

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 C3.5, C3.6 に電流値が最大の時と最小の時の実験波形を示す。図 C3.4 より電流波形は振幅変調されており、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 C3.4 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。

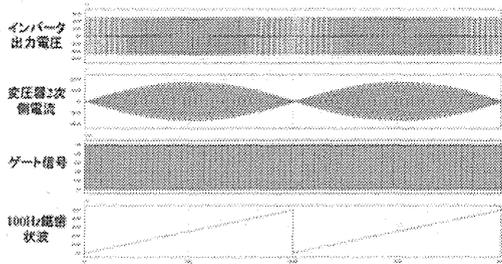


図 C3.1 図 B4.1 の回路による主シミュレーション結果

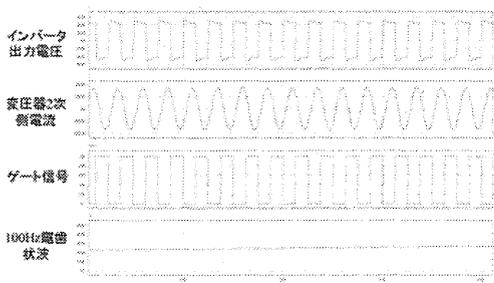


図 C3.2 図 B4.1 のコイル電流最大値付近の拡大図

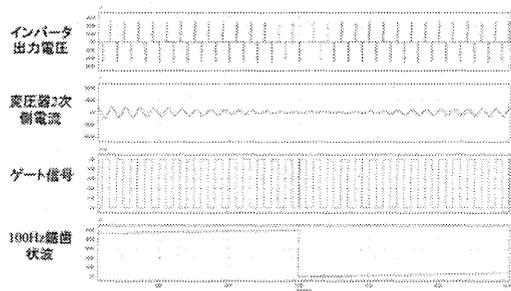
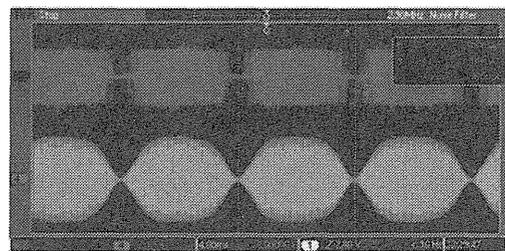


図 C3.3 図 B4.1 のコイル電流がゼロ付近の拡大図



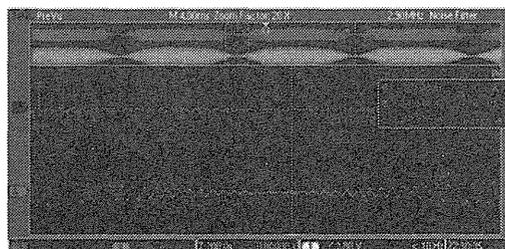
100Hz 変調モード (20.8kHz)  
CH3: インバータ出力電圧 (OUTPUT 端子台)  
CH4: 出力電流

図 C3.4 実験結果



100Hz 変調モード (20.8kHz)  
CH3: インバータ出力電圧 (OUTPUT 端子台)  
CH4: 出力電流

図 C3.5 図 C3.4 の実験結果の電流値最大付近の拡大図



100Hz 変調モード (20.8kHz)  
CH3: インバータ出力電圧 (OUTPUT 端子台)  
CH4: 出力電流

図 C3.6 図 C3.4 の実験結果の電流値ゼロ付近の拡大図

## C4. 計算機シミュレーションによるばく露評価

### C4.1 動物用ばく露装置の評価指標

過去の検討において、生体への局所ばく露に関して定量的なばく露評価に基づいた研究例は少ない。つまりばく露評価を行うための指標を定めることにおいて、過去の文献に基づいた参考例がない。そのため今回、独自に指標を定め、評価を行った。我々は胎児の発生に対する影響を評価するため、胎児ラットでの内部誘導量平均値を母ラットのみでの内部誘導量平均値で割った値を指標 $\alpha$ として検討した。 $\alpha$ の値が高いほど、胎児に局所的にばく露できると考え、より高い値が得られる磁場発生コイルを検討した。また、生活環境下における影響を評価することにおいて、長時間ばく露時の生体内誘導量のレベルとして ICNIRP のガイドラインの一般公衆の基本制限値を目標とした。ばく露装置の設計指針として、胎児への局所性が高く、目標以上の誘導量が得られることを定めている。

### C4.2 ばく露評価結果

設計したコイルの形状は図 B5.5 のように IH 調音器で用いられるような渦巻き型のコイルを選択した。5 回巻きのコイルを 2 段重ねることで磁界ばく露を増やしている。コイルはラットの腹部胎児付近に設置することで胎児に局所的な磁界ばく露を行える。図 C4.1 にその位置でのコイルから発生する磁界分布を示す。

表 C4.1 に一様磁界入射と今回検討した磁場発生コイルでの誘導量の局所性の指標 $\alpha$ を示す。誘導電流密度の場合、誘導電界強度の場合をそ

表 C4.1 一様磁界入射と渦型コイルとの局所性指標の比較

	一様磁界	渦型コイル
誘導電流密度の指標 $\alpha_J$	0.483(左右方向)	1.45
誘導電界の指標 $\alpha_E$	0.451(前後方向)	1.06

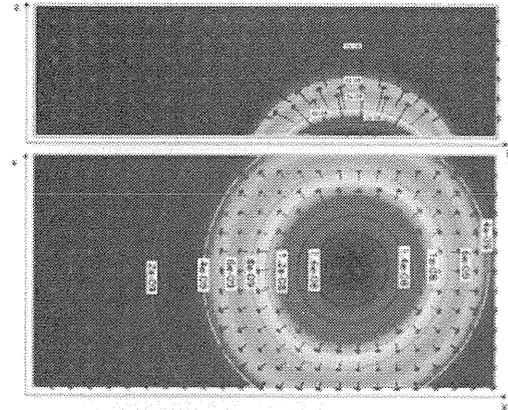


図 C4.1 設計したコイル周辺の磁界分布、磁界分布が局所化されているのがわかる。

れぞれ示している。一様磁界の $\alpha$ 値が一番カップリングの強い入射方向の結果をそれぞれ示している。この表から一様磁界入射と比較して渦型コイルでの胎児へのばく露量が高いことがわかる。

また、表 C4.2、表 C4.3 にラット全体、胎児での最大値、平均値をそれぞれ示す。胎児は胎児数分の誘導量を胎児数で平均した値となる。誘導電流密度が最大となる組織はラット全体では脂肪組織、胎児では脳以外の組織となった。また、誘導電界が最大となる組織はラット全体では骨組織、胎児では脳以外の組織となった。

表 C4.2 内部誘導電流密度の最大値・平均値 (コイルに流す電流が 1mA の時)

	ラット全体	全胎児平均
最大値 [ $\mu A$ ]	38.3(脂肪)	87.5(脳以外の胎児組織)
平均値 [ $\mu A$ ]	4.06	5.86

表 C4.3 内部誘導電界の最大値・平均値 (コイルに流す電流が 1mA の時)

