

第 3 章

3

電気工学研究

狛江研究所電気絶縁部 主任研究員 山崎 健一  
 狛江研究所電気絶縁部 主任研究員 河本 正  
 狛江研究所電気絶縁部長 上席研究員 藤波 秀雄  
 我孫子研究所生物科学部 上席研究員 重光 司

3 - 1 多機能型磁界測定器の開発 ..... 33  
 3 - 2 生体内誘導電流評価 ..... 34  
 3 - 3 生物実験用強磁界発生装置の開発 ..... 38



山崎 健一（1992年入所）  
 電磁界の生物影響研究の電気工学研究に従事している。これまでに、生体内誘導電流評価、多機能型磁界測定器の開発、生物実験用磁界曝露装置の開発、ならびに磁界低減手法の確立に携わった。



河本 正（1974年入所）  
 電力機器、送変電設備の電界・磁界解析に関する研究に従事している。電磁界の生物影響研究においては、生体内誘導電流および磁界低減方策の数値計算評価を担当してきた。



藤波 秀雄（1978年入所）  
 ガス絶縁機器の絶縁技術、送変電設備の電磁環境に関する研究に従事している。電磁界研究では、電力設備周辺磁界評価および低減方策、多機能型磁界測定器の開発、ならびに生物実験用磁界曝露装置の開発に取り組んだ。

重光 司（13ページに掲載）

## 3 - 1 多機能型磁界測定器の開発

### 3-1-1 はじめに

磁界の生物影響を解明する上で、工学研究は生物学的研究、疫学研究と密接なつながりをもっている。工学研究の果たす役割として、各種環境における磁界特性の評価、生体内誘導電流評価、生物実験用磁界曝露装置の設計などが挙げられ、当所の工学研究においては、これらの課題の研究を遂行し、前述の生物学的研究と併せて磁界の生物影響の総合的解明を目指した。本章では、磁界の生物影響研究における電気工学研究の概要を紹介する。また、本節では、電力設備周辺等、環境磁界の測定に用いられる多機能型磁界測定器の開発研究について述べる。なお、本研究で対象とした周波数領域は、商用周波数を中心とする極低周波領域（ELF：Extremely Low Frequency）である。

### 3-1-2 環境磁界の特徴

環境磁界の発生要因としては、送配電線や屋内配線に代表される電力設備からの商用周波磁界、家電機器や産業用電気機器の使用に伴う磁界、および電気鉄道等の輸送システムから生じる磁界、建築物の鉄筋の残留磁気、などが挙げられる。

電流の存在により周囲に磁界が生じ、磁界と電流との関係は、よく知られたビオ・サバルの法則により表される。磁界発生源の形態により、磁界強度は、発生源と磁界観測点との距離の1乗から3乗に逆比例して減衰する。電流路の形態が単線の直線電流の場合、周辺磁界の大きさは、電流の大きさに比例し、距離に逆比例する。また、3相電力線からの磁界は2乗～3乗に、電気製品からの磁界は3乗に逆比例することが知られている<sup>(1)(2)</sup>。

交流磁界の発生源が複数箇所ある場合、ある観測点における磁界は、各磁界発生源からの磁界の寄与のベクトル和となる。3相電力線のように、各発生源からの磁界成分の位相が異なる場合、観測点における磁界の直交3軸の各成分間には位相差が生じる。このとき、磁界ベクトル軌跡は、**図3-1-1**に示すように、ある平面上に存在

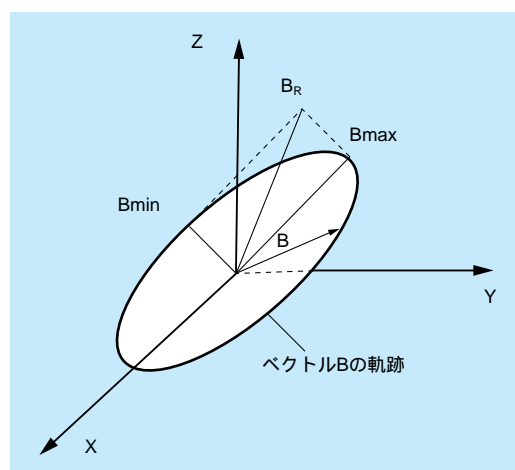


図3-1-1 3次元磁界ベクトルのパラメータの関係

し、単一周波数の場合、楕円状の軌跡を描く<sup>(3)</sup>。これを回転磁界と呼ぶことがある。

このような特徴を有する3相電力線周辺磁界を正確に記述するためには、楕円ベクトルに関連する各パラメータ、すなわち、合成磁界 $B_R$ 、楕円半長径の実効値 $B_{max}$ 、楕円半短径の実効値 $B_{min}$ 、および直交各軸の実効値 $B_x$ 、 $B_y$ 、 $B_z$ などを知る必要がある。

