

居室における中間周波電磁界に関する研究

（電気工学班：局所ばく露装置のドシメトリと極低周波振幅変調波形の検討）

分担研究者 鈴木 敬久 首都大学東京

分担研究者 和田 圭二 首都大学東京

分担研究者 和氣 加奈子 情報通信研究機構

研究要旨

本研究では昨年度開発した動物用局所磁界ばく露装置に関して、胎児内の誘導量の不確定性について知るために不均一組織のモデルをベースとして簡易モデルを作成し、数値シミュレーションを行った。まず、胎児の位置の不確定性の影響を検討するため、ラットの前後方向に胎児の位置を 2cm の範囲で変位させたときの各胎児の内部誘導電界を計算した。その結果、装置のコイルに 90A 流した場合、各胎児の内部電界の平均値が 2.09V/m 以上変動した。次に、成長による胎児の容積の変化の影響を検討するため、各妊娠日数ごとの胎児の重量を手がかりにして、その容積を変え検討した。妊娠 16 日と 20 日を比較し、誘導電界が胎児平均で 17.2%増加することがわかった。これらのことから、胎児内の誘導電界の不確定性は比較的大きく無視できないことから、ばく露評価に取り入れる必要があることがわかった。

その後、解剖学的構造を考慮し、位置の移動とそのときの頻度をふまえた不確定性の検討を行った。実験時にラット内で子宮の形状が変化することが考えられる。子宮の形状ごとの各胎児の位置を推定し誘導電界の計算を行ない、それらの各形状をとる可能性を仮定した確率分布を用いて表した。そしてそれを基にして内部誘導電界の重み付けを行った。妊娠期間ごとの胎児の内部誘導電界値を計算し、子宮先端部分の胎児は移動の自由度が高いことから内部誘導電界の変動量が大きく、子宮のもと付近の胎児はほとんど動かないことから内部誘導電界の変動量が小さくなることがわかった。このことから、動物実験の発生毒性の評価において、内部誘導電界の変動量が大きくなる胎児群と内部誘導電界の変動量が小さい胎児群に分けることを提案した。誘導電界の変動量が小さい胎児群は誘導電界値が大きく安定した値が得られ、より精度の高い評価が行うことができ、変動量が大きい胎児群は誘導電界値が小さい場合での評価を行えることがわかった。

また、ばく露装置の磁界の波形に関して、現実のIH調理器の波形を反映するため、低周波での振幅変調に関する検討を行った。シミュレーションを行った結果、回路構成を変更することなしに、正弦波形と振幅変調波形を切り替えられる可能性を見いだした。シミュレーションに基づいて検証実験を行った結果、ソフトウェアの変更のみで振幅変調が実際に行えることがわかった。

## A. 研究目的

現在、中間周波数帯(300Hz~10MHz) [1]を用いた機器、例えば電磁調理器、電力伝送、人体通信、携帯電話、VDT など様々な機器が利用されており、生体との相互作用について関心が持たれている。その中で、変動磁界を利用する IH(Induction-Heating)調理器は日本で広く一般家庭に普及しており、その漏れ磁界による生体影響への関心が高まっている。ICNIRP(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)ガイドライン[2][3]では磁界ばく露に関する制限値が設けられており、その根拠になる調査研究として、動物実験や数値シミュレーションによるばく露評価の研究がなされてきた。10MHzまでの周波数帯では神経への刺激作用(急性影響)が根拠となり制限値が設けられている。しかし、長時間ばく露の慢性的な影響に対する調査は不十分である。IH調理器は妊婦の使用も考えられ、胎児への発生影響などにも関心が持たれている。WHOにおいても動物実験、数値計算における研究を推奨している[4]。

動物実験においてこれまでに中間周波数帯での動物用ばく露装置を用いた研究がいくつかなされており、例えばVDTの利用を背景としたラット、ニワトリの胚等を用いた動物実験がなされている[5]-[11]。胎児の発生影響についてはニワトリの胚等での研究が多く、ほ乳類での動物実験は未だ不十分となっている。他にも、ドシメトリと生体実験を関連づけた中間周波数帯での動物実験の研究例は過去あまり行われていない。

これらの背景から、生活環境下での磁界による胎児の発生への影響を調査するために中間周波数帯における妊娠ラットの磁界ばく露実験を我々は実施している。

本研究では、これまでにコンピュータシミュレーションを用いてラットの内部に誘導される電流、電界を調べ、その結果を手がかりに局所磁界ばく露装置の開発を行ってきた。今年度本研究では、動物実験結果とラットの内部誘導量の関連性を述べるために実験条件をふまえたばく露評価を行うことを目的とす

る。具体的には妊娠ラット用局所磁界ばく露装置において、実験期間中のラット胎児の成長、実験時の胎児の位置の不確定性を考慮したばく露評価を行う。

また昨年度までに製作した磁界発生装置は、単一周波数成分しか出力のできない装置であった。これは、単相インバータに直列共振回路を接続し、インバータのスイッチング周波数成分と回路の共振周波数成分を一致するように動作させたためである。実際のIHクッキングヒータでは、電源周波数(50/60 Hz)の2倍周波数成分での脈動し、振幅変調された電流が流れている場合が一般的である。今年度の本研究のもう一つの目的は、磁界ばく露装置においてもこのような振幅変調された電流を模擬する回路設計製作について検証を行うことである。

## B. 方法

### 1. ばく露評価方法

#### 1.1 磁界分布計算

生体内部の誘導量の数値計算を行うために生体に入射する磁界分布を計算する必要がある。ビオ・サバルの法則より、微小な長さの電流要素  $IdL$  によって  $r$  離れた距離に作り出す微小磁界  $dH$  は式(1)で表される。

$$dH = \frac{IdL \times \hat{r}}{4\pi r^2} \quad (1)$$

$$dH_x = \frac{IdL_y r_z - IdL_z r_y}{4\pi r^3} \quad (2)$$

$$dH_y = \frac{IdL_z r_x - IdL_x r_z}{4\pi r^3} \quad (3)$$

$$dH_z = \frac{IdL_x r_y - IdL_y r_x}{4\pi r^3} \quad (4)$$

本研究ではこの式とボクセルモデルで作成したコイルを用いて、計算領域内の磁界分布を計算している。

図1に円状のコイルと流れる電流の各方向を示す。図1に示すように中心点とコイル上の点の角度 $\theta$ 、 $\phi$ からx、y、z方向における微小な長さの電流要素 $IdL_x$ 、 $IdL_y$ 、 $IdL_z$ が求まる。これらの値により離れた距離 $r=((r_x, r_y, r_z))$ に作り出す各方向の微小磁界 $dH_x$ 、 $dH_y$ 、 $dH_z$ を式(2)、式(3)、式(4)から計算している。ある空間点での磁界は、コイル上のすべてのセルにおいて微小磁界 $dH$ を計算し、足し合わせて求めている。ボクセルモデルを用いた場合での磁界分布の精度については円形コイルのモデルを用いて、理論解と比較を行っており、1.7%程度の誤差であり、ボクセルモデルを用いた影響が十分に小さいことを確認している。この計算手法ではボクセルがコイル配線の中心点のみとなっているため、配線の太さが考慮されていない。しかし、ボクセルモデルが作成できる形状であれば容易に計算できることからこの手法を採用した。

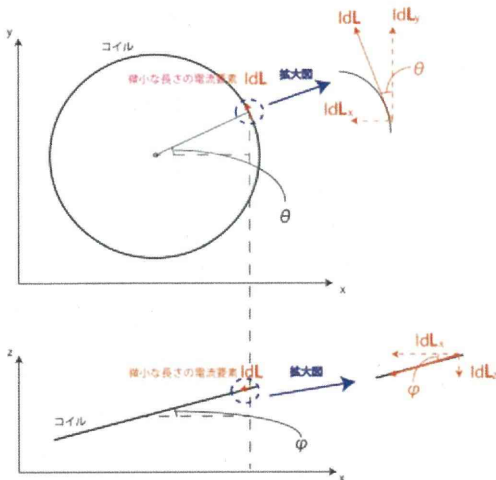


図1 磁界分布の計算モデル

## 1.2 インピーダンス法

本研究では、変動磁界により生体内に誘導される誘導電流をインピーダンス法[12][13][14]

で求め、その結果を用いて誘導電界を求めている。

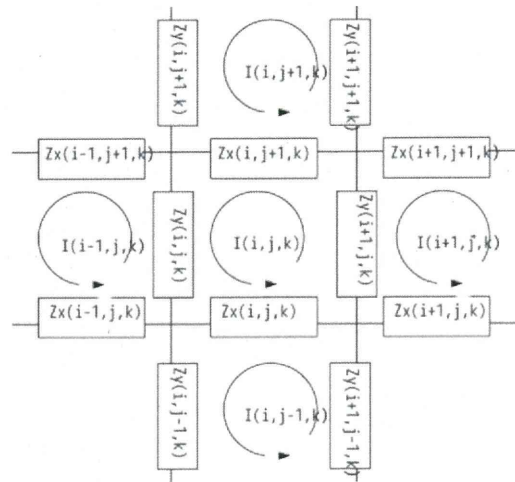


図2 インピーダンス法の x-y 平面内の簡単化された計算モデル

インピーダンス法は生体を分割された各セルで近似し、各セルの辺をインピーダンス $Z$ で仮定して磁界が入射したときの各辺の電流を求める方法である。生体に低周波の変動磁界が入射する場合、入射磁界の波長が生体に比べ非常に大きいことから、準静的な近似が行える。インピーダンス法は準静的な近似を行うことができる場合に最も有効な手法のひとつである。図2にインピーダンス法におけるx-y平面内の簡単化された計算モデルを示す。

