

## 平面コイル形状を用いた局所曝露用磁界発生装置の開発

鈴木 伸也\*, 和田 圭二, 鈴木 敬久 (首都大学東京)

Development of a Magnetic Field Generator using a Plane Coil for Local Exposure

Shinya Suzuki\*, Keiji Wada, and Yukihisa Suzuki(Tokyo Metropolitan University)

### 1. はじめに

時間変動する磁界入射に対する生体影響を調査・研究するためには細胞や動物を対象にして実験が行われる。これにより、実験の対象に合わせた磁界発生用コイルの設計が要求される。著者らが先に細胞曝露評価を対象とした磁界発生用コイルでは、 $250\text{ mm} \times 250\text{ mm} \times 180\text{ mm}$  の領域に  $20\text{ kHz}$ ,  $3.9\text{ mT}$  の磁界が発生できることを実験により明らかにした<sup>(1)</sup>。現在計画している動物曝露評価を対象とした磁界発生用コイルでは、ラットの体の一部に磁界曝露を行うため局所かつ高磁界を発生させることが要求される。なお、国際非電離放射防護委員会(ICNIRP)のガイドラインによると、 $20\text{ kHz}$  での漏れ磁束は  $6.25\text{ }\mu\text{T}$  が参考レベルとして定めている。本論文では、動物を対象とした生体影響評価用の磁界発生装置の設計・製作を行い、実験による検討を行う。

### 2. 磁界発生用コイル

図 1 に本論文で提案する局所曝露用に適した磁界発生用コイルの概略図を示す。コイルはラットの体の一部に対して局所的な磁界曝露を行うため、図 1 に示すような平面で一層の渦巻き状に巻いたコイル形状とする。また、ラットの大きさよりコイルの外径  $100\text{ mm}$ , 内径  $25\text{ mm}$  とする。コイルには電線断面積  $5.3\text{ mm}^2$  のリツツ線を 10 巻きしている。

### 3. 装置構成

図 2 に動物用磁界曝露装置の回路構成を示す。電源部にはフルブリッジインバータを用い、変圧器と LC 共振回路から構成されている。ここで、 $L$  は磁界発生用コイル、 $C$  は共振用コンデンサである。局所曝露を行うための磁界発生用コイルで高磁界を発生させるには、 $100\text{ A}$  程度の電流が必要となる。そこで、変圧器を用いて 2 次側にコイルを設置する。また、変圧器の仕様は巻数比  $9:1$  とし、コア材にフェライトを使用している。共振用コンデンサは定格電圧・電流と変圧器の直流偏磁現象を考慮して変圧器の 1 次側に接続している。

### 4. 実験結果

図 3 にコイル中心磁界強度  $8.9\text{ mT}$  発生時の実験波形を示す。ここで、 $v_{INV}$  はインバータ出力電圧、 $i_L$  はコイルに流れる電流、 $B_z$  はコイルの中心軸上の磁束密度を示している。本実験で用いた磁界測定器(HIOKI 3470)は、 $2\text{ mT}$  までしか測定できないため、磁束密度  $B_z$  の波形は図 1 の左図の  $z$  軸方向に  $40\text{ mm}$  離れた地点での波形である。これより、ひずみの少ない正弦波の交流磁界を発生していることが確認できる。なお、このときの実験条件はインバータ出力電圧  $61.5\text{ V}$ 、インバータ出力電流  $5.34\text{ A}$ 、コイル電流  $40.0\text{ A}$  である。

図 4 にコイル中心軸上における磁界分布を示す。磁界測定器の測定可能領域でコイルの磁界強度を測定した。 $2\text{ mT}$  以下の地点では計算と測定の値は傾向が一致していることが確認できる。以上より、本実験の条件ではコイル中心で磁束密度  $8.9\text{ mT}$  が発生可能であることを明らかにした。

### 文 献

(1) 木暮 晋太郎, 和田 圭二, 鈴木 敬久：“電圧形インバータを用いた細胞曝露評価用  $20\text{ kHz}$  磁界発生装置の開発”，電気学会研究会，EMC-09-29, (2009)

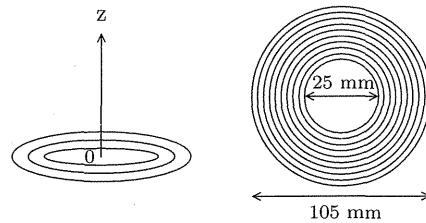


図 1 磁界発生用コイル概略図

Fig. 1. Prototype of the magnetic field generator

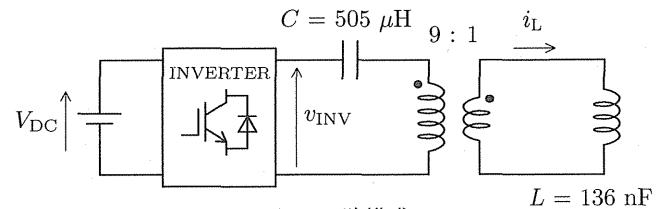


図 2 回路構成

Fig. 2. Experiment circuit

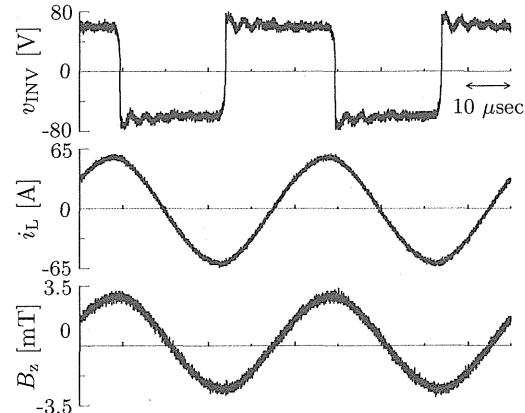


図 3 実験波形

Fig. 3. Experimental waveforms

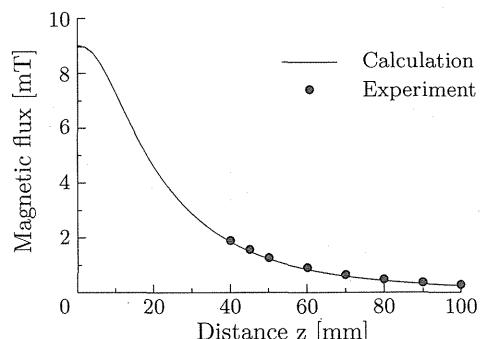


図 4  $z$  軸方向の距離と磁束密度分布

Fig. 4. Relationship between the distance of  $z$ -axis and magnetic flux

## Dosimetry on the induced current density and the induced electric field in the pregnant rat model exposed to localized magnetic fields at 20 kHz

Y. Hirai<sup>1</sup>, Y. Suzuki<sup>1</sup>, K. Wada<sup>1</sup>, K. Wake<sup>2</sup>, M. Taki<sup>1</sup>, A. Ushiyama<sup>3</sup>, C. Ohkubo<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan University,

<sup>2</sup>National Institute of Information and Communications Technology,

<sup>3</sup>National Institute of Public Health, <sup>4</sup>Japan EMF Information Center

<sup>1</sup>Department of Electrical and Electronic Engineering, Tokyo Metropolitan University,  
Hachioji, Tokyo 192-0397, Japan  
E-mail: hirai@com.eei.metro-u.ac.jp

### Introduction

Currently, we are planning to assess the biological effect on the development of fetuses of the rat exposed to the intermediate frequency [1] magnetic field. It is required to develop the exposure setup with localized magnetic field distribution for this purpose. As a preliminary investigation, we tried magnetic field generation coils with the spiral shape, which is usually used in IH (Induction-heating) hobs. The aim of this study is to analyze current densities and electric fields within fetuses of rat induced by localized magnetic fields due to the spiral type coil.

### Method

The impedance method [2] was employed to calculate the induced current density and the induced electric field. The pregnant rat model [3] made from the MRI (magnetic-resonance-imaging) image is used. It consists of over 15 tissues with 0.5mm cubic voxels. Electric conductivities are decided by 4-Cole-Cole dispersion model [4]. The number of fetuses included in the mother's body is 11. The spiral type coil is placed under the abdomen of the mother rat. In this study the spiral type coil is represented by the concentric circle. The electric current passing the coil is set for 1mA at 20 kHz.

### Result

Table 1 shows the maximum and average value of the induced current density and the induced electric field. The average value of the induced current density and the induced electric field in fetuses are larger than those in the mother's body. It is found that the spiral type coil is a candidate for the localized magnetic field source for the *in vivo* exposure setup.

### References

- [1] E. Litvak, *et al.*, Bioelectromagnetics, **23**, pp.68-82, 2002.
- [2] P. Gandhi, *et al.*, IEEE Trans. Biomed. Eng., **31**, pp.644-651, 1984.
- [3] J. Wang, *et al.*, IEEE Trans. MTT, **56**, pp.2008-2013, 2008.
- [4] S. Gabriel, *et al.*, Phys. Med. Biol., **41**, pp.2271-2293, 1996.

Table 1. The maximum and average value of the induced current density and the induced electric field.

	Whole body: max	Whole body: average	Fetuses: max	Fetuses: average
Induced current density [ $\mu A/m^2$ ]	136(muscle)	3.86	60.9	10.4
Induced electric field [ $\mu V/m$ ]	854(fat)	36.0	393	62.3

## 20kHz 磁界発生用コイルの冷却方式の実験検討

鈴木 伸也, 和田 圭二, 鈴木 敬久 (首都大学東京)

Experimental Verification of a Cooling System in a Magnetic Field Generator

Shinya Suzuki, Keiji Wada, Yukihisa Suzuki (Tokyo Metropolitan University)

### 1. はじめに

生体影響を調査・研究するための交流磁界発生用空芯コイルには、細胞を対象として実験が行われるため、高磁界を発生させて、さらに温度上昇を抑えることが必須となる<sup>(1)(2)</sup>。しかし、コイルを長時間動作させると、コイル電線の内部抵抗の影響によりコイル自身が発熱するため自然空冷の場合では発生磁界に制限がある。文献(1)では、自然空冷の場合においてコイル電線の電流密度が  $4 \text{ A/mm}^2$  として検討が行われた。本稿では、高磁界を発生させるために、コイルの発熱を抑える方法として強制空冷を用いた場合の温度上昇について実験による検討を行った。

### 2. 磁界発生用コイル

図 1 に  $\ell$  をコイル長、 $a$  を円柱の半径、 $z$  をコイルの中心軸、 $r$  を半径方向の距離としたソレノイドコイルの円柱座標系を示す。今回測定に用いた磁界発生用コイルは、電線にリップ線、巻数 100 巻、 $\ell=297 \text{ mm}$ 、 $a=45.9 \text{ mm}$ 、インダクタンスが  $0.248 \text{ mH}$  の空芯コイルである。なお、空芯コイルの設計法は文献(1)を参考にしている。

図 2 にコイル長  $\ell$  とビオ・サバールの法則より求めた磁束密度の関係を示す。図 2 の計算では、 $a=45.9 \text{ mm}$ 、コイル電線断面積を  $2.4 \text{ mm}^2$  として、コイル電線の電流密度毎に計算を行った。これよりコイルがある一定の長さになると発生磁界が飽和し、電流密度に比例して発生磁界が大きくなることが確認できる。つまり、高磁界を発生させるにはコイル長  $\ell$  よりも、電流密度を高くすることが必要である。