### 3-1-3 多機能型磁界測定器の開発<sup>(4)</sup>

先に、3相電力線周辺磁界を正確に記述するためのパラメータについて述べた。これらのパラメータを知るために、磁界測定器には、これらのパラメータを測定可能であることが要求される。しかしながら、各パラメータを簡便に測定可能な測定器はなかったことから、本研究では、新たに多機能型磁界測定器として開発を行うことにした。

磁界測定センサ方式として、誘導コイル（サーチコイル）方式、ホール素子方式、フラックスゲート方式、磁気抵抗方式、磁気発振方式、磁気共鳴方式、量子干渉素子（SQUID）方式などがあるが、回路が簡素で小型化できることから、ここでは誘導コイル方式を用いることとした。

誘導コイル方式は、電磁誘導作用により誘導コイル（サーチコイル）に鎖交する磁束の大きさの時間変化に

対応した誘起電圧を測定するもので、周波数、コイルの巻数、磁束密度のコイル面に垂直な成分、およびコイルの面積にそれぞれ比例した出力が誘導電圧として得られる。微小な環境磁界の測定に十分な感度を得るために、巻数を増やし、強磁性体である鉄をコイルの心に用いた。また、出力は周波数に比例するため、積分器を用いてフラットな周波数特性となるように信号処理をしている。

センサコイルは直交3軸方式を採用し、演算によりBmaxおよびBminを測定可能とした。開発した測定器の外観を図3-1-2に、仕様を表3-1-1に示す。本測定器



図3-1-2 開発した多機能型磁界計の外観

により、合成磁界の実効値  $B_R$ 、各軸成分およびBmax、Bminなど図3-1-1に示した3次元磁界ベクトルを記述するためのパラメータが測定可能であり、楕円磁界の形状を知ることができる。なお、周波数帯域は、商用周波のみの狭帯域を基本とし、10kHzまでの広帯域モードも機能に追加している。

表3-1-1 開発した多機能型磁界計の仕様

センサ部	3軸直交コイル内蔵（鉄心）
測定強度	0.01 $\mu$ T (0.1mG) ~ 2mT (20G) (自動レンジ切替)
分解能	最小レンジで0.01 $\mu$ T (0.1mG)
周波数（選択）	1) 商用周波狭帯域 (50Hzまたは60Hzを選択可能) 2) 広帯域 (10Hz ~ 1kHz)
測定パラメータ	各種実効値 周波数 (Z軸) 軸間相差 (Z軸-X軸、Z軸-Y軸)
演算パラメータ	Bmax, Bmin (狭帯域時のみ) $B_R$ (Resultant磁界)
表示パラメータ	1) Bx, By, Bz 2) $B_R$ , Bmax, Bmin (Bmax, Bminは狭帯域時のみ)
電源	006P9V電池 1個 バッテリー残量表示付
サイズ	200mm * 80mm * 55mm
重量	750g (電池含む)

## 3 - 2 生体内誘導電流評価

### 3-2-1 研究の経緯

低周波電磁界の生体作用を明らかにする研究においては、生物試料を用いて直接的に影響の有無を調べる際に、電磁界の物理的性質のうち、何が指標となり、生体のどの部位あるいは機能に作用するかということに着目する必要がある。また、各機関で行われる生物実験結果の比較や解釈の際、作用量（ドーズ）としての磁界暴露条件が十分に明確化されることが求められる。このため、電磁界の大きさや特性および2次的に体内に誘導される電界・電流の特性を正確に把握することの重要性が認識されている。

現在考え得る磁界の生体作用メカニズムとしては、磁界が直接生体に作用するものとする考え方よりも、2次的に生体中に誘導される電流の効果によるものとする仮説が多く受け入れられており、各機関によって暫定的に定められているガイドライン等<sup>5)</sup>においても、外部磁界の生体影響の指標として体内誘導電流が用いられている。すなわち、生体中の情報伝達に電気が用いられているため、誘導電流密度が10mA/m<sup>2</sup>を超えると情報伝達に何らかの影響を与えるものとするもので、許容磁界の基準値を決定する際にこの誘導電流密度から安全率を見込んで外部磁界が算出される。この際の人体の模擬としては、単純な単一媒質モデルが想定されることが多いが、実際の人体内部は臓器や組織ごとに導電率が異なり、電流分布もそ