## 1.3 誘導電流密度・誘導電界の算出方法

インピーダンス法においてループ電流から枝電流を求めるとき式(5)を用いる

$$I_z(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k) = I_y(i + 1, j, k) - I_y(i, j, k) - I_x(i, j + 1, k) + I_x(i, j, k) \quad (5)$$

その後、図3に示すように平行なボクセル4辺の枝電流から式(6)を用いてそのボクセルでの枝電流の値を求めている。

$$I_z(i, j, k) = \frac{I_z(i - \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k) + I_z(i - \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k) + I_z(i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k) + I_z(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k)}{4} \quad (6)$$

誘導電流密度は(6)式で求めた枝電流の値をボクセルの断面積で割ったものとする。

$$J_z(i, j, k) = \frac{I_z(i, j, k)}{l^2} \quad (7)$$

誘導電界の値は式(7)より算出した誘導電流密度の値を用いて、式(8)から求める。

$$E(i, j, k) = \frac{J(i, j, k)}{\sigma(i, j, k)} \quad (8)$$

このように誘導電流密度Jを導電率σで割ることで誘導電界Eが求まる。ボクセルごとの電界を求めるために、誘導電流密度、導電率は同じ位置(i, j, k)の値を用いている。

#### 1.4 妊娠ラットモデル

局所磁界ばく露装置のばく露評価に用いるラットモデルは情報通信研究機構でMRI

画像から作成されたものを使用している[15]。組織数は15となっていて、11匹分の胎児がモデル内に作成されている。胎児の組織は脳組織と脳以外の組織の2組織となっている。図3にラットモデルの各軸方向での断面図を示す。本研究では、この図に示すとおり、ラットの左右方向、前後方向、上下方向を定義しておく。(a)、(b)、(c)は破線における各断面図となっている。

妊娠ラットモデル内での生体組織の導電率を表1に示す。導電率の値は4-cole-coleモデルから求めている[16]。なお、胎児の導電率の値はラット母体での組織の比率から重み付けを行い、脳組織とそれ以外の各導電率の値を求めている。羊水は文献[17]を参照した。

表1 妊娠ラットの各生体組織の導電率 [S/m]

組織なし	0.0	盲腸	0.568
脂肪	0.0240	その他内臓	0.345
筋肉	0.345	胃	0.531
肝臓	0.0607	胎児(羊水)	1.27
肺	0.0971	胎児(実質)	0.2
眼球	0.512	胎児(脳)	0.095
脳	0.0727	皮膚	0.000214
骨	0.00290		

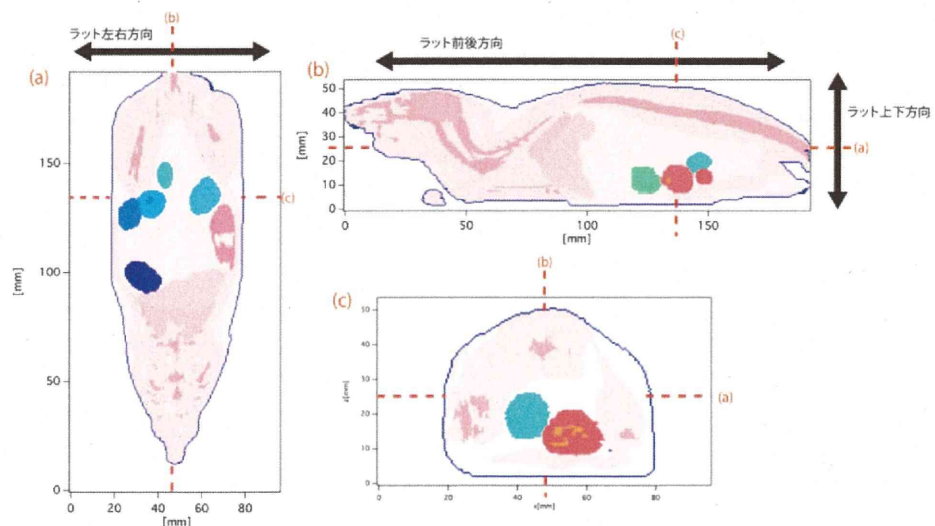


図3 妊娠ラットモデルの断面図

### 1.5 数値解からの特異値除去

本研究では数値計算において離散化された格子に電気定数を割り振り計算を行っている。数値計算ではこのような近似を行うため、電気定数が極端に変化する境界において、実際の物理現象では起こりえない解の振る舞いが観測される。本研究では人為的に生じる異常な解の振る舞いによる数値を特異値と呼ぶ。ばく露評価において、最大値、平均値等を調査することから、これら特異値を評価から除外することが望ましい。ICNIRPのガイドラインでは99パーセンタイル値を採用した数値が推奨されている。誘導量に空間平均化を施した後、更に99パーセンタイル値を計算し、理論解と比較したところ、一層良い一致が得られることも報告されている[18]。また、詳細人体モデルの中でも脳組織に着目したパーセンタイル値の検討が行われている[19]。本研究では特異値除去のために得られた数値解析結果の99パーセンタイル値を採用する。

### 1.6 局所ばく露装置の概要

図4に昨年度開発した装置の外観を示す。外部回路の構成として、高電流をコイルに流すため、インバータと降圧変圧器を用いた磁界発生コイル用電源装置を用いている。高電流によるコイルの温度上昇を防ぐため、ばく露装置の配線として水冷式の銅パイプを使用している。また、図5に装置に用いられるコイルの形状を、図6にラットとコイルの位置関係を示す。コイルは渦型コイルを5巻きしたものを2段に重ねたものを装置に用いている。ラットへの熱ストレスを防ぐため、コイルとラット間の距離を12mmとした。

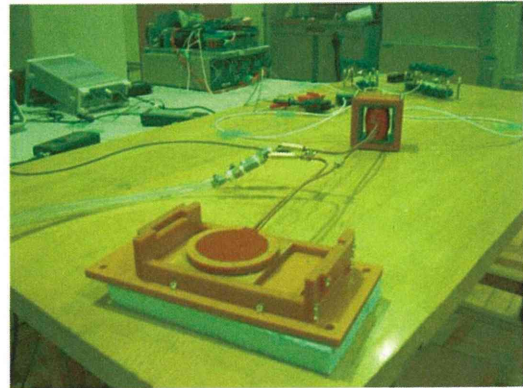


図4 局所磁界ばく露装置の外観

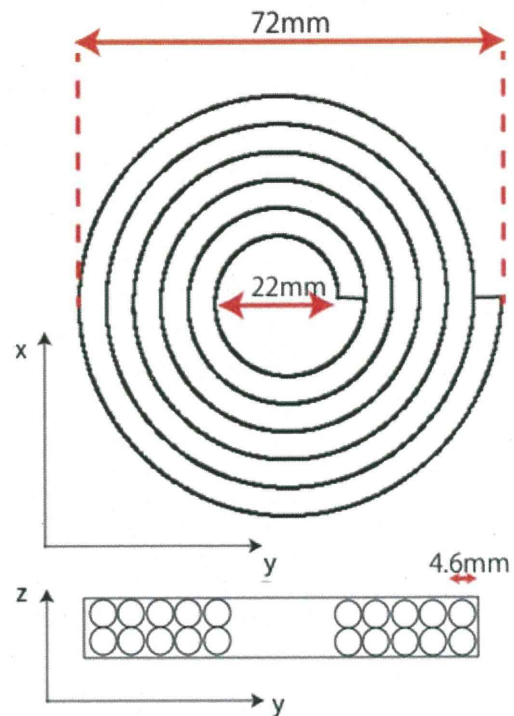


図5 ばく露装置のコイル形状

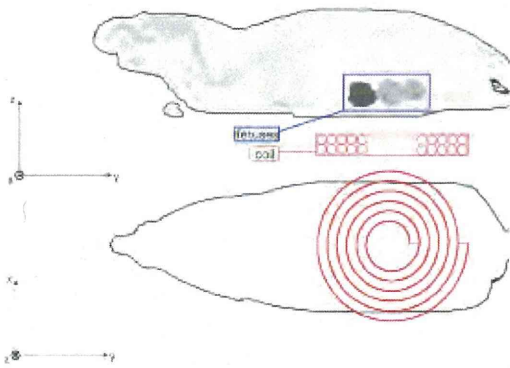


図6 ラットとコイルの位置関係

## 2. 振幅変調回路の検討

### 2.1 回路構成

回路構成は、これまでの磁界発生装置と同一の回路でしかもスイッチのみで単一周波数成分と振幅変調電流を切り替えられるようにすることを目的としているために、昨年度までの開発と同様に単相インバータにLC直

列共振回路が接続されている。この時のシミュレーションに用いた回路図を図7に示す。

局所磁界発生装置と同様の回路構成と回路定数としており、また巻数が4：1の変圧器を磁界発生コイルとインバータ間に接続している。さらに、抵抗成分については、コイルとインバータの損失を模擬するために接続している。

### 2.2 制御方式

従来インバータは、デューティ比50%でスイッチングを行う方式を採用していたが、そのままでは振幅変調電流を出力できない。そこで、単相インバータのスイッチング周波数は50%のまま、インバータの左右のレグの位相をずらすことによって、電流振幅を変換する方式を採用した。なお、図7中のパルス発生回路のソースコードは図8の通りとし、4つの半導体スイッチの信号生成を行った。