### 3. 実験結果

図 3 は、電流密度を  $8 \text{ A/mm}^2$  にしたときの自然空冷の場合と強制空冷の場合のコイルにおける温度上昇を示す。強制空冷の方法は、コイルの  $z$  方向から直径 20 cm のファンを用いて送風をおこない、コイルの周りに風洞を設置する。この結果、コイル周辺部の風速を速くでき、冷却能力向上が期待できる。なお、風洞がある場合の風速は  $4.0 \text{ m/s}$ 、風洞がない場合は  $3.0 \text{ m/s}$  となる。

図 3 の自然空冷の場合では 30 分で温度が 60 度上昇した。これより、電流密度が  $8 \text{ A/mm}^2$  時の自然空冷の場合では、コイルを長時間動作ができないことが確認できる。一方、強制空冷の場合では 90 分で温度が 20 度上昇し、飽和した。強制空冷を用いることで、コイル中心で磁束密度  $7.8 \text{ mT}$  を長時間安定して出力できることを確認できた。なお、実験に用いたコイルの場合、自然空冷のときに長時間動作させるためには電流密度が  $4 \text{ A/mm}^2$  で磁束密度  $3.9 \text{ mT}$  となる。以上より、コイル電線の電流密度を高くすることによって高磁界を長時間発生できる。

### 文 献

- (1) 木暮 晋太郎, 和田 圭二, 鈴木 敬久：“電圧形インバータを用いた細胞暴露評価用 20KHz 磁界発生装置の開発”, 電気学会研究会, EMC-09-29, (2009)
- (2) A.Fujita, Y.Kawahara, S.Inoue, H.Omori :“Development of a Higher Power Intermediate-Frequency Magnetic Field Exposure System for In Vitro Studies”, Bioelectromagnetics(2009)

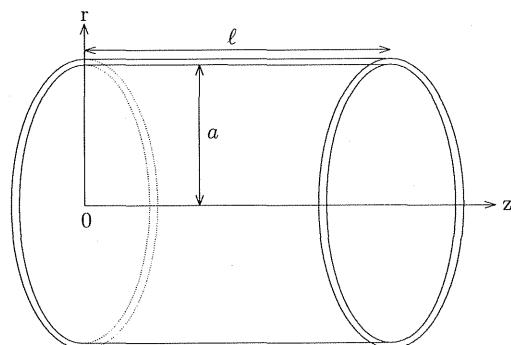


図 1 ソレノイドコイル

Fig. 1. Solenoid coil

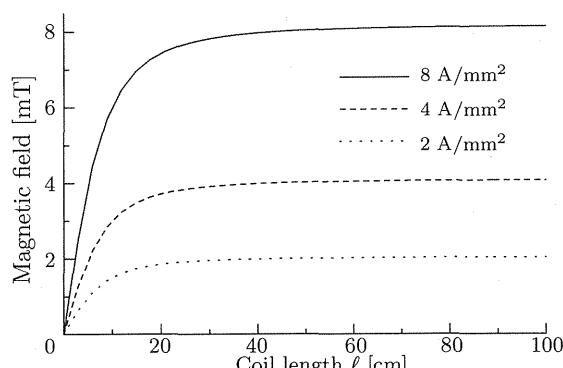


図 2 コイルの長さと磁束密度の関係

Fig. 2. Relationship between coil length and magnetic field

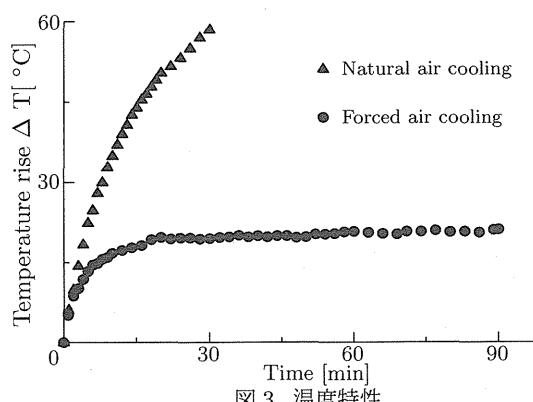


図 3 温度特性

Fig. 3. Temperature characteristic of the coil

## 局所曝露を目的とした磁界発生コイル用電源装置

鈴木 伸也<sup>†</sup> 和田 圭二<sup>†</sup> 鈴木 敬久<sup>†</sup>

† 首都大学東京理工学研究科

〒192-0397 東京都八王子市南大沢1-1

E-mail: †{suzuki-shinya,kj-wada,y\_suzuki}@tmu.ac.jp

**あらまし** 近年、誘導加熱(IH)調理器の普及により中間周波電磁界の利用が増加し、その結果中間周波電磁界の生体影響に対する関心が高まっている。生体影響を調査・研究するためには、細胞や動物を対象に磁界曝露評価の実験が行われる。著者らは先に細胞曝露用磁界発生コイルと電源装置の設計・製作を行い、20 kHz, 3.9 mTの磁界発生できることを示した。本論文では、全身ではなくラットの胎児のみに磁界曝露を行う局所曝露装置について提案し、コイル形状とそれを駆動するための電源回路の設計法を示す。ここでは、従来装置に比べて大電流を流す必要があるため、降圧変圧器を用いる方法について検討する。検討した設計法をもとに局所曝露を目的とした磁界発生コイル用電源装置の設計・製作を行い、20 kHz, 80 Aの電流を流し、コイル中心で19.3 mT出力可能であることを実験により明らかにする。また、3時間の連続動作を行い磁界発生コイルの温度特性について検討を行う。

**キーワード** インバータ、局所曝露、中間周波数、曝露装置

## Development of a Power Supply for Localized Magnetic Fields

Shinya SUZUKI<sup>†</sup>, Keiji WADA<sup>†</sup>, and Yukihisa SUZUKI<sup>†</sup>

† Department of Electrical Engineering, Tokyo Metropolitan University Minami-Osawa 1-1, Hachioji, Tokyo, 192-0397 Japan

E-mail: †{suzuki-shinya,kj-wada,y\_suzuki}@tmu.ac.jp

**Abstract** Recently, induction-heating(IH) cooking apparatus have come to be widely used in Japan. There has been growing public concern for the biological effect of intermediate frequency magnetic field. This paper presents a design procedure of an alternating magnetic-field generator coil and a power supply for a pregnant rat. A plane shape coil and a power supply using the voltage source inverter and step-down transformer are designed. The magnetic field generator rated at 19.3 mT and 20 kHz confirms the validity of the design procedure by the experimental results. In addition temperature characteristic of the coil is also discussed.

**Key words** inverter, localized magnetic fields, intermediate frequency, magnetic field generator

### 1. まえがき

誘導加熱(IH)調理器の普及もあり中間周波数(300 Hz~10 MHz)による生体影響への関心が高まっている。IH調理器は、日常的に人体と非常に近接した距離で使用されるため、その漏洩磁束による生体影響への関心は非常に高い。国際非電離放射防護委員会(ICNIRP)のガイドライン[1]によると、20 kHzでの漏れ磁束は6.25 μTが一般公衆における参考レベルとして定めている。この参考レベル以上の磁界強度における生体影響の調査・研究は、大学や研究機関で近年活発に進められている[2][3]。

著者らが先に細胞曝露評価を対象とした装置では、250 mm×250 mm×180 mmの磁界発生コイル内部に20 kHz, 20 Aの電流を流し、3.9 mTの磁界が発生できることを実験によ

り明らかにした[4]。この装置は、矩形波を出力する電圧形インバータに磁界発生用コイルと共振用コンデンサを直列に接続し、ひずみの少ない20 kHz交流磁界を発生できる。これまで、動物を対象とした曝露装置はラットの全身に対して均一に曝露する装置が一般的であるが、本装置では妊娠ラットの胎児のみに曝露可能な局所曝露磁界発生コイル[5]を駆動する回路構成について検討する。局所曝露用コイルは、ラットの腹部にのみ曝露を行えばよいため、コイル直径を100 mm以下とする必要がある。そのため、5~10ターン程度のコイルに対して、20 kHzの電流を流す必要があり、従来法に比べて大電流を流すための回路方式について検討する必要がある。その一方で、電線の発熱による温度制約もあるため、コイル電線の選定は重要な要素となる。

本論文では、局所曝露を目的とした磁界発生コイル用の電源

装置の設計・製作を行い、実験による検討を行う。提案する装置は、従来回路に降圧変圧器を接続し、局所曝露コイルに 20 kHz, 80 A の電流を流す。その結果、コイル中心付近で 19.3 mT の磁界発生できることを示す。また、装置を長時間駆動させた場合の磁界発生コイルの発熱に関する検討も行う。

## 2. 磁界発生コイル設計

本章では、ラットの胎児近傍に局所曝露用コイルを配置するため、コイルが発生する磁束(磁界)の大きさとその冷却方法について検討する。

### 2.1 局所曝露用磁界発生コイル設計

図 1 に、本論文で検討する局所曝露を目的とした平面の渦巻き状コイルの概略図を示す。まず、磁界発生コイルの中心軸(z 軸)上の磁界分布を計算により求める。ここで、計算を簡単化するためにコイル形状を渦巻き状ではなく半径の異なる同心円の集合として磁界計算を行う。任意の電線径  $\phi$ 、半径  $r$  の 1 ターンコイルが中心軸(z 軸)上で発生する磁束密度は、次式で与えられる [6]。ここで、 $\mu_0$  は真空の透磁率、 $I_2$  はコイル電流である。

$$B_{1\text{turn}} = \frac{\mu_0 r^2 I_2}{2(r^2 + z^2)^{3/2}} \quad (1)$$

各円電流により発生する中心軸(z 軸)上の磁界強度を求め、それらを足し合わせることでコイル全体が作る磁界の強さが求まる。

コイル中心軸上の磁束密度、コイル外径  $a$  と内径  $b$  を固定すると、電線径  $\phi$ (巻数  $N$ ) を可変させることで必要なコイル電流を求めることが可能。電線径  $\phi$  を可変させた場合の巻数は次式で求まる。ここで、 $N$  はコイルの巻数であり正の整数である。

$$N = \frac{a - b}{2\phi} \quad (2)$$

内側から  $m$  番目の 1 ターンコイルの半径  $r_m$  は、

$$r_m = \frac{b}{2} + (2m - 1)\frac{\phi}{2} \quad (3)$$

となる。以上より、 $N$  卷の磁界発生コイル中心軸(z 軸)上の磁界強度は、

$$B_z = \sum_{m=1}^N \frac{\mu_0 (b/2 + (2m - 1)\phi/2)^2 I_2}{2\{(b/2 + (2m - 1)\phi/2)^2 + z^2\}^{3/2}} \quad (4)$$