これらの影響を受け、複雑なものとなっていることが予想される。

このように、人体中の誘導電流分布を正確に把握することが強く求められているものの、これを生体中で計測することは現状では不可能なため、多くは数値計算に頼っている状況である。これまでに、インピーダンス法<sup>(6)</sup>境界要素法<sup>(7)</sup>、有限差分法<sup>(8)</sup>、TRIFOUコード（有限要素法+境界要素法）<sup>(9)</sup>などの数値計算手法を人体モデルに適用した多くの論文が発表されており、生体内の誘導電流分布の計算結果が示されてきた。これらの数値計算における問題点は、人体のモデル化についての妥当性であり、計算結果の実証ができないことに由来する。ラットなど動物に対して微小プローブを用いて誘導電流の実測を行っている Miller らの研究<sup>(10)</sup>もあるが、数値計算との対比はなされていない。数値計算における人体モデルのうち、解剖学的な3次元形状についてはMRI画像に基づく数値データなど確かなものも用いられているものの、最も重要と考えられる各臓器、組織の電気的性質すなわち導電率については、論文ごとに大きな差異が見受けられ、人体のモデリングにおける根本的な問題が解決していない。なお、Gabrielらにより統一的な手法により各臓器の導電率の実測を行った論文が発表されているが<sup>(11)</sup>、低周波領域においては、誤差が大きいことが指摘されている。

当所の研究においては、はじめに微小プローブを用いて、2媒質モデル中の誘導電流分布の把握を行い、また同モデルに対する電荷重畳法の適用による数値計算手法の開発などを行い、生体内誘導電流評価のための測定・数値計算手法を整備するとともに、単純な多媒質系での誘導電流特性を明らかにした<sup>(12)</sup>。次のターゲットとして人体全体に対する誘導電流分布を明らかにすることを目標とし、多媒質系における誘導電流分布の基本的な特徴を把握するための検討を行なった。以下にその内容について述べる。検討事項は以下の通りである。

- 1) 数値計算手法の開発（3次元表面電荷法）
- 2) 回転対称形状により模擬した人体モデル構築
- 3) 人体内誘導電流分布評価

### 3-2-2 数値計算手法

当所の研究では、磁界による誘導電流の計算に、表面

電荷法<sup>(13)</sup>を適用した。これに基づき、新たに三角形表面電荷法による3次元誘導電流計算コードを開発し<sup>(14)</sup>、これを人体モデルへ適用することにした。電荷重畳法や表面電荷法による計算手法は、境界分割型の計算手法であり、各臓器などの人体構成要素の表面のみを模擬すればよく、人体内全体を3次元要素により分割する必要がある領域分割型の計算手法である有限要素法と比較して、入力データ数が少なく、入力データの作成が容易である。また、構成要素の位置の移動や大きさを変化させて計算することも容易である。一方、曲面を三角形要素で模擬するため、表面近傍では誤差が大きくなることに注意が必要となる。

本数値計算手法による誘導電流計算において基礎となる方程式は、マクスウェルの方程式および構成方程式より導かれる電界の式であり、これに媒質間の境界条件を与えて解く<sup>(15)</sup>。表面電荷法では、電気スカラーポテンシャルとその勾配を表面電荷による作用として表わし、表面電荷の電荷量を未知数として計算する。今回開発した計算コードにおいては、電界も同時に存在する場に対しても適用可能である。

### 3-2-3 人体モデルの構築

人体内部のような多媒質系における誘導電流分布の基本的な特徴を把握するために、表面電荷法の適用に適した形状である回転対称形の要素の組み合わせによる人体モデルを構築した。模擬した臓器は、脳、心臓、肺、肝臓、腸の5臓器であり、それぞれ回転楕円体で模擬した。また頭部は球、胴体は回転楕円体で模擬した。肺については、実際は心臓を取り囲むように配置されているが、今回は心臓の両側に独立して存在するものとして模擬した。また、身長は1.7mとし、両腕は省略し、脚部は1本の円筒により模擬した。胴体の腹まわりの外径は270mmとした。すなわち胴体部に仮定できる最大の円ループは半径135mmのループである。構築したモデルと各臓器の形状とメッシュ形状を図3-2-1に示す。人体モデル全体の節点数は2265個、三角形要素数は4400個、未知数の数は2265個である。計算位置としては、磁界方向と直交する指定断面全体において、10mm間隔で計算点を設けた。

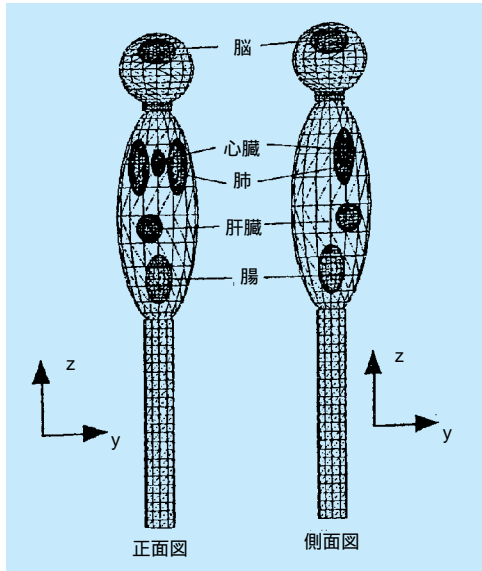


図3-2-1 人体モデルの形状

### 3-2-4 人体モデル内誘導電流評価

先に述べたように、生体各部位の導電率の値については種々の出典が混在しているため、誘導電流分布に対して大きな影響を与えることが予想され、本研究では人体モデル内誘導電流の評価として、導電率の違いが誘導電流分布に与える影響に着目した検討を行なった。