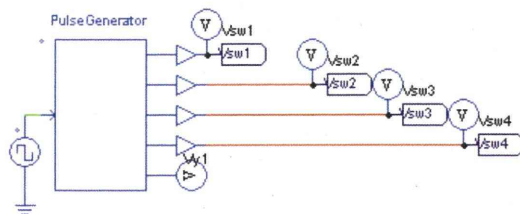
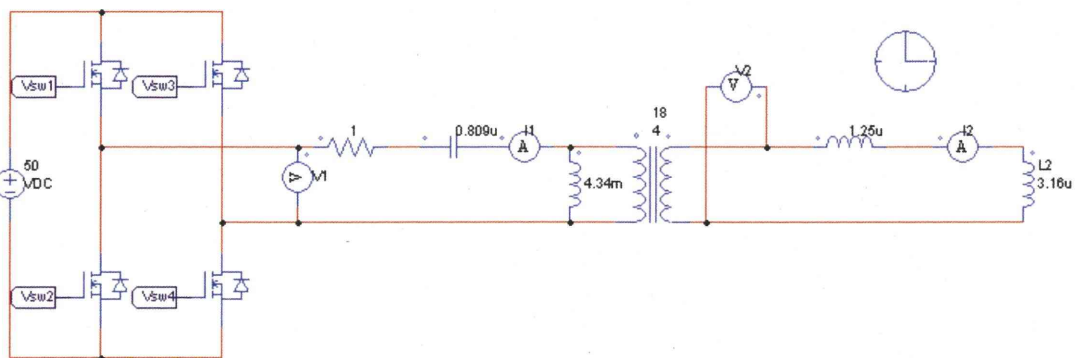


図7 単相インバータ回路図のシミュレーション回路図

```

/* 2011/07/19
Phase Shift Control for MFG
K. Wada TMU */
g_nStepCount++;
// In case of error, uncomment next two lines. Set
*pnError to 1 and copy Error message to szErrorMsg
/*pnError=1;
//strcpy(szErrorMsg, "Place Error description here.");
{
static double vp1, vp2, vp3, vp4;
static double Tsw, fsw, z, zd;
static double y1;
static int i;
fsw = 20000;
Tsw = 1/ fsw;
z= t;
zd = 0;
vp1 = in[0];
vp2 = -vp1;

while(y1>=50){
    y1 = y1-50;
}
while (z > Tsw){
    z =z -Tsw;
}
zd = 1000000 * z;
if ( zd > 49.99){
    y1 = y1 +0.25;
}

if( y1 <= 25){
    if( 0 + y1 <= zd && zd<= 25 + y1){
        vp3= 1.0;
        vp4= -1.0;
    }
    else {
        vp3 = -1.0;
        vp4 = 1.0;
    }
}
else{
    if( y1 -25 <= zd && zd<= y1){
        vp3= -1.0;
        vp4= 1.0;
    }
    else {
        vp3 = 1.0;
        vp4 = -1.0;
    }
}
out[0] = vp1;
out[1] = vp2;
out[2] = vp3;
out[3] = vp4;
out[4] = y1;
}

```

図 8 制御用ソースコード

## C. 結果と考察

### 1. ばく露評価

#### 1.1 誘導電界の不確定性の基礎検討

開発した装置を用いた動物実験の期間は妊娠7日~17日の間となる。その間にラット内の胎児の位置、大きさが変動することが考えられる。また、妊娠ラットの個体差としてばく露実験するたびにラット内の胎児の位置、大きさが変動することが考えられる。これらの影響により、胎児内の誘導量に不確定性が生じる。不確定性について定量的に知るために解剖学的モデルをベースとして簡易モデルを作成し、内部誘導量を計算した。本論では、各胎児の内部誘導電界の計算を行った。計算条件、コイルとラットの位置関係は図6で示したものと同様である。表2に計算条件を示す。

表2 計算条件

周波数	20kHz
格子間隔 $\Delta x$	0.5mm
計算領域(セル数)	192 × 384 × 107
収束判定条件	$1.0 \times 10^{-5}$
コイル形状	巻き数が5の渦型コイルを2段に重ねたもの
コイルとラットとの距離	12.5mm
コイルに流す電流	90A

妊娠ラットない誘導量の不確定性を評価するにあたり、いくつかの不確定なパラメータを変化させたばく露量のデータをとることで検討を行う。しかし、実際の妊娠ラットから不均一モデルを作成することは労力、費用がかかり、複数モデルを作成することは困難である。そこで、体内に胎児モデルを配置し、位置を変位させることができる簡易モデルを作成した。

基礎検討として、胎児簡易モデルは妊娠16日目、妊娠20日目のモデルを作成した。ここでは簡易モデルの妥当性とパラメータ変化による誘導電界の変動量について調べることを目的としており、解剖学的モデルとの各胎児

の誘導電界値の比較、妊娠期間が異なるモデルによる胎児の誘導電界値の比較、胎児の位置の移動量を仮定し、その範囲で変位したときの誘導電界値の変動量を検討する。

図8~図13に作成した簡易モデルの各断面図を示す。簡易モデルの組織は母体ラット、胎児ラット、胎児周囲の羊水の3種類で作成している。母体ラットの導電率の値は妊娠ラットモデルの各組織の導電率の値とセル数から割合を計算し、その比から算出している。同様に胎児ラットの導電率の値は胎児の脳とそれ以外の組織との割合から算出している。妊娠ラットモデルの導電率は表1の値を用いた。

簡易モデルの胎児の大きさは動物研究班の協力のもと妊娠ラットを解剖したときの胎児の体重データから求めた。表3に胎児の体重データを示す。複数の胎児の体重の平均値と水の密度:1.0g/cm<sup>3</sup>から各胎児の体積を推定する。胎児の形状はその体積分の球とした。表に胎児の形状を球としたときの半径を示す。胎児組織として簡易モデル内に配置する。羊水はその球の周り1セル分配置した。図10,12の断面図は図8の破線で引かれている(a)~(f)の断面図となっている。また、図11,13の断面図は図9の破線で引かれている(a)~(f)の断面図となっている。数字が記載されている球は各胎児組織である。比較のため、図14,15,16にばく露装置の設計で使用した妊娠ラットモデルの各断面図を示す。図15,16の断面図は図14の破線で引かれている(a)~(f)の断面図となっている。図10,11の距離xは簡易モデルの尾の部分から胎児No.3の中心までの距離である。妊娠ラットの解剖により観察を行ない、胎児位置の変位可能性範囲を  $30\text{mm} \leq x \leq 50\text{mm}$  と仮定した。

表3 妊娠期間ごとの胎児の体重データ

	妊娠16日目	妊娠20日目
胎児の体重	0.464g	3.55g
胎児を模擬した球の半径	4.8mm	9.5mm



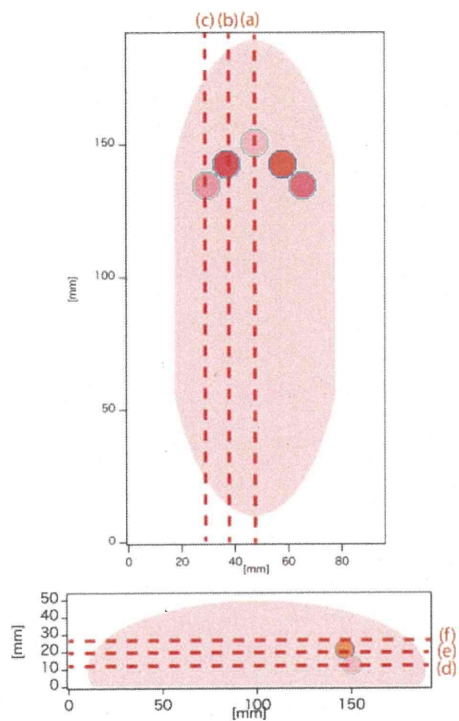


図8 妊娠16日目簡易モデルの断面図  
(スライス面の説明)

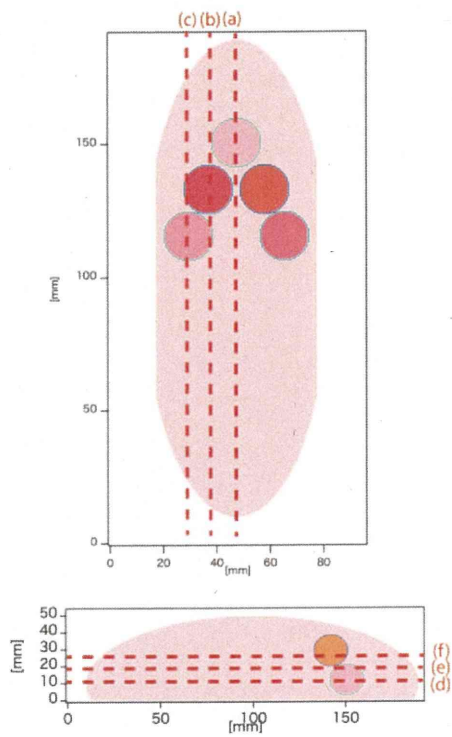


図9 妊娠20日目簡易モデルの断面図  
(スライス面の説明)