	ラット全体	全胎児平均
最大値 [ $\mu V$ ]	221(骨)	507(脳以外の胎児組織)
平均値 [ $\mu V$ ]	33.4	35.2

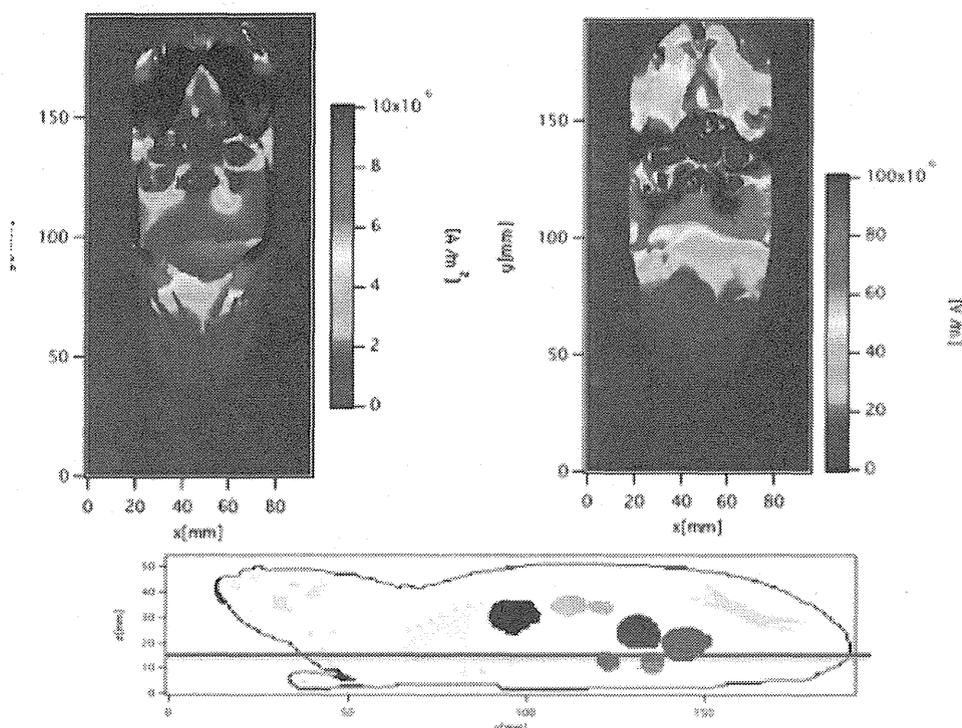
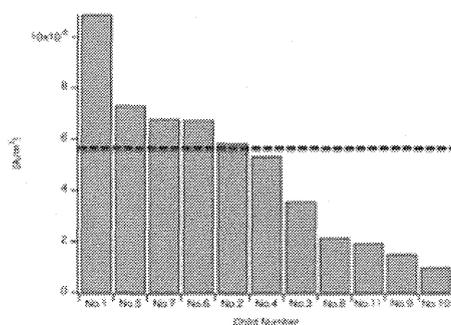


図 C4.2 妊娠ラット内の誘導電流密度分布（左上図）と誘導電界（右上図）

誘導量の平均値から胎児内部において基本制限値の誘導量を得るためにコイルに流す必要がある電流量を計算し示す。1998 年度版の ICNIRP のガイドラインの一般公衆でのばく露での基本制限値 ( $40\text{mA/m}^2$ ) を得るためには  $6.82\text{A}$ 、2010 年度版の ICNIRP のガイドラインの一般公衆でのばく露での基本制限値 ( $2.7\text{V/m}$ ) を得るためには  $76.6\text{A}$  をコイルに流す必要がある。家電製品の多くは 1998 年度版の ICNIRP のガイドラインの一般公衆のばく露の参考レベルを考慮しており、参考レベルの値に関連している基本制限値の 11 倍程度の誘導電流密度が得られる設計となっている。また、2010 年度版の ICNIRP のガイドラインと比較しても基本制限値程度のばく露実験を行うことができる。

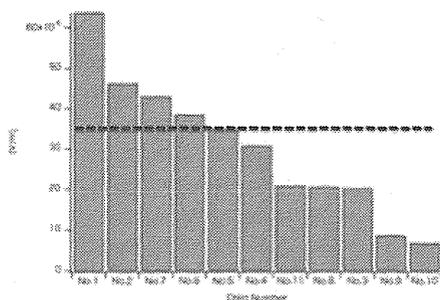
図 C4.2 に内部誘導量の分布の断面図を示す。この図から胎児以外の組織の誘導量も大きく胎児にのみ局所ばく露を行うことは困難であると考えられる。また、図 C4.3, C4.4 に胎児ごとの

内部誘導量の平均値を示す。これらの図から半数の胎児は設計の基準とした誘導量の値を上回っており、設計値以上のばく露が行える。しかし、もう半数の胎児はそれよりも下回り、設計値より弱いばく露を行うこととなる。実際の動物実験を実施する場合、このばく露評価の結果に基づき、適切な評価を行う必要がある。



----- 破線:全胎児での誘導量平均値

図 C4.3 各胎児内部の誘導電流密度分布の比較



----- 破線:全胎児での誘導量平均値

図 C4.4 各胎児内部の誘導電界分布の比較

### C4.3 胎児内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 B5.6 で示したものと同様である。

妊娠ラット内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 4.5~図 4.10 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 B5.4 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 C4.4 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:  $1.0\text{g}/\text{cm}^3$  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 C4.7, C4.9 の断面図は図 C4.5 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 C4.8, C4.10 の断面図は図 C4.6 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 C4.11~C4.13 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 C4.12, C4.13 の断面図は図 C4.11 の破線で引かれている (a)~(f) の断面図となっている。図 C4.7, C4.8 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わない、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。

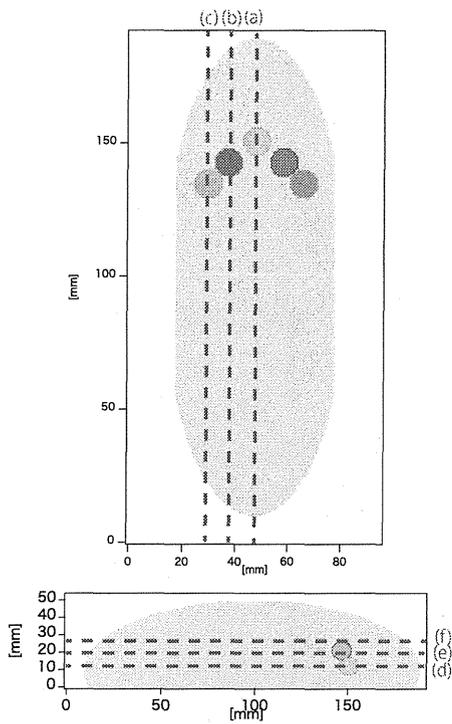


図 C4.5 妊娠 16 日目簡易モデルの断面図  
(スライス面の説明)

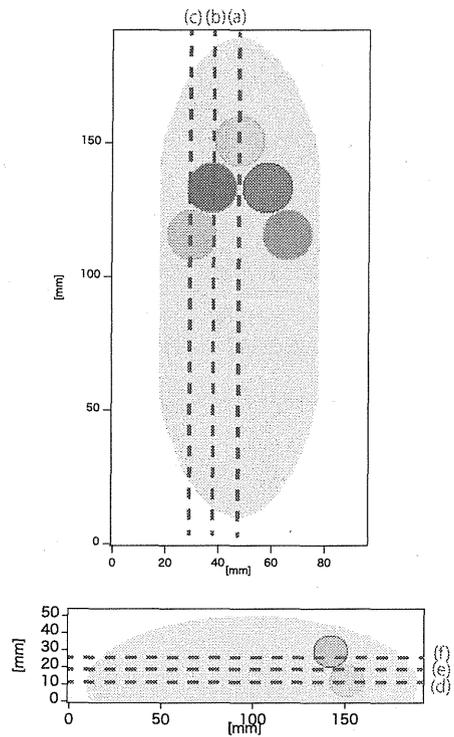
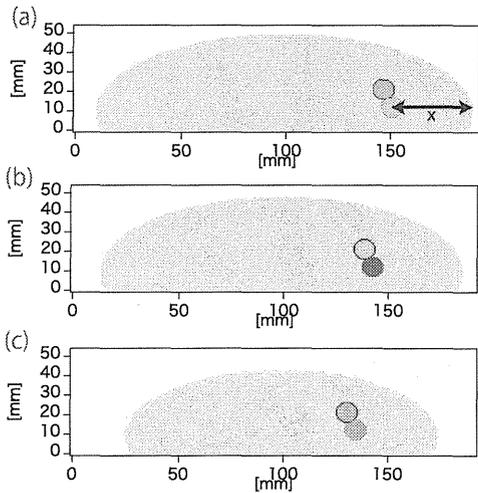
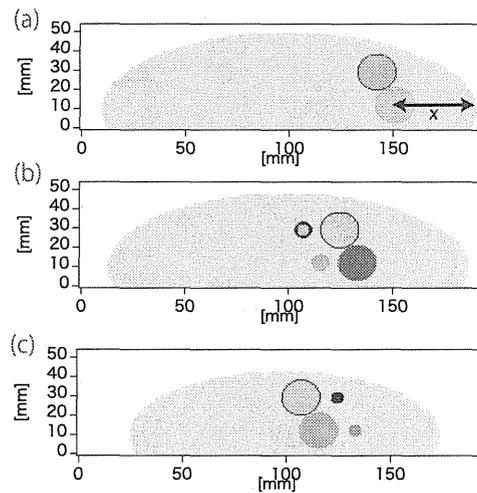