人体モデルの各部位に与える導電率の値として、代表的な3つの文献<sup>(6)~(8)</sup>において用いられている生体各部位の導電率の値を用いて比較を行うことにした。これらの導電率の値を表3-2-1に示す。比較のために一様媒質モデルとして、人体全体に同一の導電率0.2S/mを与えた。次に、モデルAとしては、文献<sup>(7)</sup>に用いられている値を基本的に用いた。この値は、文献<sup>(9)</sup>で用いられている値とほぼ同一である。これらの文献では、臓器部分以外の導電率として0.1S/mが用いられているが、この値は肺と肝臓の導電率と同一であり、見かけ上臓器が存在しな

表3-2-1 計算に用いた人体各部位の導電率

単位：S/m

	一様媒質	モデルA	モデルB	モデルC
脳	0.2	0.75	0.06	0.10
心臓	0.2	0.70	0.10	0.11
肺	0.2	0.10	0.08	0.04
肝臓	0.2	0.10	0.07	0.13
腸	0.2	0.03	0.50	0.11
他部位	0.2	0.11	0.35	0.52
			(筋肉)	(筋肉)

いことになるため、ここでは臓器部分以外の導電率を0.11S/mに変更して用いた。モデルBは、Dawson・Stuchlyらの後期の文献<sup>(8)</sup>で用いられている値であり、Gabrielらの測定結果を一部引用したものである。モデルCは、ユタ大学のデータに基づくもので、文献<sup>(6)</sup>において用いられているものである。引用する導電率のデータの違いによって、生体各部位の導電率の値は大きく異なっており、特にモデルAと他の2つ(モデルB,C)との差が際立っている。

磁界条件および評価項目は以下の通りである。まず、磁界条件として、図3-2-1に示した直交3軸を定義し(X軸：人体の正面 - うしろ方向、Y軸：人体の側面 - 側面方向、Z軸：人体の直立方向)、それぞれの軸方向の一樣磁界を別々に考えた。すべて磁束密度は1μT(実効値)とし、周波数は50Hzとした。

はじめに、人体全体の誘導電界・電流分布を把握するために、磁界方向に直交する断面における誘導電界分布を求めた。次に各臓器に着目し、モデルの違いに対する誘導電流の大きさの比較を行った。

人体全体の誘導電界・電流分布の計算結果の一例を図3-2-2に示す。これは、磁界方向がY軸方向の時、これに直交する人体断面における人体全体の誘導電界分布を等高線(等電界位置を結んだもの)により3軸方向の磁界に対して示すものであり、4種類のモデルについて比較している。断面の位置は人体の中心断面(Y=0面)とした。計算位置の断面には心臓が存在するため、この周囲の電界分布が乱れているのが特徴である。

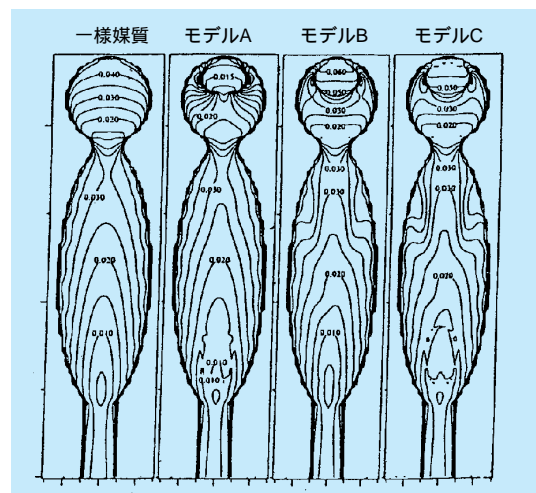


図3-2-2 磁界の直交する断面における誘導電界分布の例

もう一例の図3-2-3は、Z方向磁界に対し、モデルAの心臓中心断面（Z=1250mm）における誘導電界ベクトルの分布を示したものである。誘導電流ベクトルはこれらの電界ベクトルに導電率を乗じたものとなり、ベクトルの方向は同じである。このケースでは、心臓へ集中する成分が示されており、すなわち臓器の膜にぶつかる誘導電流成分があり、今回模擬していない膜の電気的特性によっては、分布に大きな変化が生じる可能性を示唆するものである。