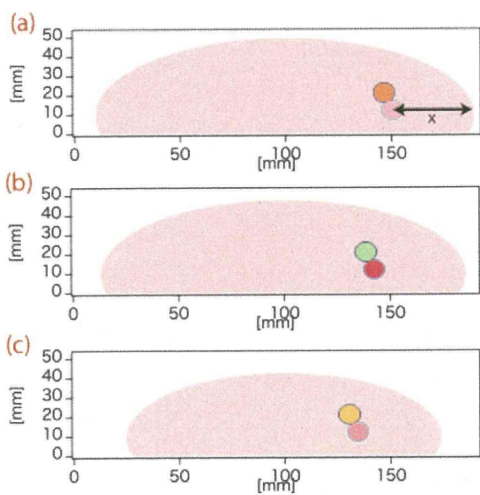


図10 妊娠16日目簡易モデルの断面図  
断面(a) (b) (c)

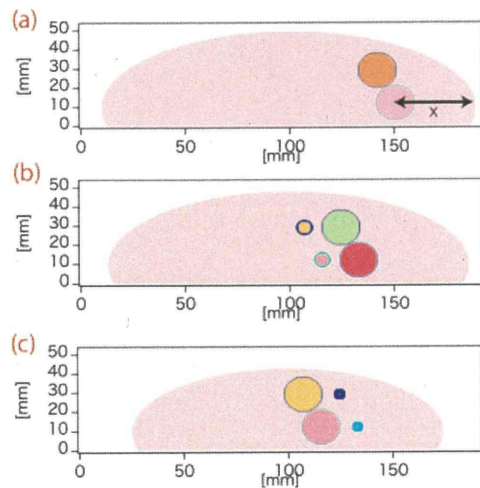


図11 妊娠16日目簡易モデルの断面図  
断面(a) (b) (c)

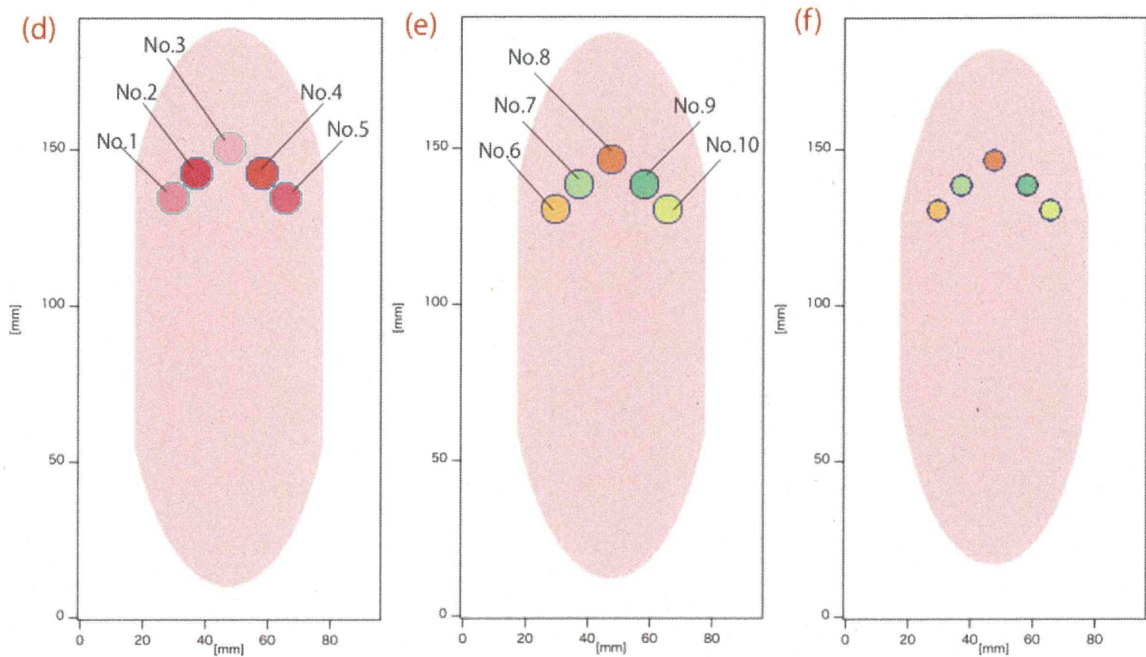


図 12 妊娠 16 日目簡易モデルの断面図(d) (e) (f)

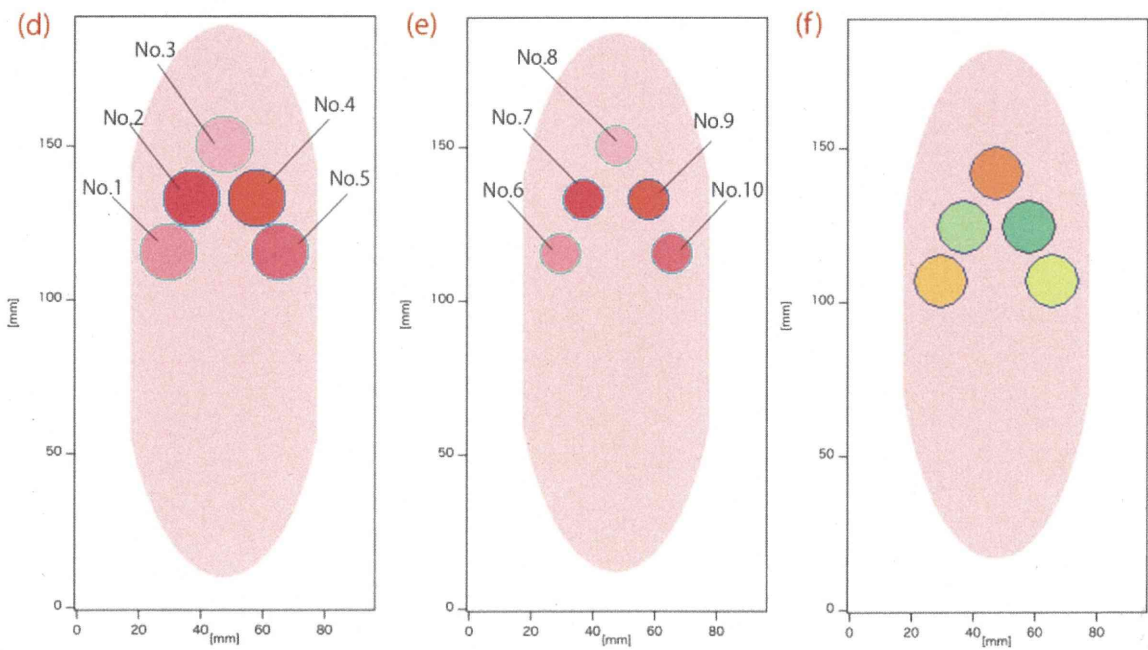


図 13 妊娠 20 日目簡易モデルの断面図(d) (e) (f)

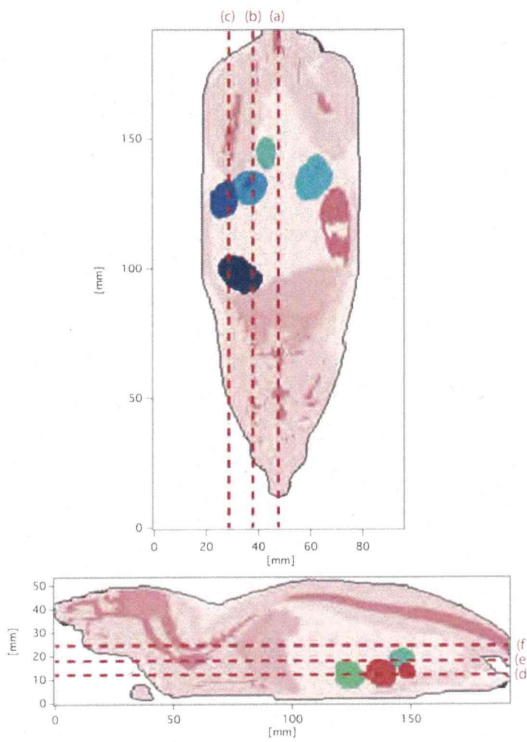


図 14 解剖学的ラットモデルの断面図（スライス面の説明）

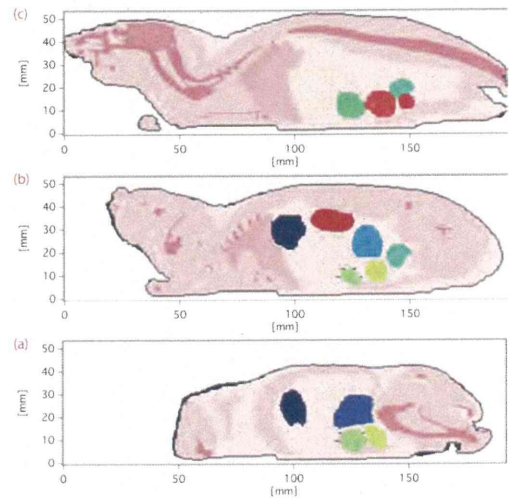


図 15 スライス面(a)(b)(c)