図 C4.6 妊娠 20 日目簡易モデルの断面図  
(スライス面の説明)



図C4.7 妊娠16日目簡易モデルの断面図  
断面(a) (b) (c)



図C4.8 妊娠16日目簡易モデルの断面図  
断面(a) (b) (c)

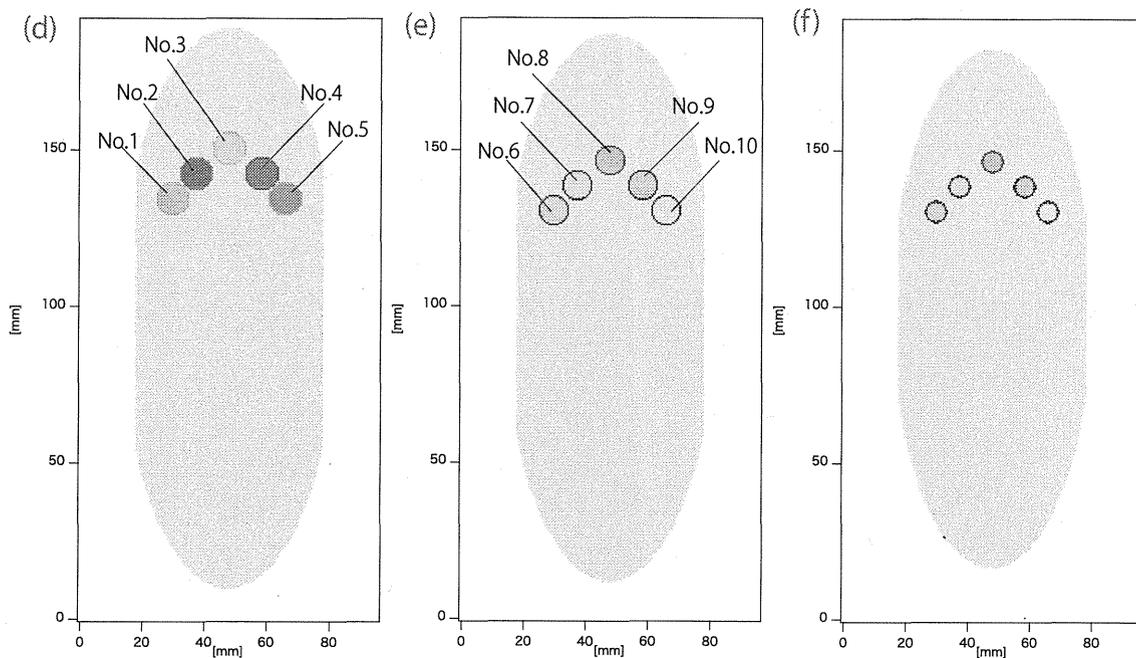


図 C4.9 妊娠 16 日目簡易モデルの断面図(d)(e)(f)

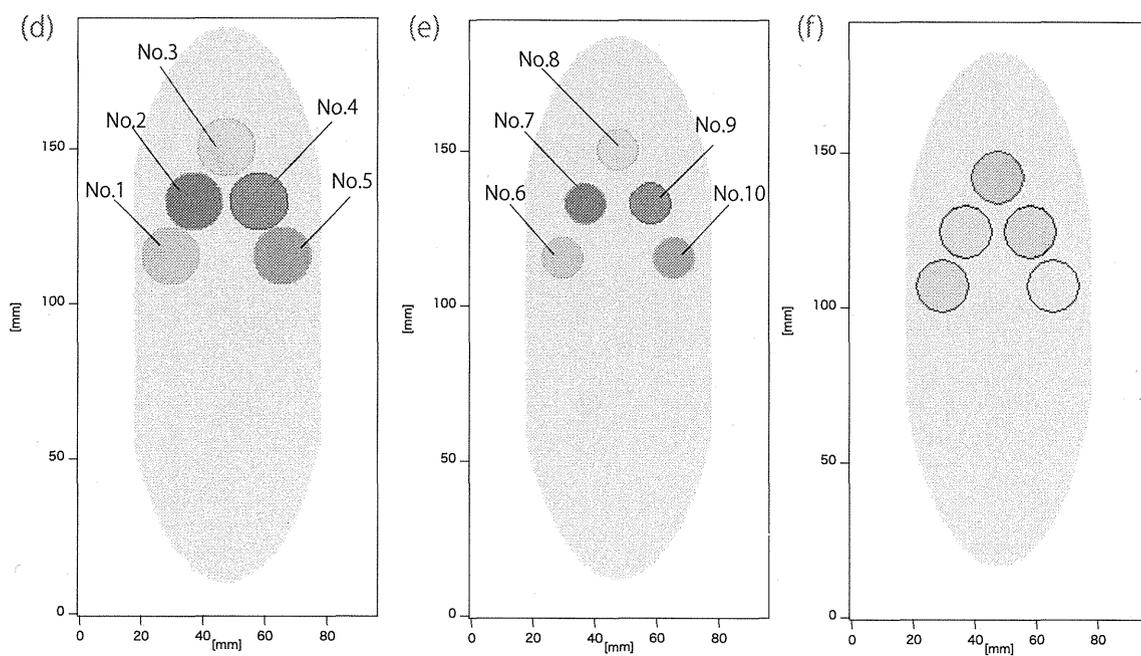


図 C4.10 妊娠 20 日目簡易モデルの断面図(d)(e)(f)

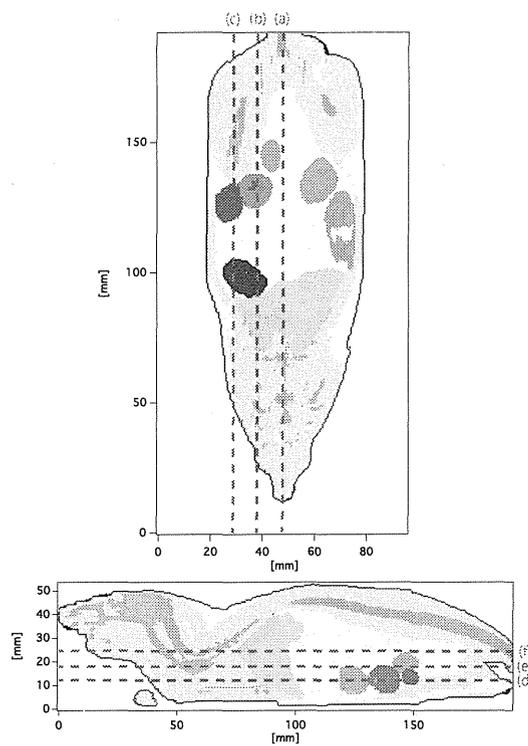


図 C4.11 解剖学的ラットモデルの断面図（スライス面の説明）

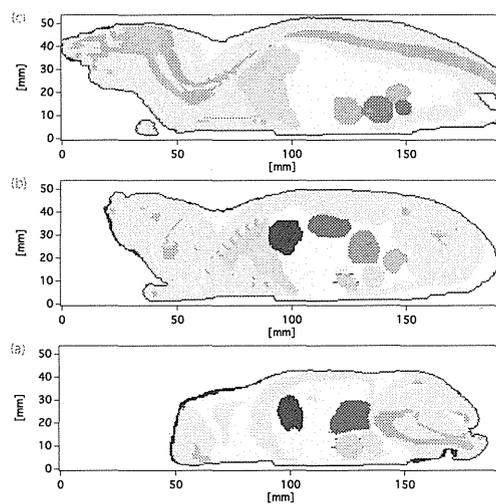


図 15 スライス面(a)(b)(c)