次に、各臓器の誘導電流の大きさに着目した検討を行った。磁界方向はこれまでの検討と同じように3軸方向をそれぞれ独立に考えた。対象とする臓器は、人体モデルにおいて考慮した、脳、心臓、肺、肝臓、腸の5臓器である。検討する臓器モデルとして、3章において構築したモデルに、一様媒質モデル、モデルA、モデルB、モデルCの4通りの導電率を与えたものに加えて、IEC文書に示されている誘導電流計算結果との比較も検討に加えた。同文書においては、外部磁界として1.26  $\mu$ T、50Hzを用い、人体を一様媒質（0.1S/m）で模擬した場合と、各臓器（12臓器）に異なる導電率を与えた場合について検討が行われているが、ここでは比較の条件を同じにするため、一様媒質の導電率を0.2S/mに変更し、外部磁界の条件を1  $\mu$ Tに変更して、誘導電流計算結果を換算した。各臓器の回転楕円体中心の楕円断面における各軸上の平均値の比較を図3-2-4に示す。脳や心臓のように、モデルに与える導電率の値が大きく異なる臓器において、誘導電流分布のばらつきが大きくなっている。

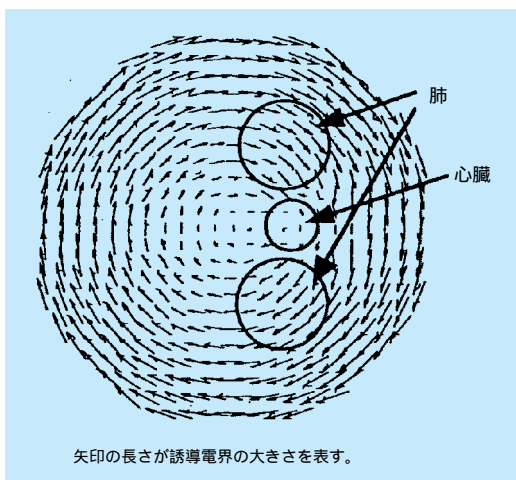


図3-2-3 心臓、肺断面での誘導電界分布

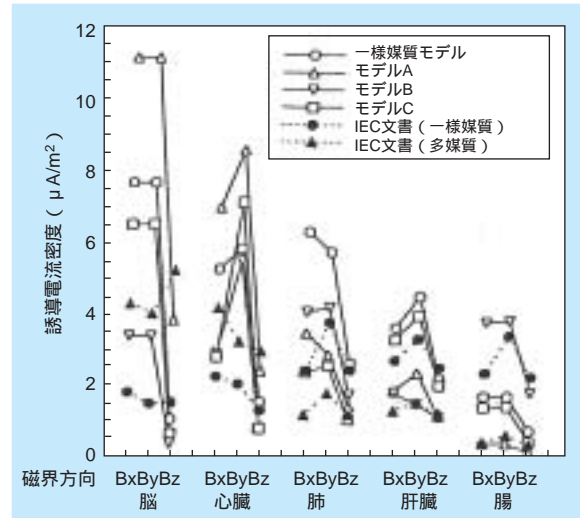


図3-2-4 各臓器への誘導電流の平均値

また、磁界方向の違いについては、今回の検討で用いたモデルにおいては、人体正面あるいは側面方向に存在する磁界による誘導電流が、直立方向の磁界による誘導電流よりも大きくなっているのが特徴である。

### 3-2-5 生体内誘導電流評価研究の課題<sup>(6)</sup>

本節では、当所にて行った生体内誘導電流評価研究の概要について述べた。現在のところ、各種人体モデルの妥当性についての合意は得られていないが、今後の発展が見込まれる分野である。本分野における今後の課題として、以下が挙げられる。

- ・統一モデルによる数値計算手法間の精度比較
- ・結果の評価手法の統一（誘導電流か誘導電界か、最大値か平均値か、人体全体か特定の臓器に着目するか、など）
- ・細胞膜のモデル化、および膜内外に誘導される電位差計算法の確立とその評価
- ・磁界と電界の重畳場における誘導電流計算法の確立とその評価
- ・電磁界の生体への作用メカニズムに向けた、生物学的研究と工学的研究の相互補完

先に述べたように、人体内誘導電流評価は、防護指針の根拠となるものであり重要であるため、今後の動向に注視する必要がある。

## 3 - 3 生物実験用強磁界発生装置の開発

### 3-3-1 設計仕様

低周波磁界の環境への影響に関する研究において、動物あるいは細胞などの生物試料に標準磁界を曝露させるための装置が必要となる。特に、生物試料を配置する比較的広い空間に対して、一様な磁界を発生させる技術については関心が高く、これまでも様々な方式が提案され、適用されてきた<sup>47)</sup>。当所においても、小動物への磁界曝露装置として、5重正方形コイル方式の多重コイルの開発<sup>48)</sup>や、これまでに提案されている正方形多重コイルの一様性の比較に基づく Merritt 型 3重および4重正方形コイルの製作などを行ってきた。

その後当所では、細胞曝露用の強磁界発生装置を導入することになり、設計手法の高度化、特に漏洩磁界計算および電源容量計算における設計の簡便化・高度化を行い、装置開発に適用した<sup>49)</sup>。