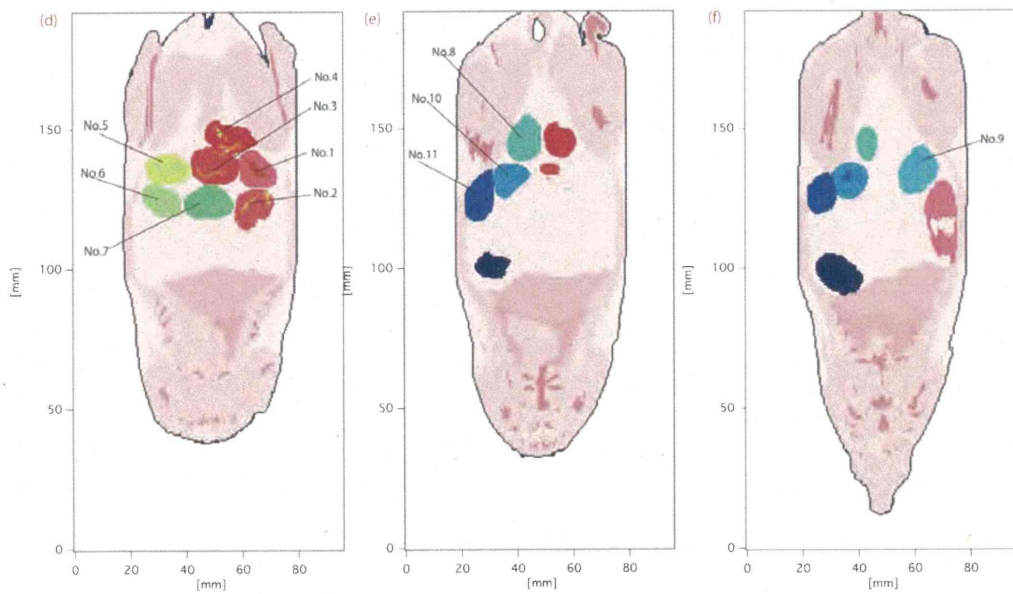


図 16 スライス面(d)(e)(f)

簡易モデルの妥当性を評価するために、解剖学的モデルとの比較を行った。簡易モデルは解剖学的モデルと同様に妊娠 16 日目のモデル、移動範囲の中央 ( $x=40\text{mm}$ ) での場合で各胎児の誘導電界値の比較を行った。図 17 に解剖学的モデルの各誘導電界値の値を、図 18 に妊娠 16 日目の簡易モデルの結果を示す。図 18 の棒グラフは移動範囲の中央 ( $x=40\text{mm}$ ) の各胎児の誘導電界の平均値の結果を、エラーバーは移動範囲  $30\text{mm} \leq x \leq 50\text{mm}$  での変動量を示している。移動範囲の中央 ( $x=40\text{mm}$ ) で比較した結果、各胎児の位置と誘導電界の関係性におおよそその一致がみられる。また、胎児平均値は解剖学的モデルの結果に比べ、簡易モデルの結果が 30%ほど増加していることがわかる。この違いの原因として、解剖学的モデルの精度、胎児の個体差等が考えられ、それらをふまえ、この程度の相違は簡易モデルの妥当性の範囲内であると考察した。これらの結果から、今回作成した簡易モデルは解剖学的モデルの代わりに不確定性の検討を行うことに有用であると考えられる。

妊娠期間により胎児が成長することで羊水の厚さが変化することが考えられる。羊水の厚さが変化したときの胎児の誘導電界に影響を与えることが考えられる。その関係性を調べるための検討を行った。妊娠 16 日目の簡易モデルの羊水の厚さを 2、4、6、8cell に変化した時のモデルを作成し、数値計算を行った。図 19、20 に各胎児の誘導電界値を示す。これらの結果から羊水の厚さを変化させることで胎児内の誘導電界値が変化することが考えられる。そのために、羊水の厚さにおいても実際の妊娠ラットの構造と同じものを用いることが望ましい。モデル作成では羊水を含めた胎児の体重データと胎児のみ体重データから羊水の厚さを推定し、簡易モデルに導入することを考えた。

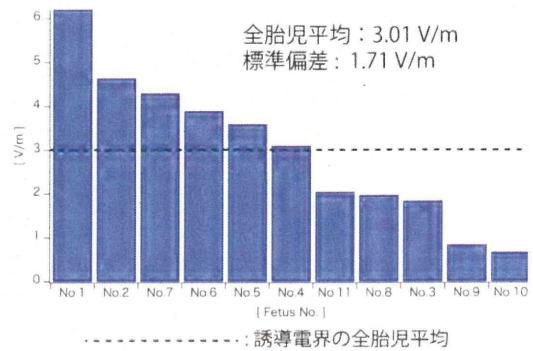


図 17 解剖学的モデルにおける妊娠 16 日目の胎児内の誘導電界

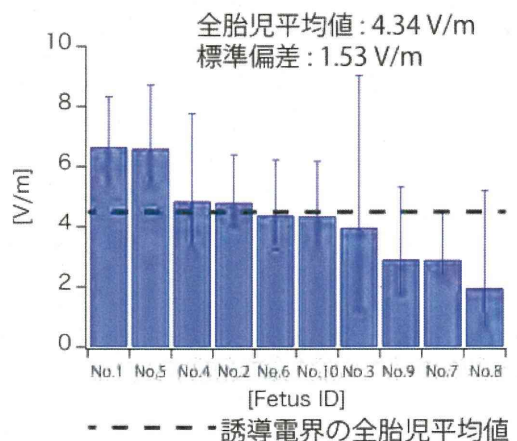


図 18 簡易モデルにおける妊娠 16 日目の胎児内の誘導電界

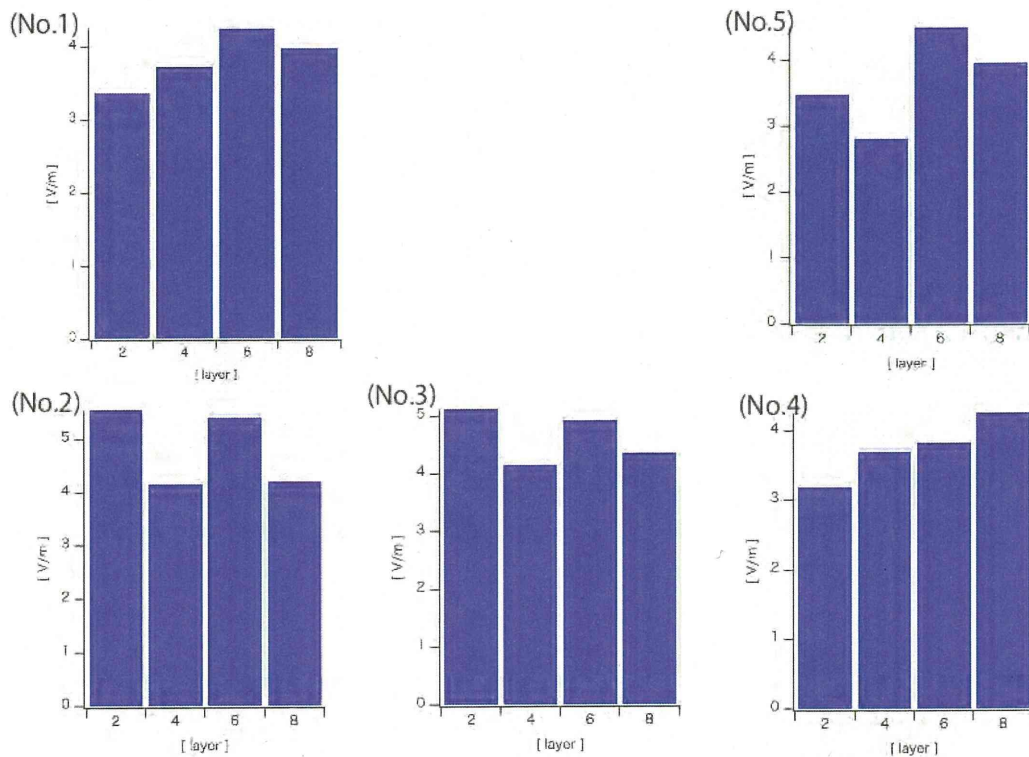


図 19 羊水の厚さを変えたときの胎児 (No.1)~(No.5) の誘導電界

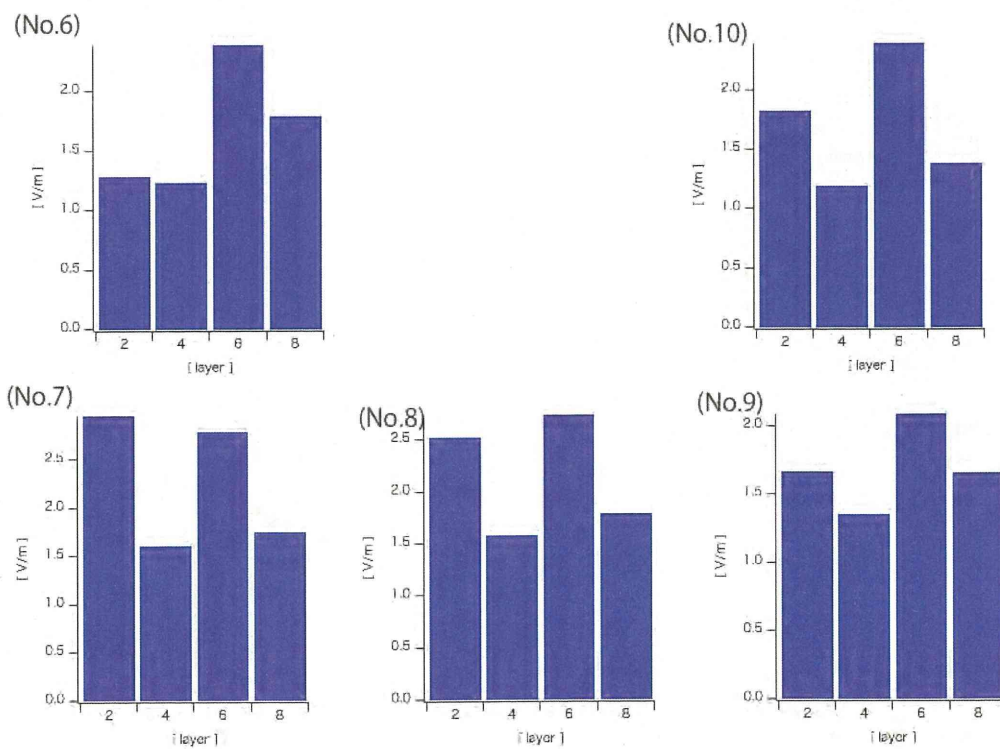


図 20 羊水の厚さを変えたときの胎児 (No.6)~(No.10) の誘導電界

## 1.2 解剖学的構造の導入

これまでの検討から胎児内の誘導電界の不確定性は比較的大きく、無視できないことから、ばく露評価に取り入れる必要があることがわかった。ここで、さらに、実際の動物実験の状況に近づけるために解剖学的構造の考慮し、位置の移動とそのときの頻度をふまえた不確定性の検討を行った。しかし、胎児の位置の移動頻度において解剖による観察のみでは推定することが難しい。そこで、動物研究班との議論をふまえ、仮定した確率分布を用い、各胎児の位置での誘導電界の値に重み付けを行った。図 21 に胎児の位置関係とそのときの確率分布を示す。胎児の位置関係において子宮中心部は固定されており、その付