となり、特に磁界発生コイル中心( $z=0$ )の磁界強度は、

$$B_{z=0} = \sum_{m=1}^N \frac{\mu_0 I_2}{b + (2m - 1)\phi} \quad (5)$$

となる。

図 2 に、磁界発生コイルの大きさを外径  $a=100$  mm、内径  $b=20$  mm とし、コイル中心( $z=0$ )で磁束密度 20 mT 出力時のコイル電流と電流密度の関係を示す。巻数  $N$  は正の整数であるために、図 2 の計算値は離散値となる。電線径  $\phi$  の比較検討

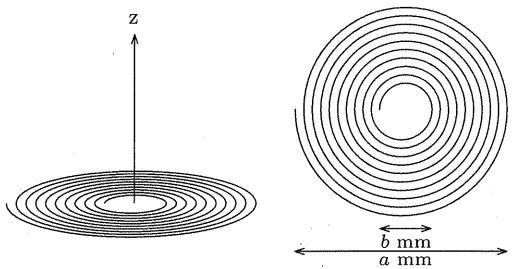


図 1 磁界発生コイル概略図

Fig. 1 Prototype of the magnetic field coil

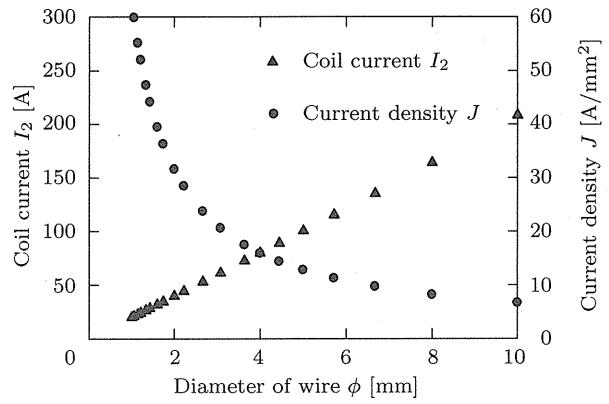


図 2 20 mT 出力時のコイル電流と電流密度

Fig. 2 Relationship between the coil current and the current density when the coil generates at the center is 20 mT

するために、電線をリツツ線とした場合のコイル電流は次式で与えられる。ここで、 $J$  は電流密度 [A/mm<sup>2</sup>]、占積率はリツツ線の断面積 [mm<sup>2</sup>] に対する銅線断面積 [mm<sup>2</sup>] の割合とし、一定(40 %)とする。

$$I_2 = (\phi/2)^2 \pi \times J \times \text{占積率} \quad (6)$$

電線径  $\phi$  を太くすることにより電流密度  $J$  を下げることができるが、電流値が大きくなるためインバータの設計・製作が困難になる。一方、電線径  $\phi$  を細くすると電流密度  $J$  を大きくなり、コイル電線の冷却が課題となる。

一般的な IH 調理器も平面で渦巻き状のコイルではあるが、電流実効値 30 ~ 40 A、電流密度 5 ~ 7 A/mm<sup>2</sup> 程度である。すなわち、本研究で検討する磁界発生コイル用電源装置は市販装置に比べて電流値・電流密度が大きいため、局所用の設計法について検討する必要がある。

### 2.2 冷却方式

図 2 より、本論文で検討するコイルでは、リツツ線を使用した場合での電流密度  $J$  が 8 A/mm<sup>2</sup> 以上とする必要があるが、強制空冷を用いてもコイルの温度上昇を抑えることができない[7]。そこで、水冷コイルを用いて磁界発生コイルを製作する。水冷の方法は、中心が空洞になっている銅パイプを用いて、パイプの内側に精製水を流し、パイプの表面に電流を流して行う。

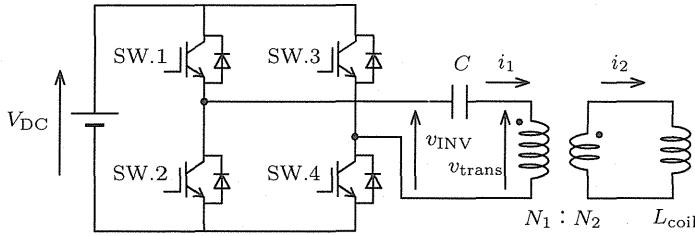


図 3 回路構成

Fig. 3 Experiment circuit

表 1 インバータの回路定数

Table 1 Circuit parameter of the inverter circuit

Input voltage $V_{DC}$ [V]	DC280
Output frequency [kHz]	18~22
Output current [A]	25
Dead time [ $\mu$ sec]	3.5
Output waveform	Square

### 3. 電源装置設計

#### 3.1 装置回路構成

図 3 に本論文で検討する磁界発生コイル用電源装置の回路構成を示す。電源部にはフルブリッジインバータを用い、変圧器と LC 共振回路から構成されている。ここで、 $L_{coil}$  は磁界発生コイル、 $C$  は共振用コンデンサである。前節で提案した平面で渦巻き状に巻いた磁界発生コイル  $L_{coil}$  に 20 kHz の正弦波交流電源を流し、コイル上部に局所的に高磁界を発生させる。図 1 のコイル構成において、局所曝露コイルの巻数  $N$  は 5~10 ターン程度と巻数が少ないため、高磁界発生するには図 2 より電線径  $\phi=4$  mm、巻数  $N=10$  においては 80 A の大電流が必要になる。インバータスイッチング周波数を 20 kHz とし、矩形波電圧  $v_{INV}$  と LC 直列共振により、正弦波電流を生成している。表 1 はインバータの仕様であり、直流定格電圧 280 V、交流出力電流 25 A である。これより、インバータの出力定格電流と図 2 で示された必要な電流から、インバータとコイルの間に降圧変圧器を接続して、図 1 の局所曝露用コイルを駆動する。

#### 3.2 変圧器設計

図 4 に示す変圧器等価回路において  $v_{trans}$  は 1 次側両端電圧、 $v_c$  は磁界発生コイルの電圧、 $i_1$  は 1 次側電流、 $i_2$  はコイル電流(2 次側電流)、 $L_{coil}$  は磁界発生コイル、 $L_\ell$  は漏れインダクタンス、 $R_w$  は巻線抵抗、 $L_g$  は励磁インダクタンス、 $R_g$  はコアの鉄損成分、 $N_1$  は 1 次側の巻線数、 $N_2$  は 2 次側の巻線数を示している。

コアの磁束密度  $B_m$  は、コアの飽和磁束密度  $B_s$  より小さい値で設計する必要がある。正弦波電圧の印加時におけるコアの磁束密度  $B_m$  は、次式で与えられる [8]。

$$B_m = \frac{V_{trans}}{4.44 f N_1 A_e} \quad (7)$$

ここで、 $A_e$  はコアの有効断面積、 $f$  はインバータのスイッチ

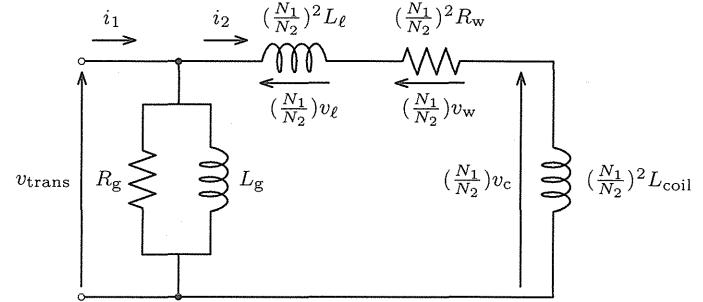


図 4 1 次側からの変圧器等価回路

Fig. 4 The equivalent circuit of transformer from primary side

グ周波数である。図 4 から  $V_{trans}$  は次式で与えられる。

$$\dot{V}_{trans} = \frac{N_1}{N_2} (\dot{V}_w + j(\dot{V}_\ell + \dot{V}_c)) \quad (8)$$

$$= \frac{N_1}{N_2} (R_w + j\omega(L_\ell + L_{coil})) I_2 \quad (9)$$

式 (9) を用いて、巻線抵抗  $R_w$  は  $L_{coil}$  より十分に小さいので無視すると、コアの磁束密度  $B_m$  は次式となる。

$$B_m = \frac{2\pi f (N_1/N_2)(L_\ell + L_{coil}) I_2}{4.44 f N_1 A_e} \quad [T] \quad (10)$$

$$= \frac{\sqrt{2}(L_\ell + L_{coil}) I_2}{A_e N_2} \quad [T] \quad (11)$$

巻数  $N_2$  とコアの有効断面積  $A_e$  をコアの最大磁束密度  $B_m$  の条件に合わせて設計する。

#### 3.3 共振用コンデンサ設計

本研究では、LC 共振回路を用いているため回路全体のインダクタンスに合わせた共振用コンデンサを設計する必要がある。図 4 における変圧器の 1 次側から見た回路全体のインダクタンス  $L_{total}$  は、次式で求められる。ここで、励磁インダクタンス  $L_g$  は、1 次側から見た値である。

$$L_{total} = \frac{L_g (N_1/N_2)^2 (L_\ell + L_{coil})}{L_g + (N_1/N_2)^2 (L_\ell + L_{coil})} \quad (12)$$

LC 共振回路より  $C$  を次式から求めることができる。ここで、 $f_r$  は共振周波数である。

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{total}C}} \quad (13)$$

インバータは半導体素子のばらつきやデッドタイムの影響により、わずかに直流電圧を出力する。そのため、インバータ交流側に変圧器を直接接続すると直流偏磁現象が生じ、鉄心が飽和する恐れがある。そこで、共振用コンデンサ  $C$  を変圧器 1 次側に接続し、変圧器に直流電流が流入するのを防止する。

また、共振用コンデンサを 1 次側と 2 次側で接続した場合のコンデンサにおける定格電圧・電流を比較すると、定格電圧は 1 次側に接続した場合の方が高くなり、定格電流は 2 次側に接続した場合の方が大きくなる。市販されているメタライズドポリプロピレンフィルムコンデンサ(日本ケミコン[10])の定格電圧・電流を考慮すると、1 次側にコンデンサを接続した方が並列数を少なくできる。

## 4. 装置実設計

以上の設計方法を用いて試作装置の設計・製作を行った。図5の写真は試作した磁界発生コイル、変圧器、共振用コンデンサである。

図6に実際に設計した磁界発生コイルの概略図を示す。左側の渦巻きがコイル、右側が変圧器である。コイルから発生する磁束と変圧器から発生する漏れ磁束が双方に影響しないように、コイルと変圧器との距離を500 mmとした。また、コイルの温度差を小さくするため図6のようにコイル側から精製水を流して冷却を行う。

磁界発生コイルは電源部の仕様と冷却の観点から電線径 $\phi$ が4.25 mmの銅パイプを用いて設計した。外径 $a=105.25$  mm、内径 $b=20.25$  mm、10巻の平面渦巻き状コイルを製作した。この条件の場合、コイル電流80 Aでは磁界発生コイル中心の磁束密度 $B_{z=0}=19.3$  mTとなる。設計したコイルのインダクタンスは、計算値5.02  $\mu$ H、測定値5.17  $\mu$ H、誤差は2.99%であり、変圧器と共振用コンデンサの設計するにあたり十分な計算精度であるといえる。