本装置の特徴は、磁界の生体作用メカニズムの解明を目標として、磁界強度や周波数等、パラメータを大きく振ろうとするものであり、1辺400mmの広い立方空間に対して、水平方向および垂直方向のそれぞれ最大10mT（100 Gauss、50Hz時）の高レベルの磁界を発生させること、また限られた実験スペースに対照実験を行う空間を置くため、ここへの漏洩磁界が厳しく制限されていることなどの仕様が示された。本装置の設計仕様を表3-3-1に示す。

このうち、本装置実現のために困難な点は、以下の2点に集約される。第1に400mm立方という大きな空間

に、最大10mTという大きな、かつ一様な磁界を得ることである。これまでに報告されている例では、電磁石の微小ギャップなどを利用し、比較的容積の小さい曝露空間（例えば、シャーレ1個に対する曝露）に対して、10mT以上の磁界を発生させる装置が存在する<sup>50)51)</sup>が、本件のような広い空間に対する磁界曝露装置としては、同時に数個のシャーレを用いる細胞実験、あるいは小動物を用いた実験に用いられるもので、最大5mT<sup>(2)</sup>や2mT<sup>(23)</sup>などの報告があるのみであった。曝露コイルの駆動に必要な電源容量は、磁界一様空間の辺長の3乗に比例し、さらに発生磁界強度の2乗に比例して増加するため、実現のためには電源方式にも工夫が必要となる。第2の点は、対照空間への漏洩磁界条件の厳しさであり、要求仕様は、25m離れた点の対照空間での、磁界上昇分が0.01  $\mu$ T以下である。また、設置箇所においては、対照空間と異なる方向の35mの位置に動物飼育室があり、ここでの磁界上昇分も0.01  $\mu$ T以下とする必要がある。これまでに製作した多重コイルの延長では、この仕様に示された一様空間および磁界レベルと同時に漏洩磁界の条件を満たすことはできない。このため、漏洩磁界低減のための新たな方策が必要となった。

### 3-3-2 磁界発生装置の設計・製作

採用したコイル方式は、Merrittらの提案による4重正方形コイルである<sup>(24)</sup>。これは、磁界一様性に優れ、低周波磁界の生物影響研究の分野における磁界曝露装置の標準として多く用いられているコイル方式である。水

表3-3-1 設計仕様

磁界曝露装置	
曝露空間容積	400mm × 400mm × 400mm（磁界一様性：± 3%以内、インキュベ - タ外寸は600mm × 570mm × 600mm）
発生磁界の種類	水平磁界、垂直磁界、回転磁界
最大磁界	10mT（50Hzにおいて）
周波数	DC ~ 1kHz（交流磁界の波形は正弦波）
水平磁界方向	地磁気と直交方向
対照実験空間	
位置	曝露コイル中心より25m
許容漏洩磁界	上昇分0.01 $\mu$ T以内



平・垂直磁界を発生させるために2組の多重コイルを、水平方向および垂直方向に直交配置するものとした。Merritt 4重コイルでは、中心磁界に対して3%以内の磁界一様性を持つ立方空間の大きさはコイル辺長の60%であり、今回の仕様では、一様立方空間の辺長が400mmであるので、必要なコイル辺長は667mmとなる。

次に漏洩磁界対策として、磁界発生源側に補償コイルを設ける方法を採用した。補償コイル方式は、能動型磁気シールド（アクティブシールド）として知られ、内側コイルの電流に対して、外側コイルに適切な大きさの逆方向の電流を流すことによって、遠方での漏洩磁界を低減させようとするものである。補償コイルによる能動シールドの利点として、強磁性体を用いた磁気シールドと比較して、より効率的な設計が可能であり、かつシールド効果が磁界の大きさに依存しないため高磁界のシールドが効果的に行えるという点がある。一方、補償コイルを設けることにより中心磁界も目減りするので、所定の中心磁界強度を得るためには主コイル、補償コイルとも電流を増やす必要があり、それに伴い必要電源容量が増加するという不利な点がある。

磁界の生体影響研究の分野では、Wilsonらの論文<sup>(3)</sup>にMerritt型4重コイルを用いた同心型および隣接型の補償コイルの概念が示されている。また、Harvey<sup>(5)</sup>らの提案による「8の字コイル」は隣接コイルも曝露空間として利用するもので、隣接型補償の一種と考えることができる。ここでは、同心型の補償コイルを採用した。これは、全方向に対して効果的に漏洩磁界が低減可能であ

ること、および水平・垂直2方向磁界の発生が可能であることによる理由による。

以上の検討をもとに、水平・垂直それぞれの曝露コイルおよび補償コイルの設計を行った。設計値を表3-3-2に、概念図を図3-3-1に示す。内側コイルを水平、外側を垂直磁界発生用のコイルとした。辺長667mmに対し、コイル内に配置するインキュベータ寸法を考慮し水平曝露コイル辺長を860mm、水平補償コイル辺長を2倍の1720mmとした。垂直コイルは水平コイルにかぶせて配置するものとし、曝露コイル、補償コイルとも、コイル巻線部の厚みを考慮して、辺長を水平コイルより300mm大きくした。それぞれのコイルの必要実効電流に対し、巻線数はすべて52/22/22/52とし、通電電流値