近の子宮に存在する胎児はほとんど位置の移動がないことが考えられる。子宮先端部分においては位置移動の自由度が高く、子宮がまっすぐ伸びている場合やラットの内蔵と子宮の位置関係により子宮が折れ曲がっている場合が考えられる。本論では子宮がまっすぐ伸びている状態から子宮が折れ曲がっている状態までの過程をモデル化した。ここでは、(a)~(g)の 7 つの場合での胎児の位置関係を考慮した簡易モデルを作成し、誘導電界値を計算し重み付けを行った。子宮がまっすぐ伸びている状態、子宮が大きく折れ曲がっている状態は頻度が低い場合と仮定し、確率を低く見積もった。子宮が折れ曲がる過程の中間点を最も確率が高い点とした。なお、この確率分布は試みとして与えたものであり、本来

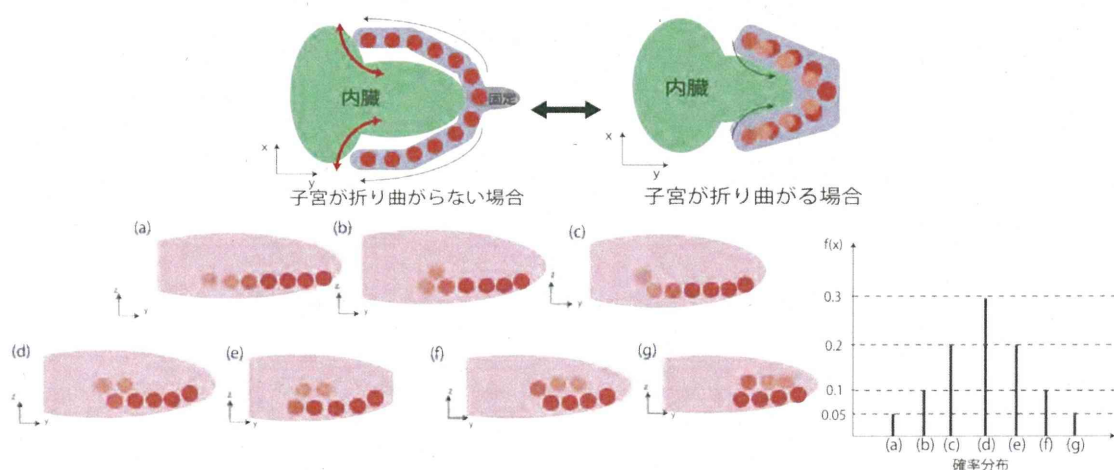


図 21 胎児の位置関係とそのときの確率分布

表 4 妊娠期間ごとの胎児の体重データ

	妊娠 13 日目	妊娠 14 日目	妊娠 16 日目	妊娠 17 日目
胎児重量	0.0723g	0.185g	0.464g	0.803g
羊膜腔内重量 (羊水を含めた胎児の体重)	0.242g	0.434g	0.899g	1.383g
胎児を球体と模擬したときの半径	2.58mm	3.54mm	4.80mm	5.77mm
羊水の厚さ	1.28mm	1.16mm	1.18mm	1.25mm

の確率分布とは異なる可能性がある。今後、胎児の位置関係、各位置関係の頻度をより推定することで、今回の検討結果より精度の高い結果が得られると考えられる。

図 22~24 に図 21 に示す胎児の位置関係での簡易モデルをそれぞれ示す。例として、図 22 に子宮がまっすぐのびている場合での胎児の位置関係のモデル(a)を、図 23 に子宮が少し折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル(d)を、図 24 に子宮が大きく折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル(g)を示している。残りのモデルについても子宮が折れ曲がっていくまでの過程を作成した。ここに示すものは妊娠 17 日目のモデルであり、実験期間である妊娠 7~17 日目までのなかで、体重データが得られている妊娠 13, 14, 16 日目のモデルについて作成を行い、各モデルにおける誘導電界値を計算した。表 4 に妊娠期間ごとの胎児重量、羊膜腔内重量、胎児を球体と模擬したときの半径、羊水の厚さを示す。各重量と水の密度:  $1.0\text{g}/\text{cm}^3$  から体積を推定する。羊膜腔内重量はほとんど羊水と胎児の重さからなり、羊膜腔内重量から羊膜腔を球体としたときの大きさを推定し、胎児との球体の差から羊水の厚さを求めた。これらの値から各モデルを作成した。

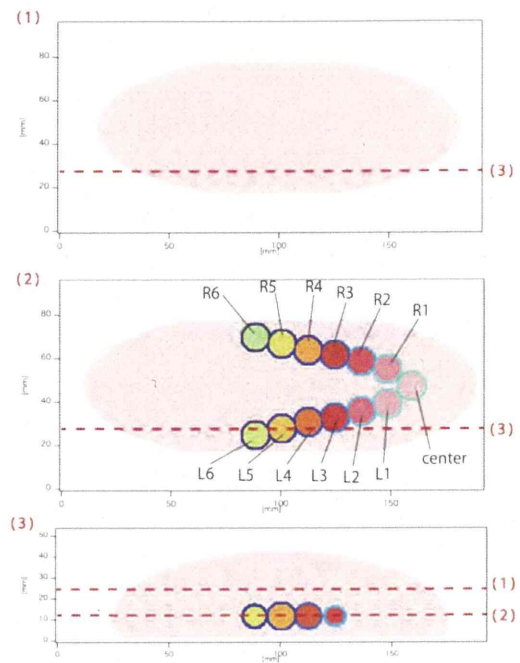


図 22 子宮がまっすぐのびている場合での胎児の位置関係のモデル

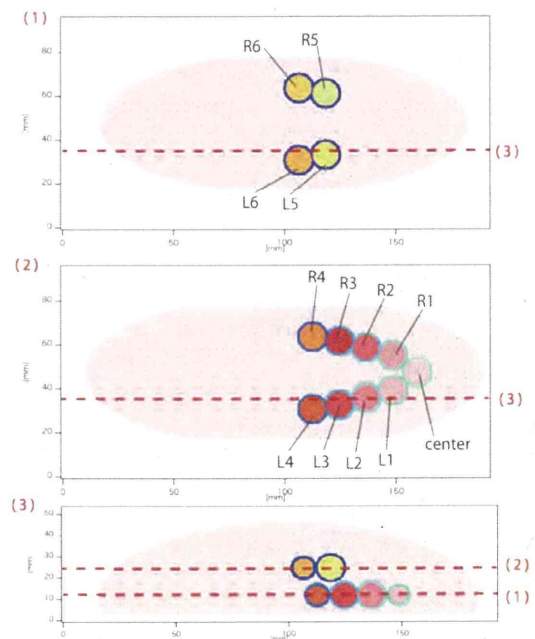


図 23 子宮が少し折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル

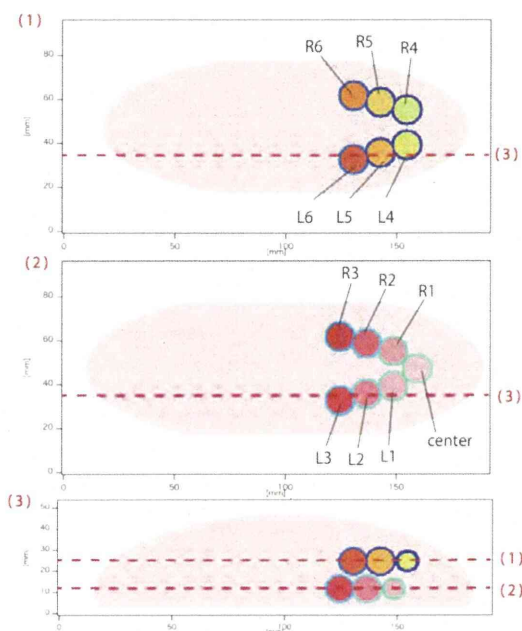


図 24 子宮が大きく折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル

### 1.3 確率分布で重み付けした各胎児の誘導電界値

図 22-24 の各配置でのモデルを用いて数値計算を行い、得られた各胎児の誘導電界値を図 21 の確率分布で重み付けした結果を図に示す。棒グラフは各胎児の誘導電界の平均値を確率分布で重み付けを行った値。エラーバーは胎児の位置が変位したときの誘導電界の変動量となる。図 25 に妊娠 13 日目、図 26 に妊娠 14 日目、図 27 に妊娠 16 日目、図 28 に妊娠 17 日目の結果をそれぞれ示す。これらの結果から子宮中心は変動量が小さく、誘導電界も高い値となる。子宮中心部の胎児はコイルとの距離が近く、胎児の位置についてもあまり動かないことを仮定しているためであると考えられる。また、子宮先端部分の胎児は変動量も大きく、誘導電界は比較的小さい値となる。子宮先端部での胎児は移動の自由