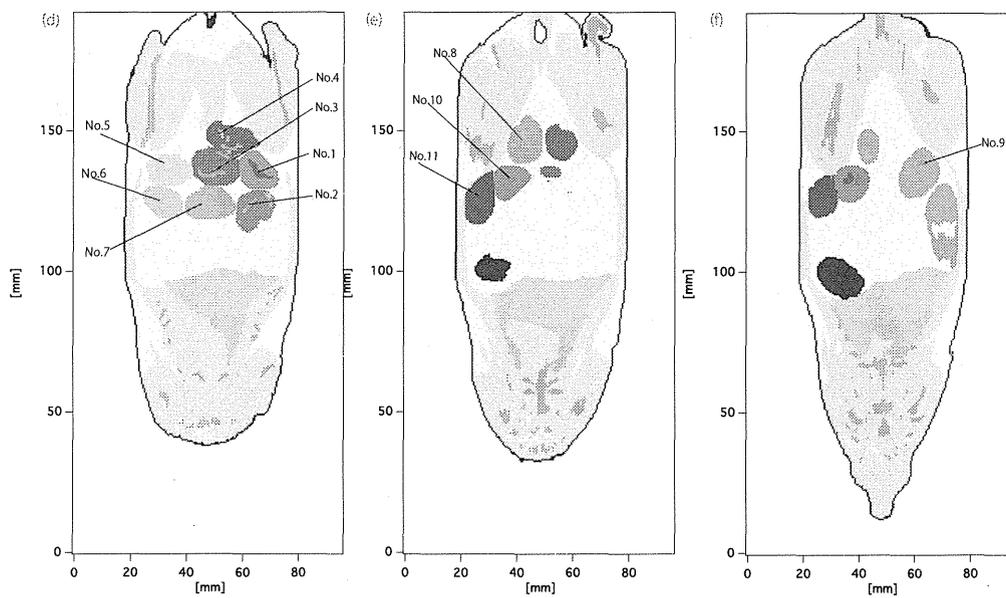


図 C4.13 スライス面(d)(e)(f)

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 C4. 14 に解剖学的モデルの各誘導電界値の値を、図 C4. 15 に妊娠 16 日目の簡易モデルの結果を示す。図 C4. 15 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 に変化させた時のモデルを作成し、数値計算を行った。図 C4. 16, C4. 17 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。

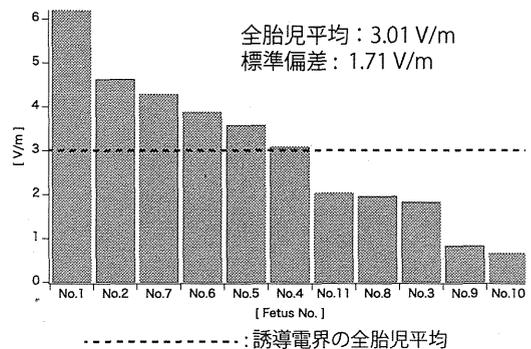


図 C4. 14 解剖学的モデルにおける妊娠 16 日目での胎児内の誘導電界

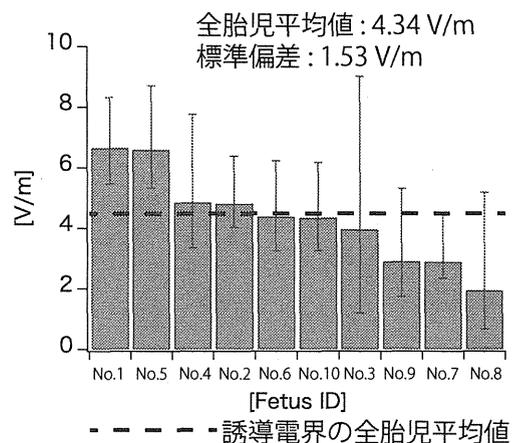


図 C4. 15 簡易モデルにおける妊娠 16 日目での胎児内の誘導電界

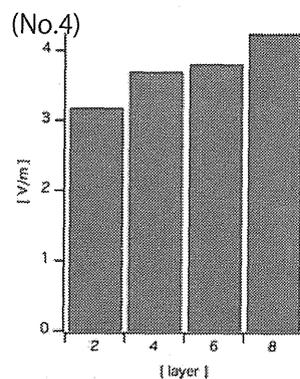
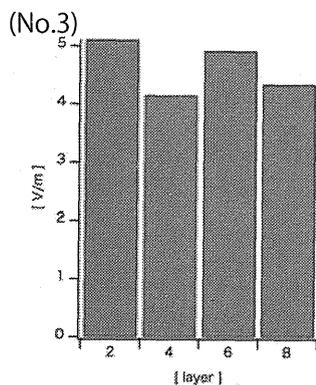
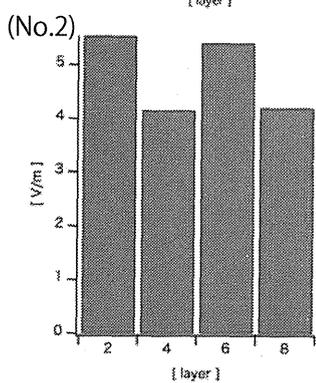
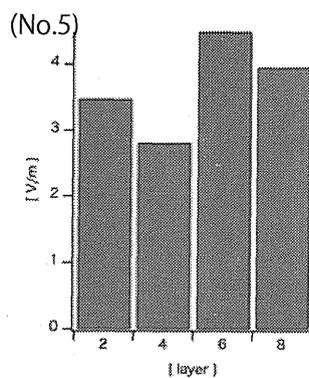
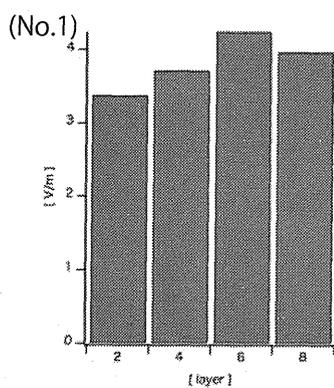


図 C4.16 羊水の厚さを変えたときの胎児 (No.1)-(No.5) の誘導電界

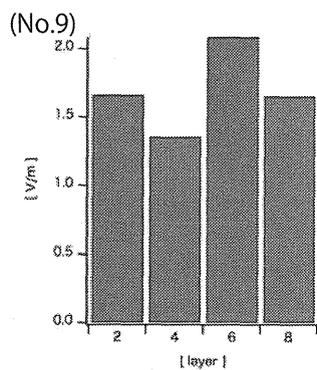
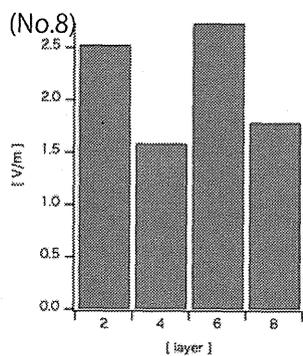
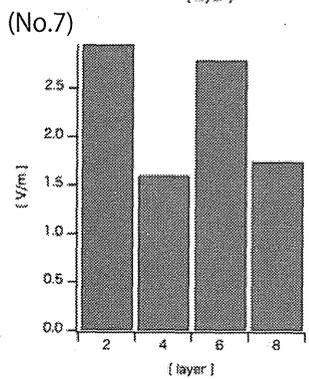
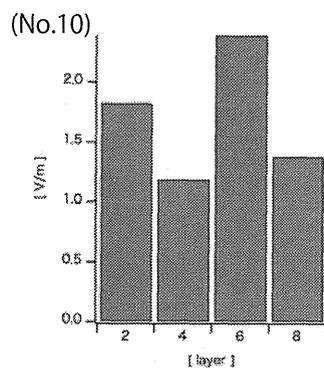
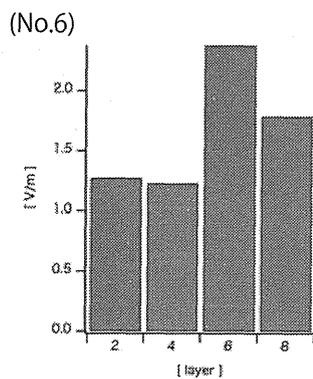