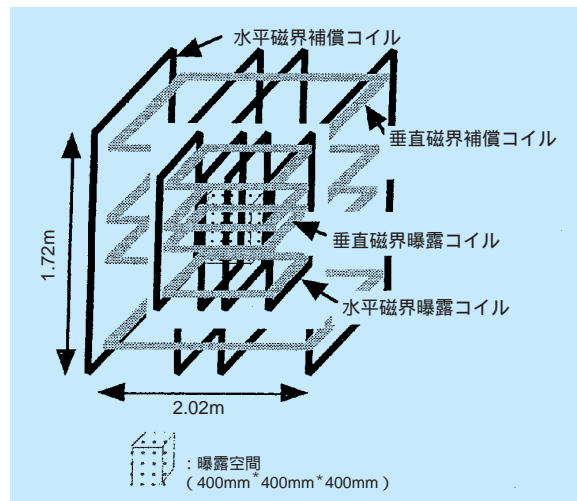


図3-3-1 設計したコイルの概念図

表3-3-2 設計した磁界曝露装置のパラメータ

	曝露用コイル		補償用コイル	
	水平磁界用	垂直磁界用	水平磁界用	垂直磁界用
コイル方式	正方形4重コイル		正方形4重コイル	
コイル辺長	860mm	1160mm	1720mm	2020mm
巻線数	52巻(外側)、22巻(内側)		52巻(外側)、22巻(内側)	
コイル位置	±435mm/±110mm	±586mm/±149mm	±870mm/±220mm	±1021mm/±259mm
最大発生磁界	10mT (50Hz)			
一様磁界空間	400mm x 400mm x 400mm (< 3%)			
最大磁界発生時(50Hz)の				
コイル通電電流	110A	155A	- 32A	- 52A
コイルインピーダンス	5.6	7.2	13.3	14.8
コイル端子電圧	616V	1116V	426V	770V
必要電源容量	67.8kVA	173.0kVA	13.6kVA	40.0kVA

により調整した。最大通電電流は、垂直曝露コイルの155Aである。50Hzにおける必要電源容量の合計は、251.3kVAと見積もられた。

設置箇所における漏洩磁界分布と補償コイルなしの場合の比較を図3-3-2に示す。水平・垂直とも10mTの中心磁界を発生させるものとし、計算位置の高さはコイル中心軸上とした。この計算においては、コイル辺長を全て模擬した精密計算を行った。同図に示すように、補償コイルを適切に配置することにより漏洩磁界が大幅に低減されていることがわかる。なお、設計仕様により、水平磁界方向は地磁気と直交方向となるように配置するものとした。

本装置の製作にあたり、コイル部では、コイルの電磁力に伴う振動を抑制するために、巻線間にエポキシ樹脂を充填して固定した。硬化した樹脂中のわずかな空隙(ポイド)の存在も振動の原因となるため、樹脂の注入は真空中で行った。また、コイル振動がインキュベータへ伝わるのを防ぐため、インキュベータの支持台は、コイル部分の床からは独立した基礎とした。コイルの発熱対策としては、水冷方式を用いた。コイル巻線として、断面が正方形(8mm×8mm)の銅線(純銅)の断面中心に同じく正方形(5mm×5mm)の空隙を設けたものを用い(断面積39mm<sup>2</sup>)、その空隙に純水を循環させるものとした(冷却能力19000kcal/hour、設定水温20度)。

また、作業性の面から、インキュベータへの試料の出し入れ時に障害となる、垂直磁界補償コイルおよび垂直

磁界曝露コイルのそれぞれ内側2本のコイルについては、作業時に上下方向へ退避可能なものとした(エアシリンダーを用いた自動昇降機構。スイッチによる操作)。なお、エアシリンダーは磁性材料を含んでいるため、磁界の一様性を乱さないように、コイルの外側に設置した。

電源部としては、小型高効率の特徴を有するスイッチングアンプ方式(エヌエフ回路設計ブロック社製)を採用した。回転磁界は、発振器の2出力の位相差を移相器により調整することにより得るものとした。従来、4重コイルの各コイル間を直列に接続し、同一のアンプにより駆動していたものを、今回は使用したアンプモジュールの定格電圧の制限により、各コイルを別々に駆動するものとした。なお垂直曝露コイルを除き、内側2本の巻線の少ないコイルについては2コイル直列接続による同時駆動とした。採用した方式では、各コイルの通電電流が同一であることの確認が重要となる。なお、補償コイルへの通電電流は、半固定抵抗を用いて、曝露コイルへの通電電流に対する規定の割合で供給するものとし、磁界レベルに関わらず、1つのボリューム操作のみで適切な電流が補償コイルに流れるようにした。電源部の発熱対策としては、装置内部の空冷ファンおよび室内冷房で対処するものとした。