表2に、変圧器のコア仕様を示す。コア材は、フェライトPC40を用いる。コアの飽和磁束密度 $B_s$ は100 °Cの場合は380 mTとなるため[9]、コアの最大磁束密度 $B_m$ を200 mTとして設計する。表3に、変圧器の仕様を示す。90 mm×90 mm×30 mmのフェライトコアを2つ用い、変圧器の体積は $486 \times 10^3$  mm<sup>3</sup>である。変圧器設計条件として、周波数は20 kHz、1次側定格電流は20 A、2次側定格電流を80 Aとする。これより、巻数比は4:1以上にする必要があるため、1次側巻数 $N_1=18$ 、2次側巻数 $N_2=4$ とする。変圧器の1次側には、電線径 $\phi=4$  mmのリツツ線を用い、20 Aの電流とするため定格時は電流密度 $J=4$  A/mm<sup>2</sup>となる。変圧器コアの内側に1層、18巻、1次側の巻き線の上に水冷コイルの銅パイプが2次側の巻き線として巻かれる。

インピーダンスアナライザ(HP 4194A)を用いて測定した結果、励磁インダクタンス $L_g$ は2.71 mH、1次側から見た漏れインダクタンスは24.2  $\mu$ Hである。式(11)を用いてコアの磁束密度 $B_m$ を計算すると、 $B_m=140.5$  mTとなる。ただし、漏れインダクタンス $L_\ell$ は変圧器の構造で決まる値であるため、測定値を用いた。

共振用コンデンサは、変圧器の直流偏磁現象と直並列するコンデンサ数を考慮して変圧器の1次側に接続する。共振用コンデンサは式(13)より、570 nFとなり、定格電流4.31 A、定格電圧3.15 kV、静電容量47 nFのメタライズドポリプロピレンフィルムコンデンサ(日本ケミコン)を12並列接続させて製作した。なお、本装置は2~3時間の連続動作であるため、コンデンサの定格電流・電圧を動作時の2倍とした。また、表4に共振用コンデンサを1次側に接続した場合と2次側に接続した場合におけるコンデンサの比較を示す。これより、1次側に接続する方がコンデンサの数を少ないと確認できる。

図7に、インピーダンスアナライザ(HP 4194A)を用いて実験装置の周波数特性図を示す。これより、実験装置が共振周波

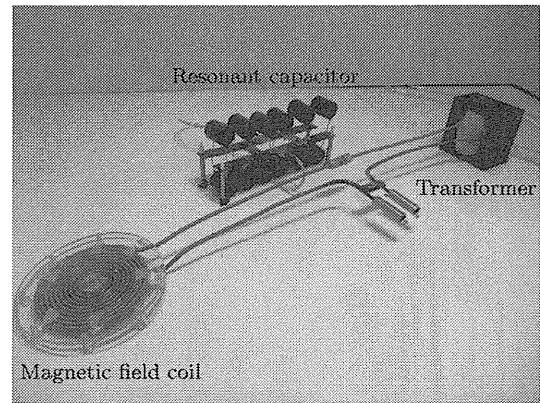


図5 実験装置の写真

Fig. 5 Picture of experimental system

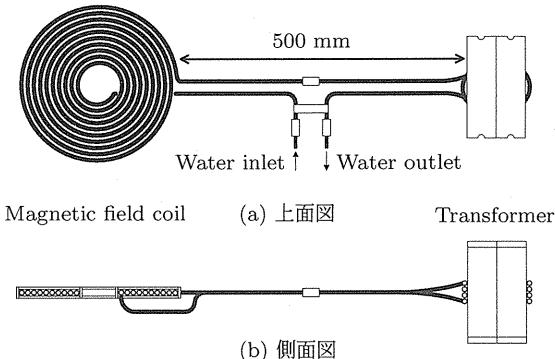


図6 銅パイプ配線図

Fig. 6 Copper pipe wiring

表2 コアの仕様

Table 2 Specifications of core

Material	Ferrite PC40
Core size [mm]	90 × 90 × 30
$A_L$ value [nH/N <sup>2</sup> ]	7415
Cross-sectional area $A_e$ [mm <sup>2</sup> ]	626
Mean path length $\ell_e$ [mm]	221

表3 変圧器の仕様

Table 3 Specifications of transformer

Number of core	2 cores
Turn ration	$N_1 : N_2 = 18 : 4$
Primary current $I_1$ [A]	20
Secondary current $I_2$ [A]	80
Switching frequency of inverter $f$ [kHz]	20.8
Excite inductance $L_g$ [mH]	2.71
Leakage inductance [ $\mu$ H]	24.2

数 $f_i=19.61$  kHzであることが確認でき、計算値19.76 kHzより誤差は0.8%となる。

## 5. 実験結果

### 5.1 出力磁界確認実験

以上の設計手法の妥当性を確認するために、水冷コイルを用いて実験を行った。図8にコイル中心に19.3 mT発生時における各部の電圧・電流波形を示す。図8より、コイルには実効

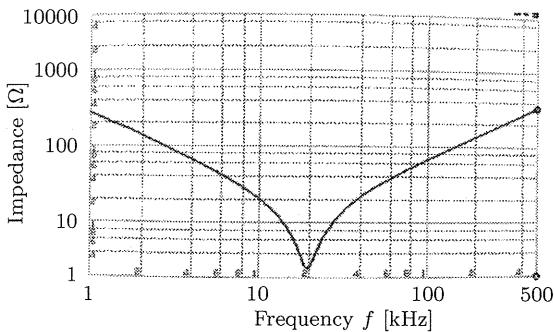


図 7 実験装置の周波数特性

Fig. 7 Frequency characteristics of experimental system

表 4 接続位置による共振用コンデンサの比較

Table 4 Comparison of resonant capacitor by the position

Position	Connection	Total		
		C	V <sub>p-p</sub>	I
Primary side	10 parallel	0.57 $\mu$ F	770 V	20 A
Secondary side	21 parallel	14.2 $\mu$ F	122 V	80 A

値 80 A, 20 kHz の正弦波電流が流れしており、変圧器と共振用コンデンサの設計手法の有用性が確認できる。ここで、 $v_{INV}$  はインバータ出力電圧、 $v_{trans}$  は変圧器の 1 次側両端電圧、 $i_1$  は変圧器の一次側電流、 $i_2$  はコイルに流れる電流を示している。

このときの実験条件は、インバータ出力電圧 59.9 V、インバータ出力電流 18.9 A、変圧器の 1 次側両端電圧 278 V、コイル電流 80 A、磁界発生装置全体の消費電力 525.0 W、出力皮相電力 1.1 kVA、LC 損失 422.0 W である。

図 9 に、コイルに流れる電流  $i_2$  を DFT した結果を示す。コイルに流れる電流  $i_2$  はひずみ率が 2.8% となっており、ひずみの少ない正弦波電流であることが確認できる。これより、磁界発生コイル上にひずみの少ない正弦波の交流磁界が発生できる。なお、ひずみ率はインバータのスイッチング周波数 20 kHz から 20 倍までの周波数成分を対象に DFT を計算した結果である。測定波形の変圧器両端電圧  $V_{trans}$  を用いて、コアの最大磁束密度  $B_m$  を求めると 133.6 mT となる。計算値から求めた値と比較すると、誤差 4.9 % である。

図 10 にコイル中心軸 (z 軸) 上における磁界分布を示す。実線は式 (4) より求めた計算結果、●は実験結果を示している。磁界測定器 (HIOKI3470) では、周波数 20 kHz において磁束密度 2 mT までしか測定できないため、測定可能領域でコイルの磁界強度下で測定を行う。2 mT 以下の領域で計算と測定の値は傾向が一致しており、設計通りの磁界出力ができていることを確認できる。

図 11 にコイル電流  $i_2$  とコイル中心における磁界強度の関係を示す。実線は計算結果、●は実験結果を示している。磁界測定器の測定可能領域を考慮して測定を行う。2 mT 以下の領域で計算と測定の値は傾向が一致しており、設計通りの磁界出力ができていることを確認できる。

## 5.2 コイル発熱

図 12 にコイル電流 50 A、180 分連続運転させたときのサーモトレーサ (NEC 三栄 TH6200) で測定した温度分布を示す。

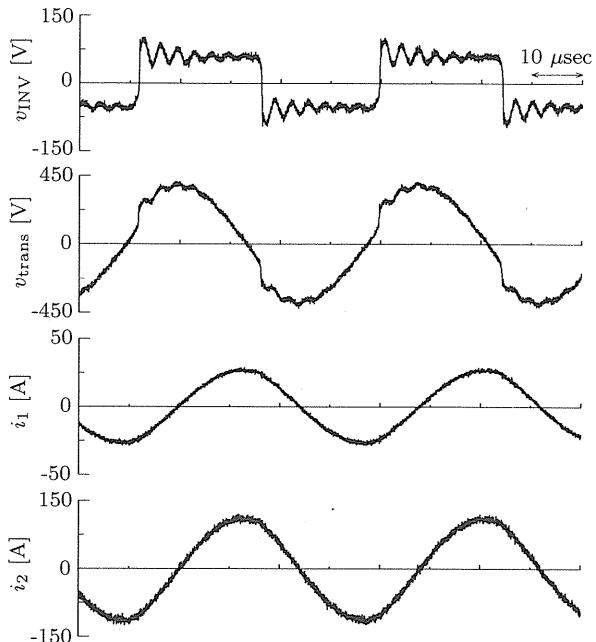


図 8 19.3 mT 発生時の実験波形

Fig. 8 Experimental waveforms when the coil generates at the center is 19.3 mT

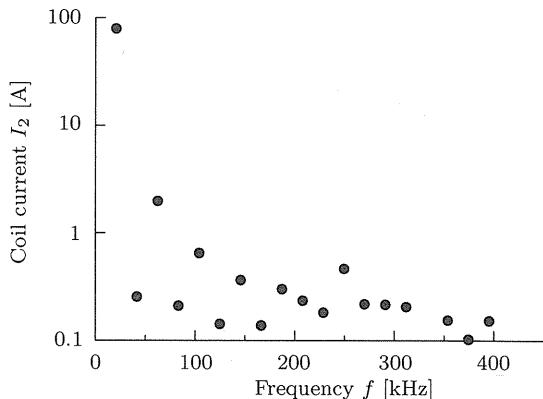


図 9 コイル電流  $I_2$  の DFT 結果

Fig. 9 The discrete Fourier transform of  $I_2$

コイル出入り口での温度差は 0.9 °C となる。実験では精製水を冷却せずに循環させたために 180 分で 12 °C 上昇した。そのため、冷却器を用いて精製水を冷却することによりコイル表面部の温度調整が行える。

## 6. むすび

本論文では、細胞曝露評価用と同じ電源を用いた局所曝露を目的とした磁界発生コイル用電源装置の設計法を示した。さらに、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の設計・製作し、20 kHz の正弦波電流 80 A を流し、コイル中心で 19.3 mT 発生できることを実験により明らかにした。また、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を実験により確認した。