図 C4.17 羊水の厚さを変えたときの胎児 (No.6)-(No.10) の誘導電界

#### C4.4 簡易モデルへの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 C4.18 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と考えられる。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

表 C4.4 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

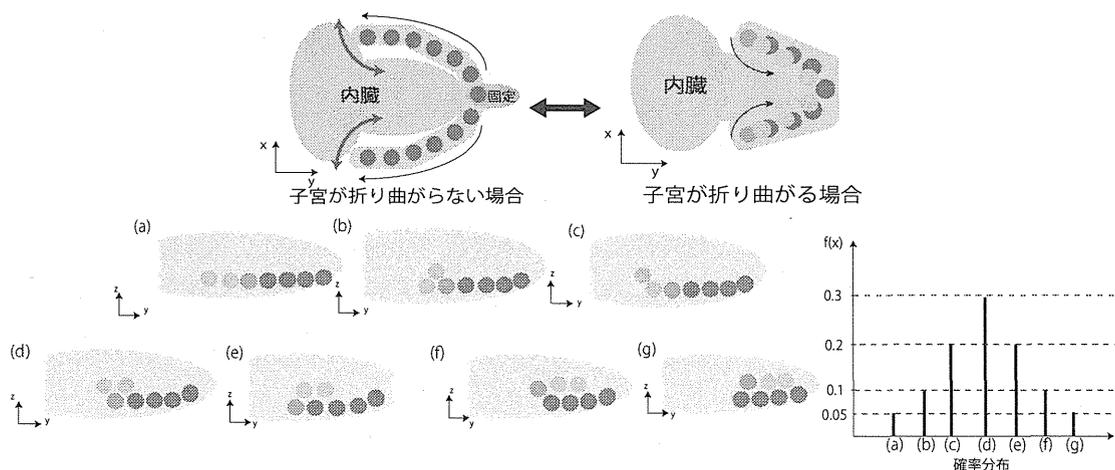


図 C4.18 胎児の位置関係とそのときの確率分布

い結果が得られると考えられる。

図 C4. 19~C4. 21 に図 C4. 18 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 C4. 19 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 C4. 20 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 C4. 21 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。

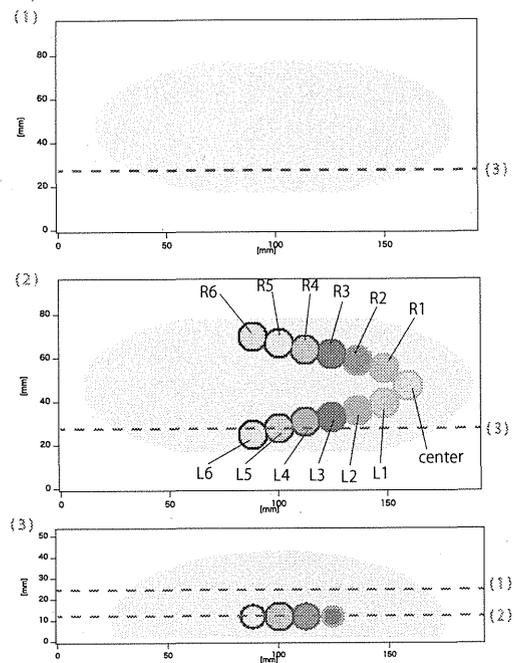


図 C4. 19 子宮がまっすぐのびている場合での胎児の位置関係のモデル

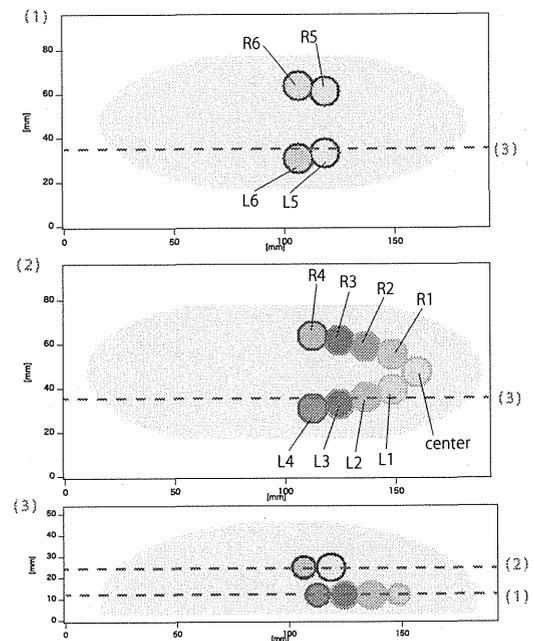


図 C4. 21 子宮が少し折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル

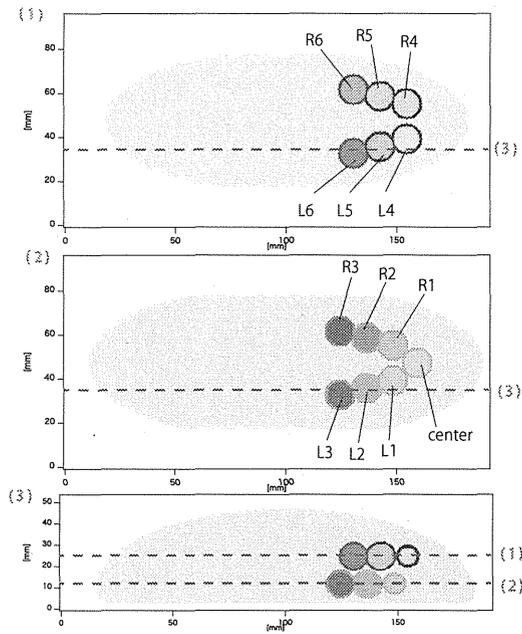


図 C4.21 子宮が大きく折れ曲がっている場合での胎児の位置関係のモデル

#### C4.5 確率分布で重み付けした各胎児の誘導電界値

図 C4.19-C4.21 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 C4.18 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 C4.22 に妊娠 13 日目、図 C4.23 に妊娠 14 日目、図 C4.24 に妊娠 16 日目、図 C4.25 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な値となる。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。

#### C4.6 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が可能である。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。胎児の発達に起因する不確定性の影響について考察する。動物実験一日毎の磁界ばく露時間は1~2時間程度である。このことから妊娠日数ごと胎児の重量に応じた誘導電界値を調べることで胎児の発達を考慮した評価が行えると考えられる。

