直子，茅根一夫，石川登，池田顕蔵：“生体磁場計測用Dual-SQUID(2x7ch)システム”電気学会，マグネティックス研究会，MAG-92-88，(1992.3.10)
- [3]茅根一夫，中山哲，小田原成計，清水信宏，千葉徳男，矢部悟，安宅龍明，伊良皆啓治，上野照剛：“九州大学脳磁計測用7ch DC-SQUIDシステム”電気学会，マグネティックス研究会，MAG-92-88，(1992.3.10)
- [4]葛西直子：“生体磁場計測システム”，電子技術総合研究所彙報，第56巻 第3号 別冊（1992）
- [5]S. kiryu, T. Ogashiwa, K. Chinone, N. Kasai, H. Kado, N. Ishikawa, M. Nakanishi, and M. Koyanagi: "Pb-In WIRE BONDING FOR SUPERCONDUCTING CONNECTION BETWEEN THIN FILM DC-SQUID AND PICKUP COIL", 7th International conference on Biomagnetism, (1989.8)
- [6]N. Kasai, K. Sasaki, S. Kiryu and Y. Suzuki: "Thermal magnetic noise of

- Dewars for biomagnetic measurements", *Cryogenics* 1993 Vol.33 ,No.2
- [7]葛西直子, 中山哲, 茅根一夫: "2×7チャンネルSQUIDシステム",  
電気学会, 計測研究会, 1993, to be publish
- [8]A.P.Wills: *Phys. Rev.* 9 (1899) 193
- [9]N. Ishikawa, K. Nagata, H. Sato and S. Kiryu, N. Kasai: "Effects of  
Interference on Characteristic of dc SQUID", *Applied Superconduc-*  
*tivity Conference* 1992 to be publish
- [10]石川登, 葛西直子, 賀戸久, 茅根一夫, 樋口正法, 中西正和, 小柳正男,  
三浦甫: "電総研磁気シールドルーム(シールド特性と内部環境)", 電気  
学会, マグネティックス研究会, MAG-89-25, (1989.2)
- [11]佐久間学, 阿部隆之, 原川健一, 東山一勇気, 三原利道, 奥田清明, 山崎  
慶太, 茅根一夫, 伊良皆啓治, 上野照剛: "生体磁気シールドルームの設  
計施工" 電気学会, マグネティックス研究会, MAG-92-88, (1992.3.10)
- [12]佐久間学, 阿部隆之, 山崎慶太, 東山一勇気, 三原利道, 茅根一夫, 伊良  
皆啓治, 上野照剛: "生体磁気計測用磁気シールドルームの研究(その1)  
-磁気遮蔽性能-" 第7回生体磁気学会
- [13]阿部隆之, 佐久間学, 山崎慶太, 東山一勇気, 三原利道, 茅根一夫, 伊良  
皆啓治, 上野照剛: "生体磁気計測用磁気シールドルームの研究(その2)  
-環境振動の影響評価-" 第7回生体磁気学会
- [14]伊良皆啓治, 上野照剛: "睡眠K-Complex脳磁図と聴性誘発脳磁図の信号  
源推定" *日本応用磁気学会誌*, Vol.17, No.2, (1993)
- [15]吉田秀樹, 伊良皆啓治, 上野照剛: "脳磁図による紡錘波の時系列解析と  
その電源モデルの検討" *日本応用磁気学会誌*, Vol.17, No.2, (1993)
- [16]吉浦敬, 増田康治, 内田誠也, 伊良皆啓治, 上野照剛: "味覚刺激による  
誘発電位および脳磁図" *日本応用磁気学会誌*, Vol.17, No.2, (1993)