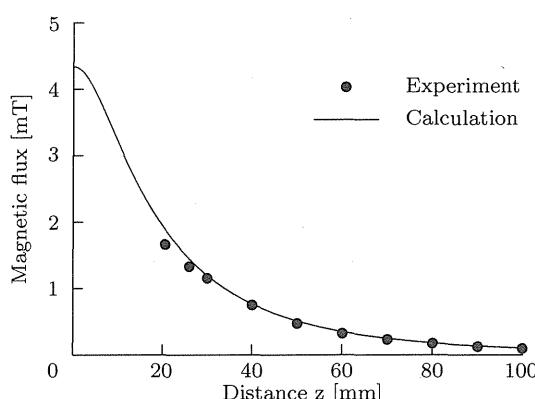


図 10  $z$  方向の距離と磁束密度分布

Fig. 10 Relationship between the distance of  $z$ -axis and magnetic flux

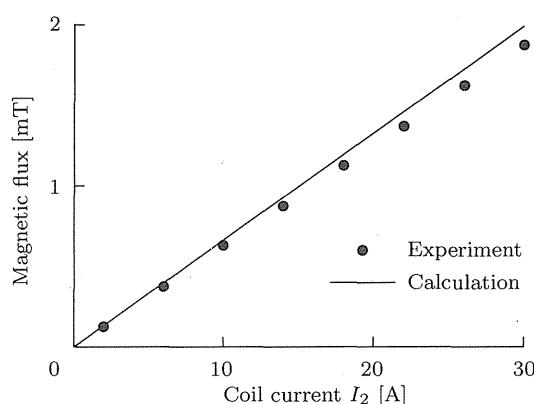


図 11 コイル電流と磁界強度

Fig. 11 Relationship between the coil current  $I_2$  and magnetic flux

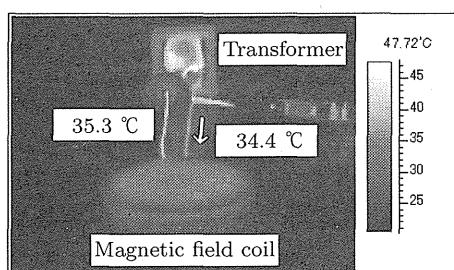


図 12 サーモトレーザによる温度分布図 (180 分)

Fig. 12 The temperature distribution by the thermography (180 minutes)

## 文 献

- [1] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection : "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields(up to 300 GHz)", *Health Phys.* 74:494-522, 1998
- [2] 中園聰, 池畑政輝, 西村泉, 根岸正, 重光司, "中間周波磁界の生物影響評価—細胞用中間周波磁界暴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
- [3] 西村泉, 今井節夫, 根岸正, "中間周波磁界の生物影響評価—20kHz 磁界のラット胚・胎児の発生に関する生殖発生毒性評価—", 電力中央研究所報告, V07003, 2008
- [4] 木暮晋太郎, 和田圭二, 鈴木敬久: "電圧形インバータを用いた細胞曝露評価用 20 kHz 磁界発生装置の開発", 電気学会研究会, EMC-09-29, (2009)
- [5] Y.Hirai, Y.Suzuki, K.Wada, M.Taki: "Dosimetry on the

induced current density and the induced electric field in the pregnant rat model exposed to localized magnetic fields at 20 kHz", Asia-Pacific Radio Science Conference, K1-6, (2010)

- [6] 後藤憲一, 山崎修一郎, 詳解電磁気学演習, 共立出版株式会社, 東京, 1970.
- [7] 鈴木伸也, 和田圭二, 鈴木敬久: "20 kHz 磁界発生用コイルの冷却方式の実験検討", 電気学会全国大会, 1-149, (2010)
- [8] 宮入庄太, 大学講義 最新電気機器学, 丸善株式会社, 東京, 1967
- [9] TDK 株式会社, <http://www.tdk.co.jp/>
- [10] 日本ケミコン株式会社, <http://www.chemi-con.co.jp/>

# 妊娠ラット用 20kHz 局所磁界曝露装置の開発

Development of the exposure apparatus with the localized magnetic field at 20kHz for pregnant rats

平井 佑樹<sup>1</sup>  
Yuki Hirai

鈴木 敬久<sup>1</sup>  
Yukihsisa Suzuki

鈴木 伸也<sup>1</sup>  
Shinya Suzuki

和氣 加奈子<sup>2</sup>  
Kanako Wake

和田 圭二<sup>1</sup>  
Keiji Wada

多氣 昌生<sup>1</sup>  
Masao Taki

牛山 明<sup>3</sup>  
Ushiyama Akira

大久保 千代次<sup>4</sup>  
Ohkubo Chiyoji

首都大学東京<sup>1</sup>  
Tokyo Metropolitan Univ.

情報通信研究機構<sup>2</sup>  
NICT

国立保健医療科学院<sup>3</sup>  
National Institute of Public Health

電磁界情報センター<sup>4</sup>

Japan EMF Information Center

## 1 まえがき

近年、中間周波数帯 [1] の変動磁界を利用する IH(Induction-heating) 調理器などが一般家庭に普及しており、その漏れ磁界による生体への影響に関心がもたれている。そのような背景から、中間周波数帯における妊娠ラットの磁界曝露装置開発を計画している。本研究の目的は妊娠ラットの内部誘導量の曝露評価を手がかりに中間周波数帯における妊娠ラットの磁界曝露装置の開発を行うことである。

## 2 曝露装置の設計

図1に本研究で設計した曝露装置の図を示す。この曝露装置はICNIRP(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)の一般公衆の基本制限値程度の内部誘導量を誘導する磁界発生機器にさらされていることを想定しており、ラット胎児にICNIRPのガイドライン[2,3]の一般公衆の基本制限値以上の内部誘導量が得られるよう設計になっている。磁場発生コイルに流す電流量を決定するにあたりICNIRPのガイドラインの基本制限値と工学設計における制限[4]を満たす必要がある。コイルに流す電流量の最大値は80Aを予定しており、これらの条件に適するコイルを設計した。

また、この曝露装置はラット胎児の発生に対する影響を調査することを目的としている。胎児への局所曝露をより効率的にするために、磁場発生コイルを設計するにあたりコイルの形状としてIH調理器でみられる渦型のコイルをラット腹部に設置する構造にしている。高い誘導量を得るために5巻きの渦型コイルを2段に重ねる工夫をしている。

## 3 曝露評価方法

本研究では曝露評価の数値計算手法として、3次元インピーダンス法を用いた[5]。コイルに流す電流を1mA、周波数を20kHzとした。妊娠ラットモデル[6]はMRI(magnetic-resonance-imaging)画像からモデル化されたものを用い、胎児数は11である。セル数は幅×奥行き×高さが192×384×107であり、セルの格子幅が0.5mmのモデルを使用している。導電率は4-Cole-Cole分散モデルから求めた[7]。

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、胎児に局所的に曝露できると考え、より高い値が得られる磁場発生コイルを検討した。

## 4 数値計算結果

表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れぞれ示している。一様磁界の $\alpha$ 値は一番カッピングの強い入射方向の結果をそれぞれ示し

表1 局所性の指標

	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

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曝露量が高いことがわかる。

また、計算結果から胎児が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示す。1998年版ICNIRPのガイドライン[2]の一般公衆での曝露での基本制限値(40mA/m<sup>2</sup>)を得るために6.82A、2010年版ICNIRPのガイドライン[3]の一般公衆での曝露での基本制限値(2.7V/m)を得るために76.6Aをコイルに流す必要がある。家電製品の多くは1998年版ICNIRPのガイドライン[2]の一般公衆の曝露の参考レベルを考慮しており、この曝露装置はコイルに流す電流を80Aとしたとき、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年版ICNIRPのガイドライン[3]と比較しても基本制限値程度の曝露実験を行うことができる。

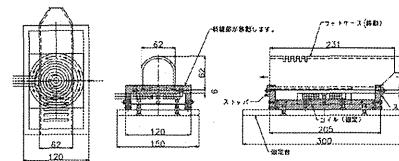


図1 曝露装置の設計図

## 5 むすび

数値計算による曝露評価を手がかりに磁場発生コイルの開発を行った。一様磁界に比べ、胎児に局所的に曝露でき、コイルに電流を80A流したとき、1998年版ICNIRPのガイドライン[2]の一般公衆の基本制限値の11倍程度、2010年版ICNIRPのガイドライン[3]の一般公衆の基本制限値程度の誘導量が得られる装置の設計が行えた。

## 6 謝辞

本研究は厚生労働科学研究費(H22-健危-一般-008)の助成を受けたものである。

## 参考文献

- [1] E.Litvak, et al., Bio electromagnetics, 23, pp.68-82, 2002.
- [2] ICNIRP, Health Phys., 74(4), pp.494-522, 1998.
- [3] ICNIRP, Health Phys., 99(6), pp.818-836, 2010.
- [4] 鈴木 伸也, 他, 平成23年, 電気学会全国大会, 発表予定.
- [5] P. Gandhi, et al., IEEE Trans. Biomed. Eng., 31, pp.644-651, 1984.
- [6] J. Wang, et al., IEEE Trans MTT, 49, pp.2008-2013, 2008.
- [7] S. Gabriel, et al., Phys. Med. Biol., 41, pp.2271-2293, 1996.

## 2 重渦巻コイルを用いた動物用局所磁界曝露装置

鈴木 伸也, 和田 圭二, 鈴木 敬久 (首都大学東京)

Localized Magnetic Field Generator Using a Two Layer Coil for Biological Research

Shinya Suzuki, Keiji Wada, Yukihisa Suzuki(Tokyo Metropolitan University)

Recently, induction-heating(IH) cooking apparatus have come to be widely used in Japan. There has been growing public concern for the biological effect of intermediate frequency magnetic field. This paper presents a design procedure of the alternating magnetic field generator coil and the power supply for pregnant rat. The magnetic field generator can produce a magnetic field more than basic restrictions for general public exposure established by ICNIRP Guidelines. The power supply using the voltage source inverter and step-down transformer drives the coil of five-turns and two-layers with 100 A at 20 kHz. These results show that the magnetic field generator coil produce 28.7 mT at 20 kHz. In addition cooling system of the coil is used a water-cooled system. The validity of the coil cooling system is confirmed by the experimental results.