度が大きく変動量大きいことが考えられる。子宮がまっすぐ伸びている場合においてコイルの水平方向に距離が離れていること、子宮が折れ曲がっている場合においてコイルの垂直方向に距離が離れていることからばく露量が減り、誘導電界が小さくなると考えられる。

### 1.4 動物実験への適用に関する考察

動物実験後の胎児の発生毒性の評価において、動物実験の結果と各胎児の誘導電界値の関係性を調べる。

胎児の位置の不確定性の影響について、上記の検討から子宮の位置により誘導電界の変動量が小さい胎児群、変動量大きい胎児群に分けられる。実験結果と各胎児の誘導電界値の関係性を調べる際、それぞれの胎児群に分け評価を行うことを提案する。このとき、誘導電界の変動量が小さい胎児群は誘導電界値が大きく安定した値が得られることが予測でき、より精度の高い評価が行えることが考えられる。変動量大きい胎児群は誘導電界値が小さい場合での評価を行うこととなる。胎児の発達の不確定性の影響について、動物実験一日の磁界ばく露時間は 1~2 時間程度としている。このことから妊娠日数ごとの誘導電界値を調べることで評価が行えると考えられる。



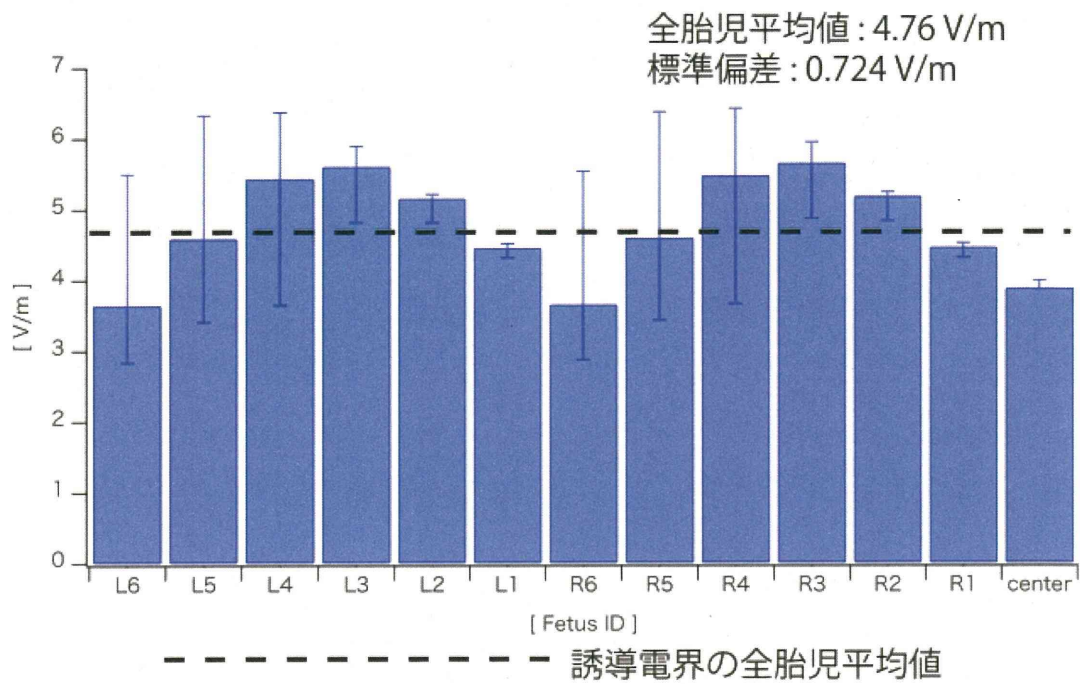


図 25 簡易モデルにおける妊娠 13 日目での胎児内の誘導電界

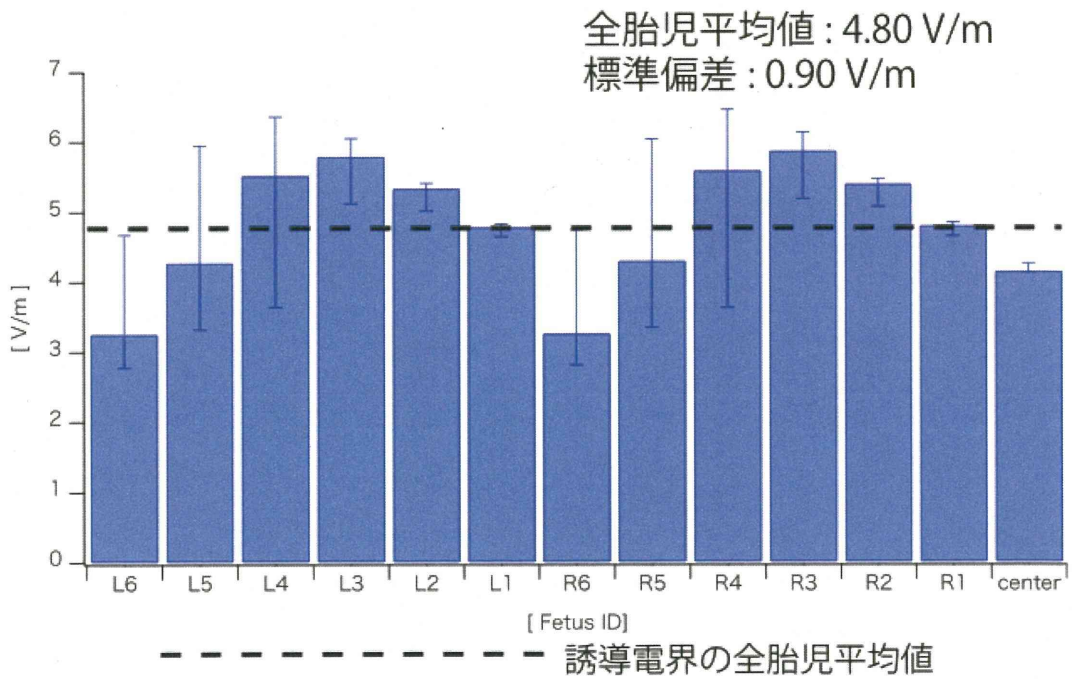


図 26 簡易モデルにおける妊娠 14 日目での胎児内の誘導電界

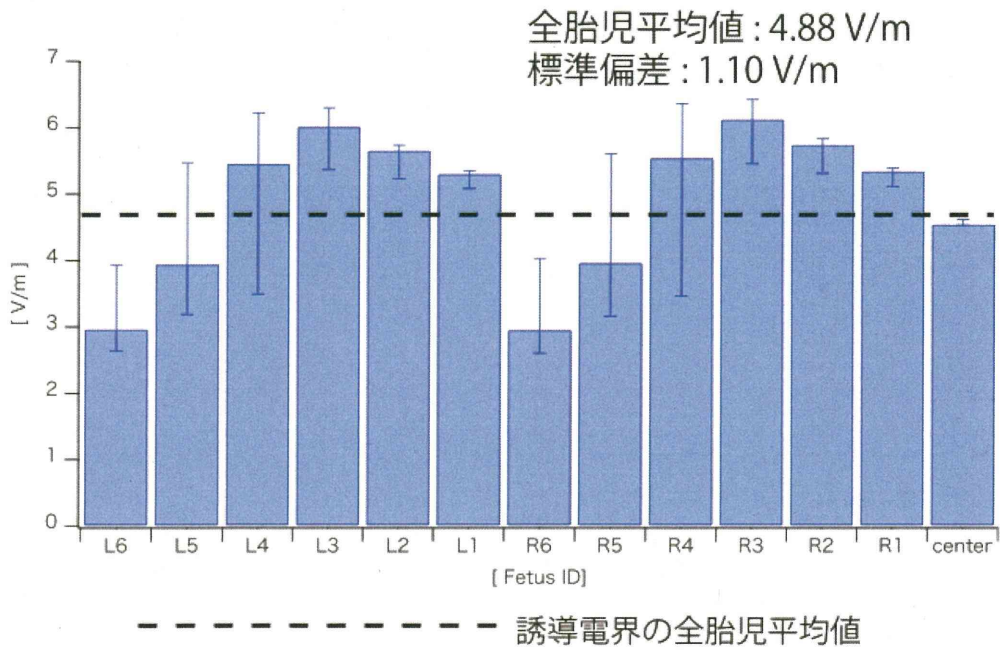


図 27 簡易モデルにおける妊娠 16 日目での胎児内の誘導電界

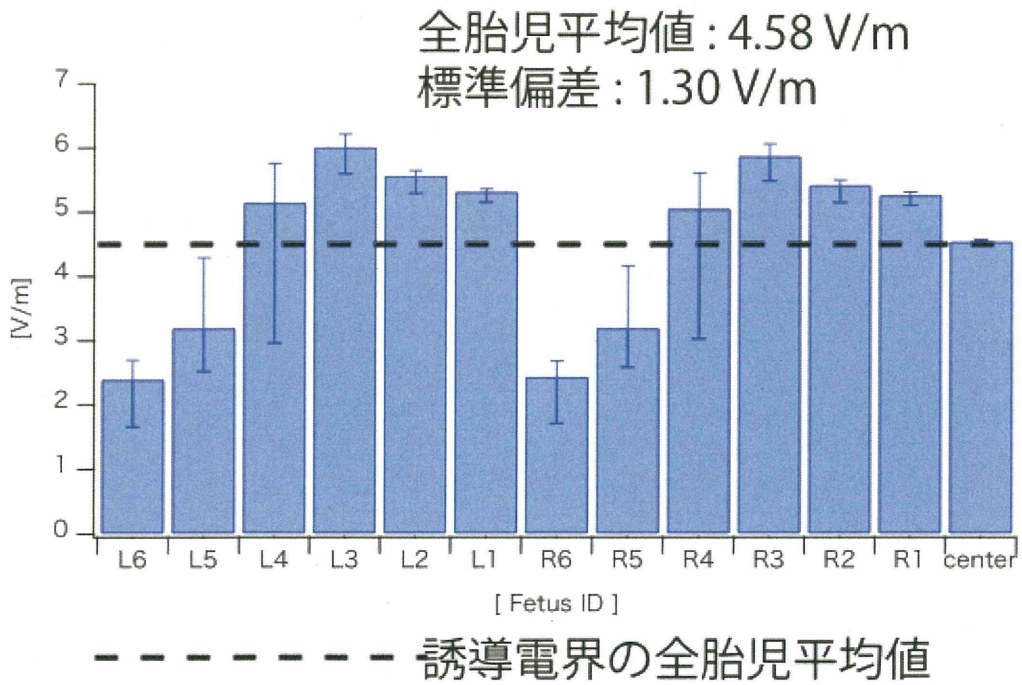


図 28 簡易モデルにおける妊娠 17 日目での胎児内の誘導電界

## 2. 振幅変調回路の検討

### 2.1 シミュレーション結果

図 29 に磁界発生装置に流れる電流，ゲート信号，位相基準波形をそれぞれ示す。2 段目の磁界発生装置の電流波形より，高周波（20kHz）成分の電流波形が振幅変調されていることが確認できる。図 30 にこのときの電流が最大付近の拡大図，図 31 は電流が 0