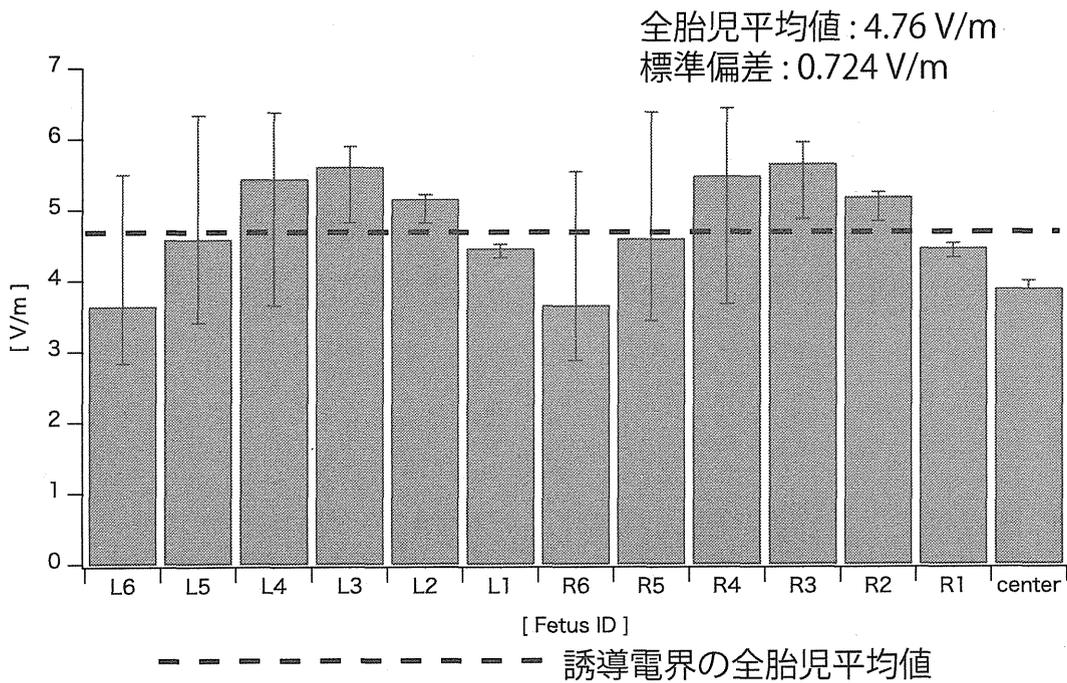


図 C4.22 簡易モデルにおける妊娠 13 日目での胎児内の誘導電界

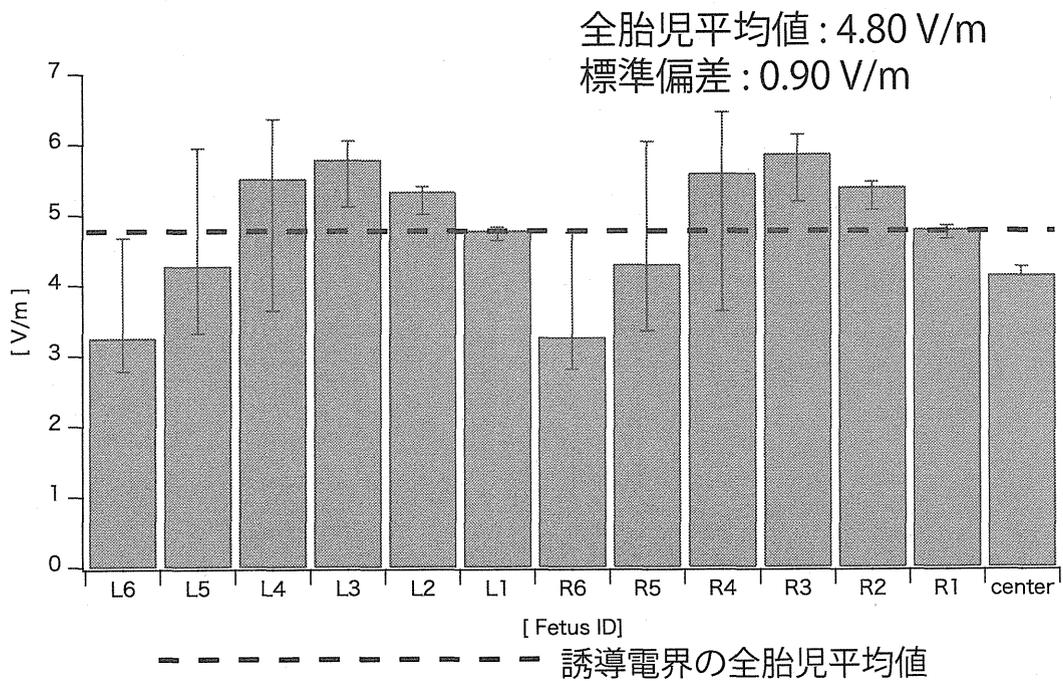


図 C4.23 簡易モデルにおける妊娠 14 日目での胎児内の誘導電界

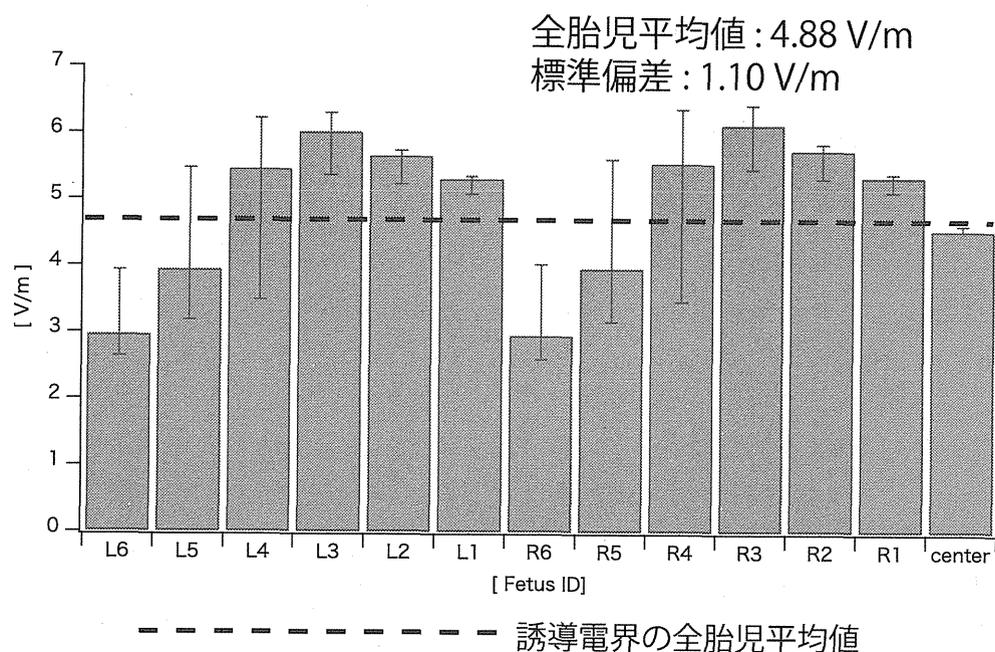


図 C4.24 簡易モデルにおける妊娠 16 日目での胎児内の誘導電界

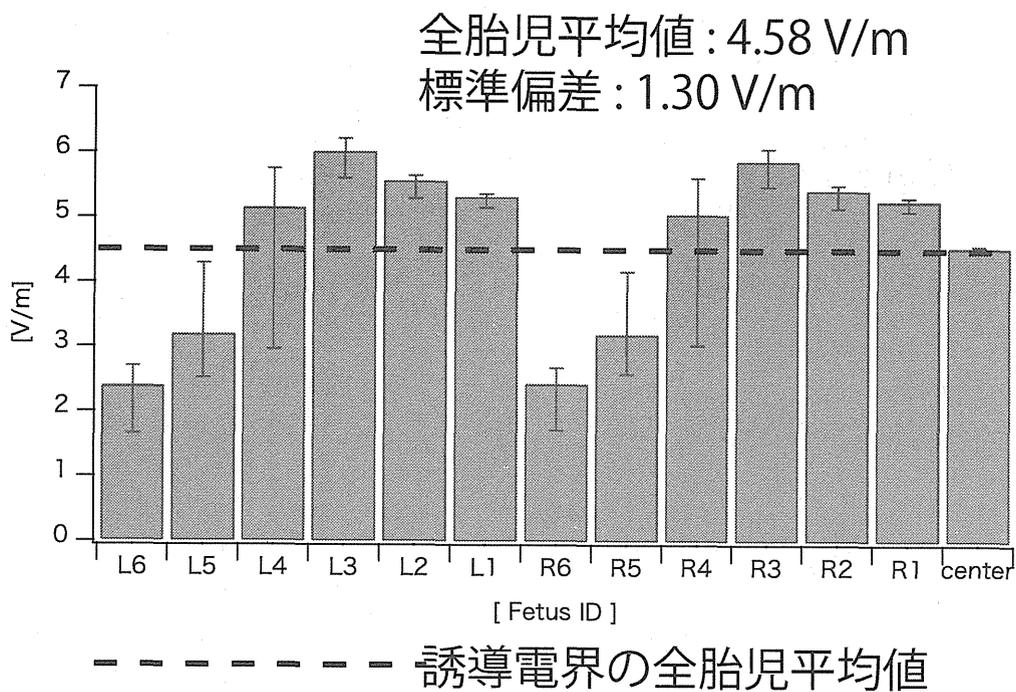


図 C4.25 簡易モデルにおける妊娠 17 日目での胎児内の誘導電界

#### C4.5 誘導電界と磁束密度の比較

局所磁界ばく露装置において誘導電界と磁束密度が各胎児においてどの程度の量になっているかを比較した。解剖学的ラットモデルとコイルの配置の関係は図 B5.6 のとおりである。コイルの中心はラットモデルの尾の付け根を基準として、49mm の位置に配置した。