その他の考慮点として、以下の点に留意した。

- 1) 対照実験区画には、曝露コイルと同一の外観および寸法の木製のダミーコイルを製作し、この中にインキュベータを設置した。作業時のコイルの昇降機構も、

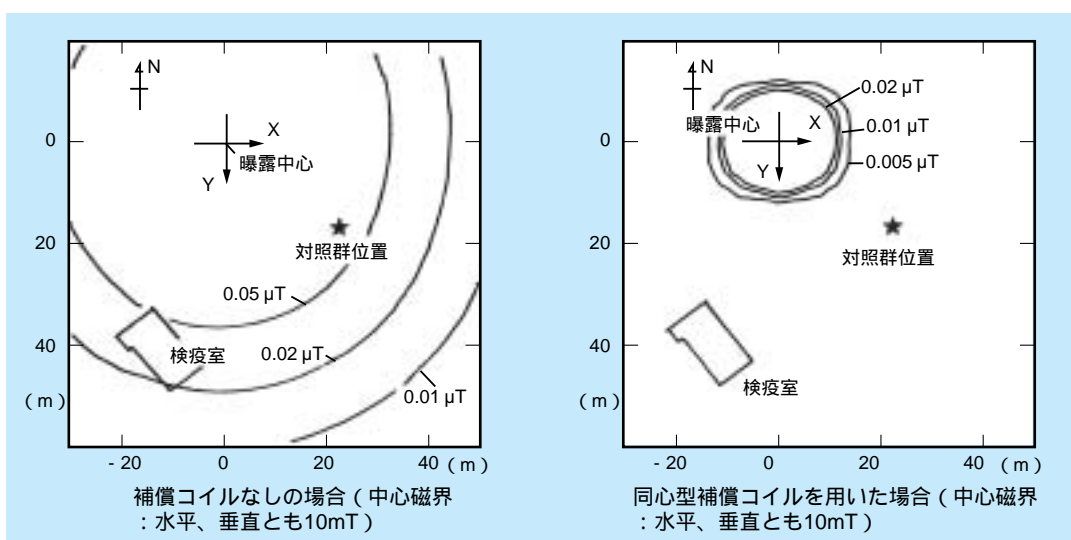


図3-3-2 補償コイルの有無による漏洩磁界の比較

曝露装置と同一とした。

- 2) インキュベータとして、磁界一様性を乱さぬよう金属は用いず外板を塩ビで製作し、内部の放熱板としては強化ガラスを用いた。また温度の管理は温水を循環する方式とした。また、温度とCO<sub>2</sub>濃度のコントロールは遠隔操作可能とした。
- 3) 曝露室および対照実験室における漏洩磁界やコイル冷却水の水温を随時、電源室でモニタ可能とした。
- 4) 磁界一様性を乱さぬよう建物の建材として鉄筋の使用を避けた。

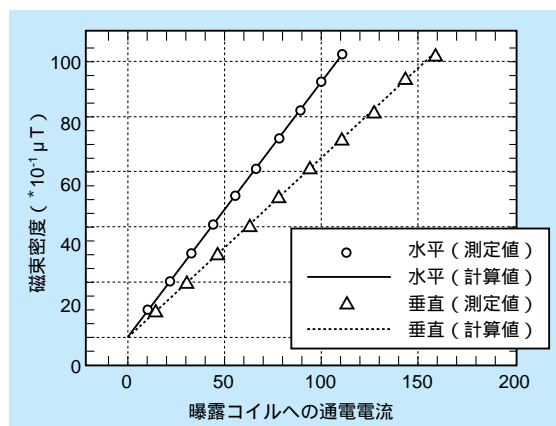


図3-3-3 コイル通電電流に対する発生磁界

### 3-3-3 特性評価

製作した磁界発生装置に対し、所定の要求仕様を満足することを確認するために、特性評価を行った。評価項目と結果は以下の通りである。

- 1) 強度特性・・・コイル通電電流に対する発生磁界の線形性、および所定の最大磁界強度(10mT)が得られることを確認した(図3-3-3)。消費電力54.1kWに対し、皮相電力は、236.6kVA(設計値251.3kVA)であった。
- 2) 磁界一様性・・・インキュベータ設置前の状態でコイル内の400mm×400mm×400mmの立方空間において磁界の一様性が±3%以内であることを確認した。

- 3) インキュベータ内磁界一様性・・・インキュベータを設置したことによる磁界の乱れがないこと確認した。
  - 4) 漏洩磁界・・・所定の漏洩磁界低減効果が得られていることを確認した。
  - 5) その他・・・設備設置場所における背景磁界は、0.02 μT ~ 0.04 μTであり、地磁気の大きさは34 μT程度であった。また、コイル部の振動がインキュベータへは伝達されていないことを確認した。
- 以上の特性評価結果より、製作した磁界曝露装置は、設計仕様を満たしていることが確認された。