**キーワード:** インバータ, 局所曝露, 中間周波数, 磁界曝露装置

**Keywords:** inverter, localized magnetic field, intermediate frequency, magnetic field generator

### 1. まえがき

近年、誘導加熱(IH)調理器が一般家庭や業務用として急速に普及している<sup>(1)(2)</sup>。その結果、IH 調理器が使用している中間周波(300 Hz~10 MHz)の電磁界による生体影響への関心が高まっている。IH 調理器は日常的に人体と非常に近接した距離で使用しており、20 kHz~100 kHz の交流磁界を発生させているため、その際の漏れ磁束による影響が懸念されている。そこで、近年活発に生体影響の調査・研究が大学や研究機関<sup>(3)(4)</sup>で行われており、実際に市販されている IH 調理器から発生する磁界の測定<sup>(5)</sup>や動物や人体モデルを用いた生体影響評価<sup>(6)(7)</sup>が行われている。国際非電離放射防護委員会(ICNIRP)のガイドライン<sup>(8)</sup>によると、20 kHz での漏れ磁束は 27.0 μT が一般公衆における参考レベルとして定めている。ガイドラインは 2010 年に新たに定められたものであり、この参考レベル以上の磁界強度における生体影響の調査・研究が求められている。

著者らは先に、20 kHz の磁界による調査・研究のための細胞曝露評価用と動物曝露評価用の装置について研究を進めてきた<sup>(9)</sup>。細胞曝露評価用の装置は電圧形インバータとメリットコイルを用いることで 20 kHz, 3.8 mT の交流磁界を発生できる。一方、動物曝露評価用を対象とした装置は動物全身に磁界曝露を行うことが一般的であるが<sup>(3)</sup>、著者らは妊娠ラット胎児に局所曝露を行う方法について提案している<sup>(10)</sup>。

一般的な IH 調理器のコイル直径<sup>(6)(11)</sup>は、ラットの体長程度の大きさとなるため、提案している妊娠ラット

胎児への局所的な磁界曝露に適さない。また、IH 調理器のコイル冷却は強制空冷を用いているため、ファン騒音が大きく、コイル表面温度も 160 ℃程度になることもある<sup>(2)(12)</sup>。提案する曝露評価ではコイル直上で妊娠ラットに磁界曝露を行うため、市販されている IH 調理器をそのまま局所曝露用の磁界発生コイルとして使用できない。

本論文では、妊娠ラットの胎児に対して ICNIRP のガイドラインで定められている一般公衆の基本制限値以上の内部誘導量で評価できる曝露装置の設計・製作を行い、実験による検討を行う。提案する装置は単相フルブリッジインバータに降圧変圧器を接続し、局所曝露コイルに 20 kHz, 100 A の正弦波電流を流す。その結果、コイル中心付近で 28.7 mT、ラット周辺で 11.4 mT の磁界発生できることを示す。また、磁界発生コイルの温度特性に関する検討し、冷却方法の有用性を明らかにする。

### 2. 磁界発生コイル設計

**〈2・1〉 局所用磁界発生コイル設計** 図 1 に本論文で検討する局所曝露を目的とした磁界発生コイルの概略図を示す。図 1(a) は上面図、(b) は側面図であり、a はコイル外径、b はコイル内径である。提案するコイル<sup>(10)</sup>は、ICNIRP のガイドラインの一般公衆における基本制限値以上で曝露評価を行うために必要な条件で設計されたコイルである。コイル形状は 5巻きの渦巻状コイルを 2段に重ねた構造となっている。ICNIRP のガイドラインによる一般公衆曝露での基本制限値(2.7 V/m)を得るために、図 1 のコイルに 76.6 A を流す必要がある。また、図 1 のコイルは妊娠ラットの胎児に局所的に磁界曝露を

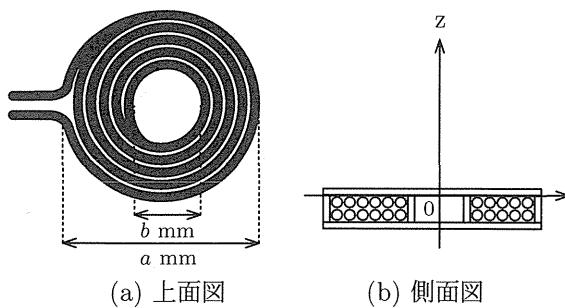


図1 磁界発生コイル概略図

Fig. 1. Prototype of the magnetic field coil

行うため、ラット腹部に合わせた大きさとする。そのため、ラットの体長が200 mm程度であることを考慮して、コイル外径 $a$ は70 mm以下とする。そこで、本論文では磁界発生コイルに20 kHz, 100 Aの電流を流すこと目的とし、動物用の曝露装置に適した磁界発生コイルと電源の設計を行う。

まず、磁界発生コイルの中心軸(z軸)上の磁界分布を計算により求める。ここで、計算を簡単化するためにコイル形状を渦巻き状ではなく半径の異なる同心円の集合として仮定する。任意の電線径 $\phi$ 、半径 $r$ の1ターンコイルが中心軸(z軸)上で発生する磁束密度は、次式で与えられる<sup>(13)</sup>。ここで、 $\mu_0$ は真空の透磁率、 $I_c$ はコイル電流である。

$$B_{1\text{turn}} = \frac{\mu_0 r^2 I_c}{2\{r^2 + (z + \phi/2)^2\}^{3/2}} \quad \dots \dots \dots (1)$$

各円電流により発生する中心軸(z軸)上の磁界強度を求め、それらの和を求めてコイル全体が発生する磁界の大きさが求まる。

電線径 $\phi$ を可変させた場合の巻数は次式で求まる。ここで、 $N$ はコイルの巻数、 $S$ はコイルの段数であり正の整数である。

$$N = \frac{a - b}{2\phi} \quad \dots \dots \dots \dots \dots (2)$$

内側から $m$ 番目の1ターンコイルの半径 $r_m$ は、

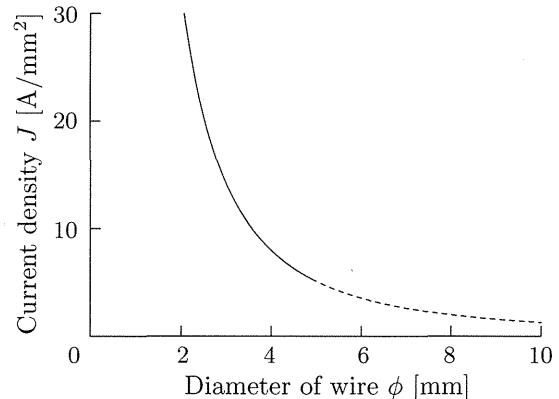
$$r_m = \frac{b}{2} + (2m - 1)\frac{\phi}{2} \quad \dots \dots \dots \dots \dots (3)$$

となる。以上より、 $N$ 巻のコイルを $S$ 段に重ねた磁界発生コイル中心軸(z軸)上の磁界強度は、

$$B_z = \sum_{k=1}^S \sum_{m=1}^N \frac{\mu_0 r_m^2 I_c}{2\{r_m^2 + (z + (2k - 1))\}^{3/2}} \quad (4)$$

となる。

**〈2・2〉 電線選定** 本論文で検討している磁界発生コイルは、動物近傍に設置するためコイルの温度を30 °C以

図2 100 A時の電線径 $\phi$ と電流密度 $J$ の関係Fig. 2. Relationship between diameter of the wire  $\phi$  and the current density  $J$  when the coil current set to 100 A

下にする必要がある。電線選定では使用用途に合わせたコイルの大きさ、電流密度、コイルの冷却方式を考慮する必要がある。

まず、コイルの大きさ(コイル外径 $a$ )より電線径 $\phi$ の条件を求める。図1のコイル外径 $a$ は、

$$a = 10\phi + b \quad \dots \dots \dots \dots \dots (5)$$

となる。コイル外径 $a$ はラット腹部の大きさを考慮して70 mm以下とし、コイル内径 $b$ は20 mmとする。式(5)より、電線径 $\phi$ は5 mm以下となる。

図2に5巻き2段の磁界発生コイルの内径 $b$ を20 mmとしてコイルに100 A流した時の電線径 $\phi$ と電流密度 $J$ の関係を示す。ここで、コイル外径 $a$ の条件から、条件に適している電線径 $\phi$ の計算結果は実線、条件に適していない電線径 $\phi$ の計算結果を破線で示している。コイル電流 $I_c$ は、

$$I_c = (\phi/2)^2 \pi \times J \quad \dots \dots \dots \dots \dots (6)$$

となる。ここで、 $J$ は電流密度[A/mm<sup>2</sup>]である。図2より、電線径 $\phi$ を太くすることにより電流密度 $J$ が下がるが、電線径 $\phi$ が5 mm以下と制限があるため、電線径 $\phi$ を太くしても電流密度 $J$ の下限は5 A/mm<sup>2</sup>となる。

**〈2・3〉 冷却方式** 本論文の磁界発生コイルは冷却を行なう必要がある。図2の電流密度 $J$ を考慮して水冷で冷却を行う。水冷の方法は、銅パイプで磁界発生コイルを製作し、銅パイプ内側に精製水を流す。また、コイル表面の温度を調整できるようにするために、冷却水循環装置を用いて精製水を一定温度にする。

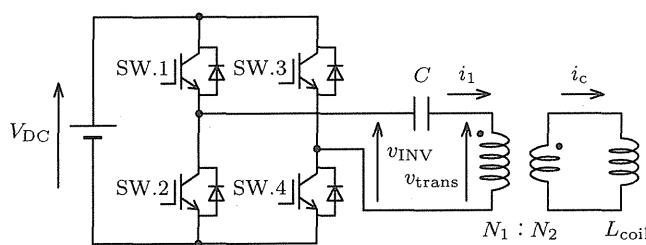


図3 回路構成

Fig. 3. Experiment circuit

表1 インバータの回路定数

Table 1. Circuit parameter of the inverter circuit

Input voltage $V_{DC}$	DC280 V
Output frequency	18~22 kHz
Output current	25 A
Dead time	3.5 $\mu$ sec
Output waveform	Square

### 3. 電源装置設計

〈3・1〉 装置回路構成 図3に本論文で検討する磁界発生コイル用電源装置の回路構成を示す。電源部にはフルブリッジインバータを用い、降圧変圧器とLC共振回路から構成されている。ここで、 $L_{coil}$ は磁界発生コイル、 $C$ は共振用コンデンサである。前節で提案した5巻き2段の磁界発生コイルに20 kHz, 100 Aの正弦波電流を流し、コイル上部に局所的に磁界を発生させる。インバータスイッチング周波数を20 kHzとし、矩形波電圧 $v_{INV}$ とLC直列共振により正弦波電流を生成している。

磁界発生コイルは数  $\mu$ H 程度であるために、20 kHzの共振回路とするためにはキャパシタンスを大きくする必要がある。そこで、インバータに降圧変圧器を接続することによって、巻数比の2乗のコイルインダクタンスと変圧器による漏れインダクタンスが加わり、インバータから見た等価インダクタンスを大きくできる。その結果、共振用コンデンサのキャパシタンスを低減できる。

インバータ交流側に変圧器を直接接続すると直流偏磁現象が生じ、鉄心が飽和する恐れがある。そこで、共振用コンデンサ $C$ を変圧器1次側に接続し、変圧器に直流電流が流入するのを防止する。

表1はインバータの仕様であり、直流定格電圧280 V、交流出力電流25 Aである。このインバータに降圧変圧器を接続して、局所曝露用コイルを駆動する。

〈3・2〉 降圧変圧器設計 図4に1次側から見た降圧変圧器等価回路示す。ここで、 $v_{trans}$ は1次側両端電圧、 $v_{coil}$ は磁界発生コイルの電圧、 $i_1$ は1次側電流、 $i_c$ はコ