図 C4.26 にこのときの各胎児における磁束密度の平均値と全胎児平均値を示す。また図 C4.27 に胎児内誘導電界の各胎児の平均値と全胎児平均値（胎児数は 11）を示す。コイルに流す電流が 90A の時、コイル中心の直上において 19.1mT の磁界を発生する。このとき磁束密度の全胎児平均値は 4.55mT であり、標準偏差は 1.33mT である。また誘導電界に関して全胎児平均値は 3.01V/m、標準偏差は 1.71V/m である。平均値に対して標準偏差は磁束密度に関しては 29%、誘導電界に関して

は 57%であり磁束密度のほうがばらつきが小さくなっている。これは解剖学的モデルの各胎児の大きさのばらつきが大きいからと考えられる。

図 C4.28, 図 C4.29 はそれぞれ胎児を球体で模擬した簡易モデルにおける各胎児の磁束密度平均値と誘導電界平均値である。胎児の大きさは妊娠 14 日目の実際の体重データから胎児の密度を 1.0g/cm<sup>3</sup> として推測した。標準偏差の平均値に帯する割合は磁束密度の場合 18.6%、誘導電界の場合 19.5%である。簡易モデルの場合それぞれの量のばらつきは解剖学的モデルよりも小さくなった。これらのデータから、生物学的な評価をする場合、対象とする母体に置ける胎児の大きさ（重量）のばらつきを注意深く観察すべきである。

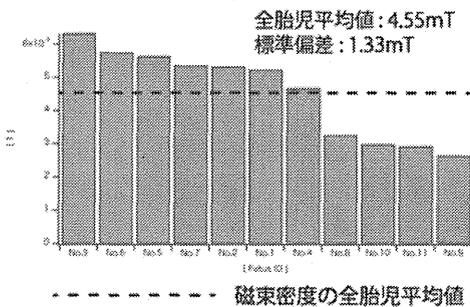


図 C4.26 解剖学的モデルにおける各胎児に入射する磁束密度の平均値

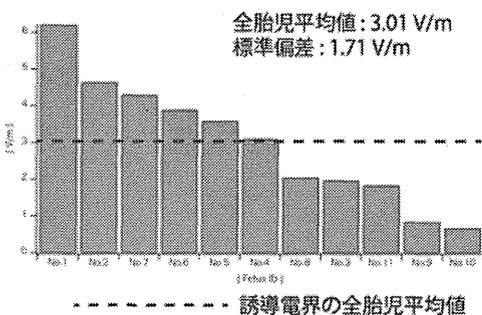


図 C4.27 解剖学的モデルにおける各胎児の内部誘導電界の平均値

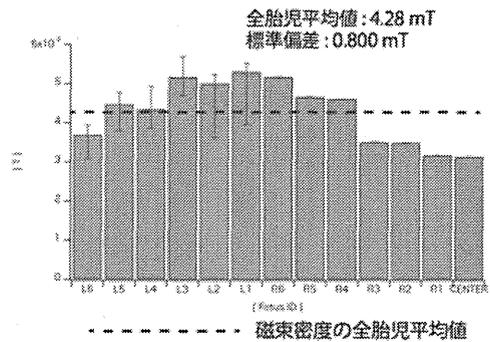


図 C4.28 簡易モデルにおける各胎児に入射する磁束密度の平均値（妊娠 14 日目）

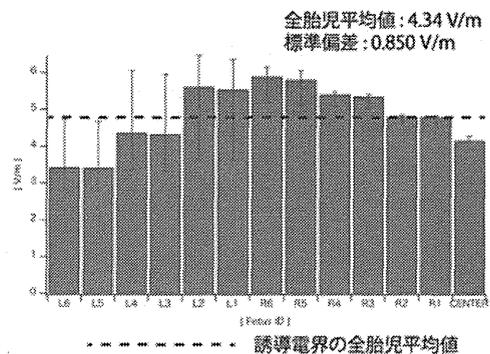


図 C4.29 簡易モデルにおける各胎児の内部誘導電界の平均値（妊娠 14 日目）

次にコイルの中心位置がずれて、より尾の付け根に近づいたときの場合について考察する。ここでは尾の付け根の基準点からコイルの中心までを25mmとした。このときの入射磁界、誘導電界それぞれの標準偏差を平均値で規格化した値の妊娠日数に対する依存性を図C4.30に示す。コイルが尾の方にずれた場合、入射磁界のばらつきが誘導電界よりも大きくなっている。このように、コイルの位置によって、入射磁界と誘導電界のばらつきが逆転することもあることが分かる。また妊娠日数が大きくなるに従って、入射磁束密度、誘導電界の両方の標準偏差が大きくなっていることがわかる。これは胎児が大きくなるにつれて子宮の先端が母体の頭部側にのびていき、空間的に胎児が分布する領域が広がるからであると考えられる。

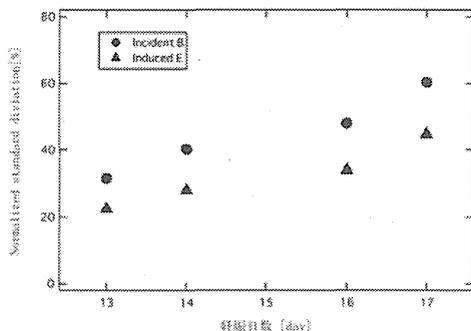


図 C2.6 各胎児への入射磁界と誘導電界に関する規格化された標準偏差の妊娠日数に対する依存性 (●磁束密度, ▲誘導電界)

#### D. 結論

細胞用ばく露装置の開発において、電源装置と磁界ばく露用コイルをトータルシステムとして設計できる手法を構築した。この設計手法を利用し、150mm×150mm×150mmの空間内に20kHzの入射磁界を実効値で最大3.4mT（一般公衆における参考レベル(27μT)の約125倍)の均一磁界（ばく露空間内

の磁界強度の偏差が±5%以内)としてばく露可能な細胞用ばく露装置を開発した。アーチファクトに関する検討としては、磁界ばく露時のコイルの温度上昇の測定を行い、ばく露時の温度環境に関する基礎的な知見を得た。なお、細胞用ばく露装置のコイルは動物（ラット）用均一磁界ばく露装置としても用い、そのときのラット体内の全身平均誘導電界は約4.7V/m（一般公衆における基本制限(2.7V/m)の1.7倍)である。

動物用局所磁界ばく露装置設計では、数値シミュレーションによるばく露評価を手がかりに、磁場発生コイルの形状を選定し胎児に効率よく磁界ばく露が可能な適切なコイル構成を決定した。また、電源設計においては、局所ばく露用コイルを駆動できる電源装置の設計法を示した。提案した電源装置の有用性を確認するために電圧形インバータ、LC共振回路と変圧器からなる電源装置を設計・製作し、コイル中心部で28.7mTの磁界を発生することが可能であることを確認できた。