付近の拡大図を示す。これより，インバータ出力電圧はそれぞれ 20kHz 固定であるが，出力電圧パルス幅が変化することにより電流振幅が異なることが確認できる。以上のことより，回路構成を一切変更することなしにゲート信号生成手法の変更のみで振幅変調電流が生成できることをシミュレーションにより明らかにした。

なお，回路構成と回路定数変更により振幅変調電流を磁界発生コイルに流す手法についてはシミュレーションにより検討を行い，そ

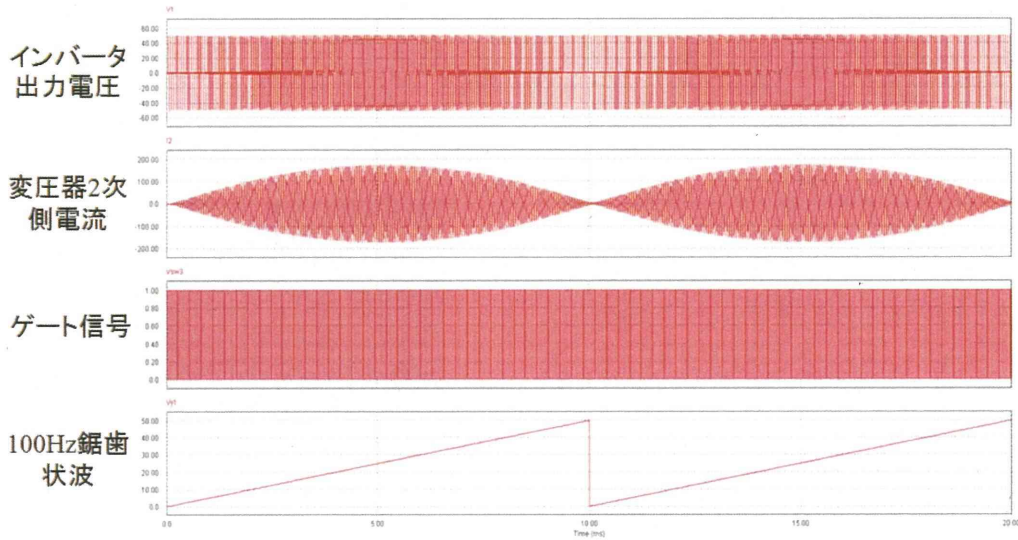


図 29 図 7 の回路による主シミュレーション結果

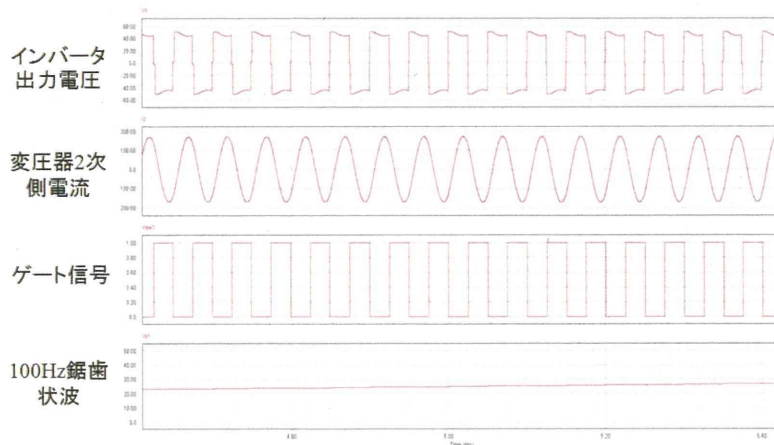


図 30 図 7 のコイル電流最大値付近の拡大図

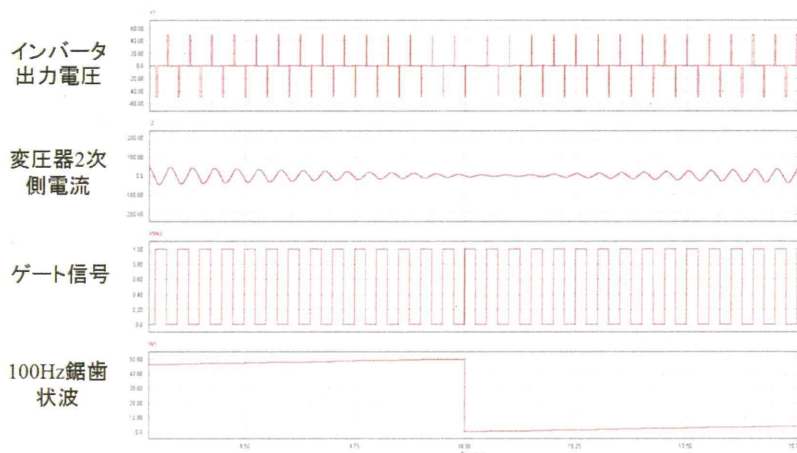


図 31 図 7 のコイル電流がゼロ付近の拡大図

の妥当性を示した。しかしながら、本研究課題においては、20kHz の定電流出力と振幅電流波形による磁界発生両方の機能を有することが適切と判断し、回路変更による手法についてはシミュレーションのみとした。

## 2.2 実験結果

図 32 に実験結果を示す。実験の回路はこれまでに開発した動物用曝露装置の電源装置のインバータの回路・パラメータを変更せずに、ソフトウェアの変更のみにより改造した装置である。実験結果はインバータの出力電圧波形と磁界発生コイルに流れる電流波形である。シミュレーション結果と同様に、図 33,34 に電流値が最大の時と最小の時の実験波形を示す。図 32 より電流波形は振幅変調されており、

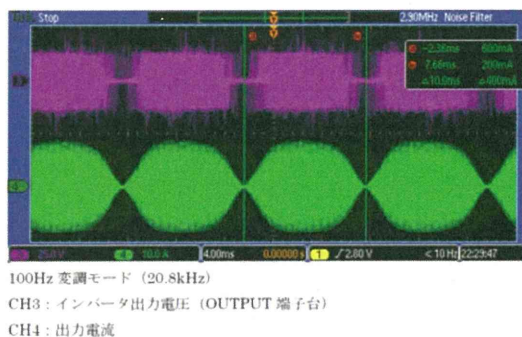


図 32 実験結果

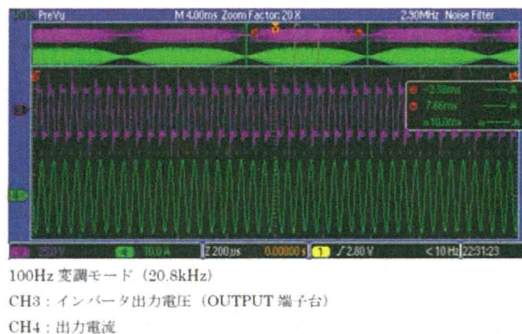


図 33 図 32 の実験結果の電流値最大付近の拡大図

り、本研究で検討した手法の妥当性が確認できる。また、それぞれの拡大波形より、20kHz の高周波正弦波電流波形形状も正弦波となっており、シミュレーション結果と一致していることが確認できる。しかしながら、図 32 の電流波形の包絡線は正弦波ではなく台形波状になっている。この要因の詳細な原因特定はできていないが、インバータ直流電圧が変動した結果、インバータ出力電流最大値が低下してしまい、その結果として台形波上になったものと考えられる。