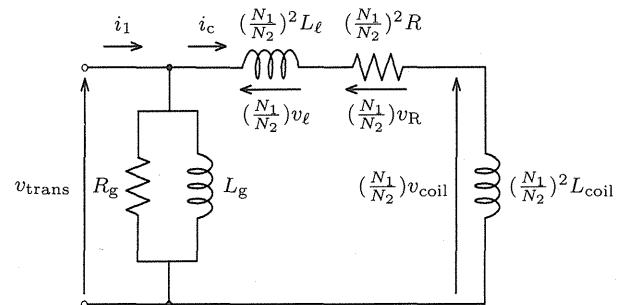


図4 1次側からの変圧器等価回路

Fig. 4. The equivalent circuit of transformer from primary side

イル電流(2次側電流)、 $L_{coil}$ は磁界発生コイル、 $L_\ell$ は漏れインダクタンス、 $R$ は磁界発生コイルと降圧変圧器の巻線抵抗、 $L_g$ は励磁インダクタンス、 $R_g$ はコアの鉄損成分、 $N_1$ は1次側の巻数、 $N_2$ は2次側の巻数を示している。

本論文の回路構成では降圧変圧器に印加される電圧を正弦波と仮定して検討する。正弦波電圧の印加時におけるコアの磁束密度 $B_m$ は次式で与えられる。

$$B_m = \frac{V_{trans}}{4.44fN_1A_e} [T] \quad \dots \dots \dots (7)$$

ここで、 $A_e$ はコアの有効断面積、 $f$ はインバータのスイッチング周波数である。図4から $V_{trans}$ は次式で与えられる。

$$V_{trans} = \frac{N_1}{N_2} \sqrt{R^2 + \omega^2(L_\ell + L_{coil})^2} I_c \quad (8)$$

式(8)を用いると、コアの磁束密度 $B_m$ は次式となる。

$$B_m = \frac{\sqrt{R^2 + \omega^2(L_\ell + L_{coil})^2} I_c}{4.44fN_2A_e} [T] \quad \dots \dots \dots (9)$$

巻数 $N_2$ とコアの有効断面積 $A_e$ をコアの最大磁束密度 $B_m$ の条件に合わせて設計する。

〈3・3〉 共振用コンデンサ設計 図4における変圧器の1次側から見た回路全体のインダクタンス $L_{total}$ は、次式で求められる。

$$L_{total} = \frac{L_g(N_1/N_2)^2(L_\ell + L_{coil})}{L_g + (N_1/N_2)^2(L_\ell + L_{coil})} \quad \dots \dots \dots (10)$$

LC共振回路より $C$ を次式から求めることができる。ここで、 $f_r$ は共振周波数である。

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{total}C}} \quad \dots \dots \dots (11)$$

#### 4. 装置設計

**〈4・1〉 磁界曝露装置** 図5に設計した磁界発生コイルと降圧変圧器の概略図を示す。左側の渦巻きが磁界発生コイル、右側が降圧変圧器であり、変圧器の1次側に共振用コンデンサと単相フルブリッジインバータが接続される。磁界発生コイルから発生する磁束と変圧器から発生する漏れ磁束が双方に影響しないように、磁界発生コイルと変圧器との距離を500 mmとした。磁界発生コイルと変圧器の中間に精製水を流すための出入り口を設けて、その部分だけ銅パイプが接続されていないので銅板を用いて回路を接続した。コイルの温度差を小さくするために図5のようにコイル側から精製水を流して冷却を行う。また、精製水は冷却水循環装置を用いることで一定の温度に保たせている。

**〈4・2〉 磁界発生コイル** 図6に試作した磁界発生コイルの写真を示す。磁界発生コイルは電流密度Jと製作の都合上から電線径 $\phi$ が4.25 mm、パイプの内径が2.00 mmの銅パイプを用いて設計した。コイル外径 $a=64.5$  mm、コイル内径 $b=22.0$  mm、5巻きを2段に重ねた渦巻き状コイルを製作した。インピーダンスアナライザ(HP 4194A)を用いて測定した磁界発生コイルのインダクタンスは、 $3.16 \mu\text{H}$ である。また、パイプ表面は絶縁処理されており、銅パイプを密に巻くことができる。

**〈4・3〉 降圧変圧器** 表2に降圧変圧器の仕様を示す。降圧変圧器設計条件として、周波数は20 kHz、2次側定格電流を100 Aとする。本装置の単相インバータは交流出力電流25 Aであるため、巻数比は4:1以上にする必要がある。これより、1次側巻数 $N_1=18$ 、2次側巻数 $N_2=4$ とする。1次側の巻線はリツツ線、2次側の巻線は銅パイプを使用している。そのため、降圧変圧器コアに1層、18巻の1次側巻線を巻き、その上に水冷コイルの銅パイプが2次側巻線として巻かれる。

インピーダンスアナライザ(HP 4194A)を用いて測定した結果、励磁インダクタンス $L_g$ は4.34 mH、漏れインダクタンス $(N_1/N_2)^2 L_\ell$ は $25.22 \mu\text{H}$ 、回路全体のインダクタンス $L_{\text{total}}$ は $82.83 \mu\text{H}$ である。

**〈4・4〉 共振用コンデンサ** 共振用コンデンサは式(11)より、 $809 \text{ nF}$ となり、この場合での共振周波数 $f_r$ は $19.44 \text{ kHz}$ となる。そこで、定格電流4.31 A、定格電圧3.15 kV、静電容量47 nFのメタライズドポリプロピレンフィルムコンデンサ<sup>(14)</sup>を17並列接続させて製作した。なお、コンデンサの定格電流・電圧を動作時の2倍とした。

**〈4・5〉 装置の周波数特性** 図7にインピーダンスアナライザ(HP 4194A)を用いて測定した実験装置の周波数特性を示す。これより、実験装置が共振周波数 $f_r=19.41 \text{ kHz}$ であることが確認でき、計算値 $19.44 \text{ kHz}$ より誤差は

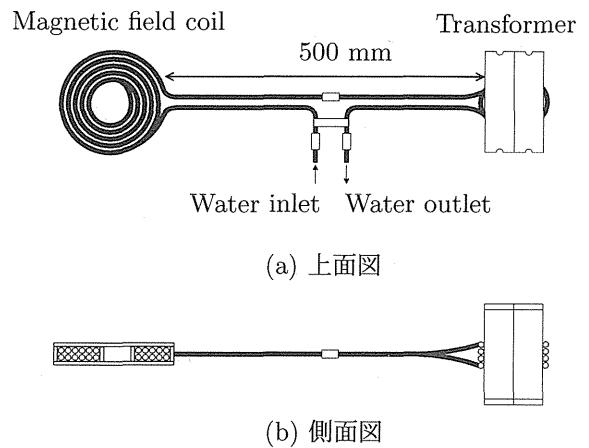


図5 銅パイプ配線図

Fig. 5. Copper pipe wiring

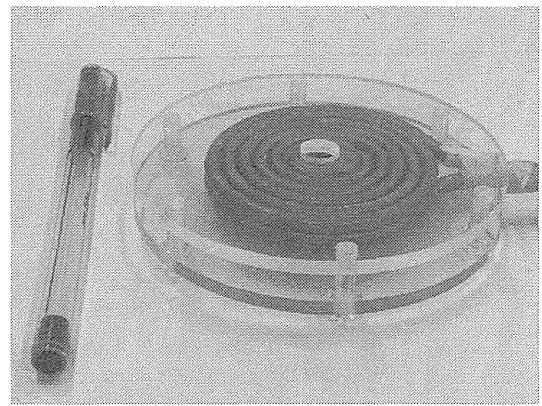


図6 磁界発生コイルの写真

Fig. 6. Picture of magnetic field coil

表2 変圧器の仕様

Table 2. Specifications of transformer

Material	Ferrite PC40
Volume	$486 \times 10^3 \text{ mm}^3$
Turn ration	$N_1 : N_2 = 18 : 4$
Primary current $I_1$	22.2 A
Secondary current $I_c$	100 A
Switching frequency of inverter $f$	20.8 kHz
Excite inductance $L_g$	4.34 mH
Leakage inductance $(N_1/N_2)^2 L_\ell$	$25.22 \mu\text{H}$

0.15%となる。また、共振時におけるインピーダンスは $1.00 \Omega$ であり、この値が回路全体の抵抗成分 $(N_1/N_2)^2 R$ となる。

#### 5. 実験結果

**〈5・1〉 出力磁界確認実験** 以上の設計手法の妥当性を確認するために、水冷コイルを用いて実験を行った。図8にコイル中心で $28.7 \text{ mT}$ 発生させた時の各部の電圧・

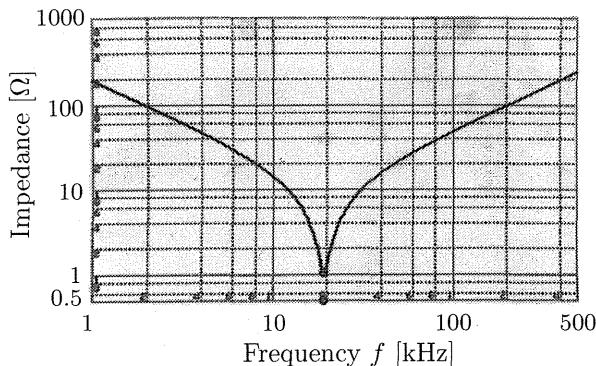


図 7 実験装置の周波数特性

Fig. 7. Frequency characteristics of experimental system including step-down transformer

電流波形を示す。表 3 にコイル中心で 28.7 mT 発生させた時の実験結果を示す。ここで、 $v_{INV}$  はインバータ出力電圧、 $v_{trans}$  は変圧器の 1 次側両端電圧、 $i_1$  は変圧器の一次側電流、 $i_c$  はコイルに流れる電流を示している。図 8 より、コイルには実効値 100 A、20 kHz の正弦波電流が流れおり、降圧変圧器と共振用コンデンサの設計手法の有用性が確認できる。

式(7)より、測定波形の変圧器両端電圧  $V_{trans}$  を用いてコアの最大磁束密度  $B_m$  を求めると 122 mT となる。インピーダンスアナライザ (HP 4194A) で求めた値を用いて計算した値は、 $B_m=125$  mT となり、ほぼ一致していることが確認できる。また、磁界発生コイルで使用している銅パイプによる損失が支配的であると仮定して実験結果から磁界発生コイルと降圧変圧器の巻線抵抗  $(N_1/N_2)^2 R$  を求めると、0.99 Ω となる。インピーダンスアナライザ (HP 4194A) を用いて求めた値とほぼ一致することが確認できる。

図 9 にコイル電流  $i_c$  が 17 A 時のコイル中心軸 (z 軸) 上における磁界分布を示す。実線は式(4)より求めた計算結果、●は実験結果を示している。磁界測定器 (HIOKI3470) では、周波数 20 kHz において磁束密度 2 mT までしか測定できないため、測定可能領域でコイルの磁界強度下で測定を行う。2 mT 以下の領域で計算と測定の値は傾向が一致しており、設計通りの磁界出力ができていることを確認できる。

図 10 にコイル電流  $i_c$  とコイル中心 ( $z=21$  mm) における磁界強度の関係を示す。実線は計算結果、●は実験結果を示している。磁界測定器の測定可能領域を考慮して測定を行う。2 mT 以下の領域で計算と測定の値は傾向が一致しており、設計通りの磁界出力ができていることを確認できる。

以上より、コイル中心で磁束密度 28.7 mT が発生できていることを確認できる。また、磁界発生コイルの直上からラットまでの距離は、コイル固定具とラット固定具があ