温度環境の検討に関しては、磁界発生コイルを精製水で冷却することによりコイル表面部の温度調整ができることを実験により確認した。

このようにコイル設計、電源設計を含めた完全に独自設計のばく露装置を製作した結果、一様磁界ばく露に比べ、胎児に局所的なばく露が可能になり、コイルに最大電流80A流したとき、1998年版ICNIRPのガイドラインの一般公衆の基本制限値の11倍程度の内部誘導電流密度、2010年版ICNIRPのガイドラインの一般公衆の基本制限値程度の内部誘導電界が得られることが分かった。

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。

ばく露評価においては、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、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考慮に入れ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。

さらに各胎児に入射する磁束密度のばらつきと内部誘導電界のばらつきに関して比較を行った。その結果、設計時に考慮したラットとコイルの位置関係では誘導電界のばらつきが入射磁束密度のそれよりも解剖学的モデルでは大きなことがわかった。しかしこの関係はコイルの位置ずれによって逆転することも分かった。また胎児の成長に依存して、入射磁束密度、誘導電界の各量のばらつきが大きくなることがわかった。これらから、ばく露時には胎児とコイルの位置関係、胎児の重量とそのばらつきを実験時に把握することがより精密なばく露評価に結びつくことがわかった。

## E. 参考文献

- [1] E. Litvak, et al., "Health consequences of exposure to electromagnetic fields in the frequency range 300 Hz to 10 MHz," . Bioelectromagnetics 23 pp 68-82. 2002.
- [2] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for limiting exposure in time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300GHz)," Health Phys., 74(4), pp.494-522. 1998.

- [3] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to time-Varying Electric and Magnetic Fields (1Hz -100kHz) ," Health Phys., 74(6), pp.818-836, 2010.
- [4] "Extremely Low Frequency Fields," Environmental Health Criteria Monograph, No.238.
- [5] Dawson.B.V, et al., "Evaluation of potential health effects of 10kHz magnetic fields," , Bioelectromagnetics 19(3) pp.162-171, 1998.
- [6] Hannele Huuskonen, et al., "Effects of low-frequency magnetic fields on fetal development in rats," Bioelectromagnetics 14 pp.205-213, 1993.
- [7] Sung-Ho Kim, et al., "Teratological Studies of Prenatal Exposure of Mice to a 20 kHz Sawtooth Magnetic Field," Bioelectromagnetics, 25 p114-117, 2004.
- [8] Sung-Ho Kim, et al., "Toxicity Bioassay in Sprague-Dawley Rats Exposed to 20 kHz Triangular Magnetic Field, " Bioelectromagnetics, 27 p105-111, 2006.
- [9] Hae. June. LEE, et al., "Long-term exposure of Sprague Dawley rats to 20 kHz triangular magnetic fields," International Journal of Radiation Biology, 82 p285-291, 2006.
- [10] Hae. June. LEE, et al., "Lack of Promotion of Mammary, Lung and Skin Tumorigenesis by 20kHz Triangular Magnetic Fields , " Bioelectromagnetics, 28, p446-453, 2007.
- [11] Hae. June. LEE, et al., " Teratological Evaluation of Mouse Fetuses Exposed to a 20kHz EMF, " Bioelectromagnetics, 30, p330-333, 2009.
- [12] J.L.Kirschvink,: Uniform Magnetic Fields and Double-Wrapped Coil Systems:Improved Techniques for the Design of Bioelectromagnetic Experiments", Bioelectromagnetics 13:401-411, 1992.
- [13] ランダウ, リフシッツ: "電磁気学 1", pp.150-159, 東京図書(1956)
- [14] 後藤憲一, 山崎修一郎: "詳解電磁気学演習", pp.271-278, 共立出版株式会社, (1970)
- [15] 小塚洋司: "電磁気学 その物理像と詳論", pp.164-260, 森北出版株式会社(1998)
- [16] 中園聡, 池畑政輝, 西村泉, 根岸正, 重光司: IF磁界の生物影響評価—細胞用IF磁界ばく露装置の開発と微生物を用いた変異原性評価—, 電力中央研究所報告, V04008 (2005)
- [17] OM P. GANDHI, et al., "Impedence Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically Induced Hyperthermia," IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-31, Issue-10, pp.644-651. 1984.

- [18] N. Orcutt, et al., "A 3-D impedance method to calculate power deposition in biological bodies subjected to time varying magnetic fields," IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 35, Issue-8, pp.577-583. 1988.
- [19] K. Wake, T. Tanaka, and M. Taki, "Analysis of induced currents in a rat exposed to 50 Hz linearly and circularly polarized magnetic fields," Bioelectromagnetics, 21, p354-363, 2000.
- [20] J. Wang, et al., "Development and Dosimetry Analysis of a 2-GHz Whole-Body Exposure Setup for Unrestrained Pregnant and New-born Rats," IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques, 56, pp.2008-2013, 2008.
- [21] Gabriel S, et al., "The dielectric properties of biological tissues: III. Paramagnetic models for the dielectric spectrum of tissues." Physics in Medicine and Biology, 41, pp.2271-2293. 1996.
- [22] F De Luca, et al., "Use of low-frequency electrical impedance measurements to determine phospholipid content in amniotic fluid" Physics in Medicine and Biology, 41, pp.1863-1869, 1996.
- [23] T. W. Dawson, et al., "Evaluation of the Modeling Accuracy of Power Frequency Field Interactions with the human body", Appl. Comput. Electromag. Soc. J., 16, No.2, pp.162-172. 2001.
- [24] 高野 志規 他 "低周波電磁界曝露に対する数値日本人モデルにおける基本制限と参考レベルの関係", 電気学会論文誌. A, 基礎・材料・共通部門誌, 130(12), No. 2, pp. 1092-1098. 2010.

厚生労働科学研究費補助金（厚生労働科学特別研究事業）  
分担研究報告書

居室における中間周波電磁界に関する研究  
～細胞を対象とした遺伝子と分化に関する研究～

分担研究者	池畑政輝	(公財)鉄道総合技術研究所 人間科学研究部 生物工学研究室 主任研究員
	吉江幸子	(公財)鉄道総合技術研究所 人間科学研究部 生物工学研究室 副主任研究員
	石井一行	明治薬科大学 衛生化学教室 教授
	小笠原裕樹	明治薬科大学 衛生化学教室 准教授

研究要旨

IF 磁界の健康影響評価に関しては、これまでに非常に限られた知見しかないため、少なくとも安全性評価の定法に則り、*in vitro* および *in vivo* 双方での種々の試験による評価が必要である。本研究では、まず *in vitro* 試験のために強磁界を発生しつつ安定して細胞培養を行える IF 磁界ばく露装置（21kHz において最大 3.9mT (ICNIRP ガイドラインにおける公衆ばく露の参考レベルの 144 倍) を発生) を開発した。次に、この装置を用いて、磁界ばく露下での細胞増殖、小核誘発頻度、遺伝子突然変異出現頻度、レポーター遺伝子を導入したヒト乳がん由来細胞 (MCF-7) のエストロゲン応答性、DNA メチル化およびマウス ES 細胞の分化を検討し、IF 磁界ばく露による影響の評価を行った。その結果、検討した全ての指標について、ばく露条件として 3.9mT で最大 2 週間に亘るばく露によっても、有意な影響は認められないことがわかった。

これらの結果より、実験で検討したばく露条件より少なくとも 100 倍以上弱く、また時間も短いと考えられる居室や環境中でのばく露による顕著な生物影響は、無いか、またはあるとしても安全性評価の定法での評価閾値以下の極めて弱い作用であると考えられることができる。

A. 研究目的

IH 調理器などの家電製品や盗難防止装置等の設備、また鉄道などの高出力インバーターなど、身の回りの IF 磁界源からばく露する機会が増えているが、IF 磁界の健康影響に関しては、これまでに行われた研究

は限られている。そのため、2007 年に発刊された WHO の超低周波電磁界に関する環境保健クライテリア (EHC238) では以下の通りに記載され、研究の推進が必須とされている。「この領域のデータが欠落している現状を鑑み、全てを包括する必要事項