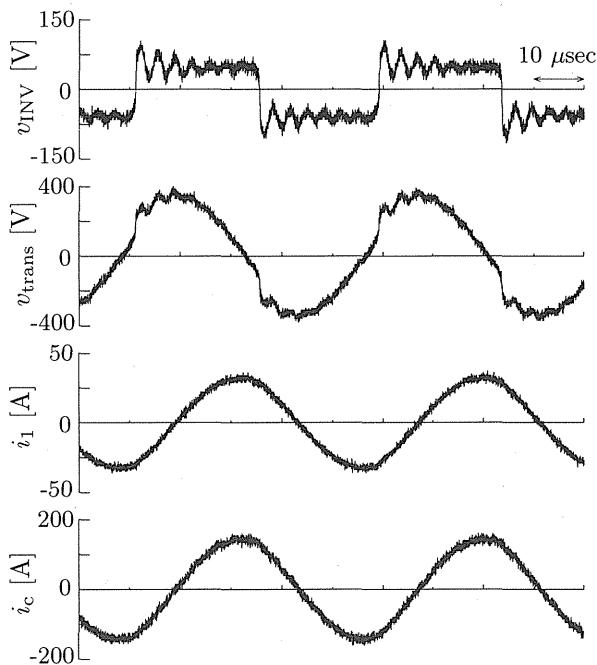


図 8 28.7 mT 発生時の実験波形

Fig. 8. Experimental waveforms when the coil generates 28.7 mT at the center

表 3 実験時の各部の値

Table 3. Experimental results

Switching frequency of inverter $f$	20.8 kHz
Output inverter voltage $v_{INV}$	57.7 V
Output inverter current $I_1$	22.5 A
Transformer inverter $v_{trans}$	254 V
Coil current $I_c$	100 A
Power consumption	621 W
Apparent power	1.30 kVA
LC loss	504 W

るため 15 mm となり、ラット付近の磁束密度は 11.4 mT となる。

〈5・2〉 コイル発熱確認実験 図 11 に、磁界発生コイル温度の測定結果を示す。このときの実験条件は、磁界発生コイルに 100 A の電流を 90 分連続運転させたときのサーモトレーサで測定した結果である。精製水の冷却条件は、冷却水循環装置を用いて精製水を 20 °C で冷却しながら、流量 460 ml/min で精製水を循環させた。図 11 より、コイル出入り口での温度差は約 4 °C となり、90 分でコイルの温度は約 2 °C 上昇した。冷却水循環装置を用いてコイルを冷却することでコイルの発熱を抑え、コイル表面部の温度調整ができることが確認できる。

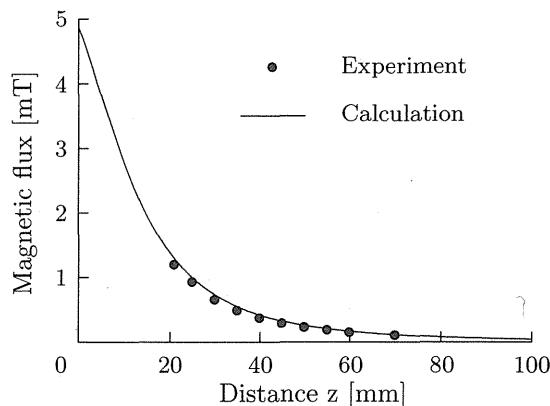


図 9 z 方向の距離と磁束密度分布

Fig. 9. Relationship between the distance of z-axis and magnetic flux

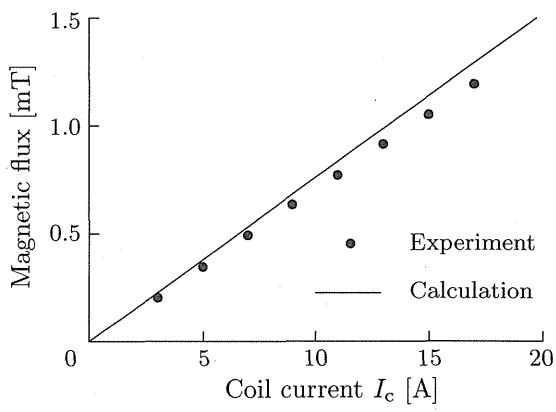


図 10 コイル電流と磁界強度

Fig. 10. Relationship between the coil current  $I_c$  and magnetic flux

## 6. むすび

本論文では、妊娠ラットの胎児に対して ICNIRP が定めるガイドライン<sup>(8)</sup>の一般公衆の基本制限値以上の誘導量が得られる装置を目的とした磁界発生装置の設計法を示した。さらに、電圧形インバータ、LC 共振回路と降圧変圧器からなる電源装置を設計・製作し、20 kHz の正弦波電流 100 A を出力可能な装置であり、提案した電源装置の有用性を確認した。その結果、コイル中心で 28.7 mT、ラット付近で 11.4 mT 発生できることを実験により明らかにした。また、冷却水循環装置を用いて精製水で冷却することで、磁界発生コイルの温度抑制と温度調整が可能であることを実験により確認した。

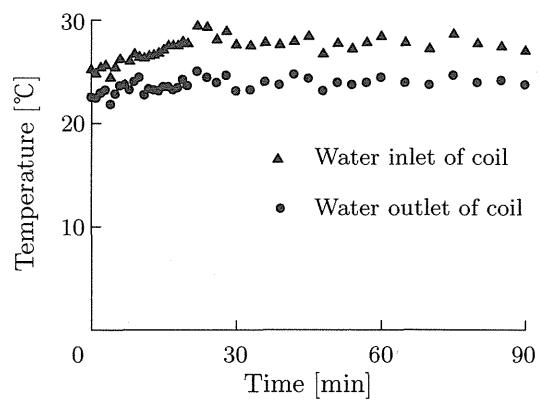


図 11 コイル温度推移

Fig. 11. Coil temperature transition

## 文 献

- (1) 弘田 泉生, 山下 秀和, 大森 英樹, 中岡 瞳雄：“誘導加熱応用家電機器の歴史と今後の技術課題”，電学論 A, 124 卷 8 号, pp.713-719, 2004
- (2) 小佐野 義博, 鈴木 浪平：“IH クッキングヒータの技術動向”，電学誌, 125 卷 4 号, pp.221-224, 2005
- (3) 西村 泉, 今井 節夫, 根岸 正, “中間周波磁界の生物影響評価—20kHz 磁界のラット胚・胎児の発生に関する生殖発生毒性評価ー”, 電力中央研究所報告, V07003, 2008
- (4) A.Fujita, Y.Kawahara, S.Inoue, and H.Omori : “Development of a Higher Power Intermediate-Frequency Magnetic Field Exposure System for In Vitro Studies”, Bioelectromagnetics (2009)
- (5) 芳賀 昭, 小林 宏一郎, 小野木 和了, 村松 和弘, 鎌田 清孝：“オールメタル対応型電磁調理器から発生する磁界測定(その 2)”, 電子情報通信学会技術研究報告, EMCJ2007-6, pp.31-36, 2007
- (6) 太良尾 浩生, 林 則行, 伊坂 勝生：“電磁調理器からの中間周波磁界による成人及び小児モデル内の誘導電流解析”, 電子情報通信学会技術研究報告, EMCJ2006-15, pp.31-36, 2006
- (7) 茅野 功, 望月 精一, 小笠原 康夫：“中間周波磁界曝露によるラット小動脈血管径への影響評価”, 生体医工学, 47 No.6, pp.508-513, 2009
- (8) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: “ICNIRP STATEMENT-GUIDELINES FOR LIMITING EXPOSURE TO TIME-VARYING AND MAGNETIC FIELDS (1 Hz TO 100KHz)”, Health Physics, 818-836, 2010
- (9) 木暮 晋太郎, 和田 圭二, 鈴木 敬久：“電圧形インバータを用いた細胞曝露評価用 20 kHz 磁界発生装置の開発”, 電気学会研究会, EMC-09-29, 2009
- (10) 平井 佑樹, 鈴木 敬久, 和田 圭二, 鈴木 伸也：“妊娠ラット用 20 kHz 局所磁界曝露装置の開発”, 通信学会総合大会, B-4-22, 2011
- (11) 米盛 弘信, 小林 幹：“二重コイル駆動型オールメタル対応 IH クッキングヒータ”, 電学論 D, 127 卷 3 号, 2007
- (12) 関根 加津典：“IH クッキングヒータにおける誘導加熱コイルの冷却構造検討”, 日本機械学会, No.07-1, pp.305-306, 2007
- (13) 後藤憲一, 山崎修一郎, 詳解電磁気学演習, 共立出版株式会社, 東京, 1970.
- (14) 日本ケミコン株式会社, <http://www.chemi-con.co.jp/>

## Development of the exposure apparatus with the localized magnetic field at 20kHz for pregnant rats

Y.Hirai<sup>1</sup>, Y.Suzuki<sup>1</sup>, K.Wada<sup>1</sup>, K.Wake<sup>2</sup>, M.Taki<sup>1</sup>, A.Ushiyama<sup>3</sup>, C.Ohkubo<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Information and Communications Technology,

<sup>3</sup>National Institute of Public Health, <sup>4</sup>Japan EMF Information Center

<sup>1</sup>Department of Electrical and Electronic Engineering, Tokyo Metropolitan University, Tokyo Japan

### INTRODUCTION

Currently, there are opportunities exposing people to intermediate frequency [1] (IF) magnetic fields (MFs) due to various household appliances. Localized IF-MF exposure scenarios tend to occur in our daily lives. WHO recommends the studies for magnetic field exposure in intermediate frequency band [2]. There are several studies about the biological effect on the development of fetuses exposed to the IF-MF. Therefore, we are planning *in vivo* experiment for pregnant rats to assess the biological effect in IF-MF. The purpose of this study is to develop the exposure apparatus with localized magnetic field distribution in IF band for pregnant rats by the support of numerical dosimetry.

### NUMERICAL DOSIMETRY

Numerical dosimetry is performed to develop the exposure apparatus with the pregnant rat model. Induced quantities which denote induced current densities and electric fields are calculated by the impedance method [3]. The pregnant rat model [4] made from the MRI image is used in this calculation. It consists of over 15 tissues with 0.5mm cubic voxels. Electric conductivities are decided by 4-Cole-Cole dispersion model [5]. The number of fetuses included in the mother's body is 11. The electric current passing the coil is adjusted to 1mA at 20 kHz.

### CONCEPT OF EXPOSURE APPARATUS

This exposure apparatus is developed under the concept to assess biological effect caused by IF-MF in general public environment with household appliances. In designing exposure apparatus, we aim to achieve the general public basic restriction level exposure for spatially averaged induced quantities within fetuses of the rat. We consider both induced current densities by ICNIRP(1998) guideline [6] and electric field by ICNIRP(2010) guideline [7] as induced quantities.

The exposure apparatus should be designed to satisfy sufficiently localized induced quantities to fetuses, because the effect of IF-MF on mother rat should be reduced as small as possible. The original index is introduced to evaluate the ratio of localization as shown in Eq. (1) and Eq. (2).

$$\alpha_J = \bar{J}_f / \bar{J}_m \quad (1)$$

$$\alpha_E = \bar{E}_f / \bar{E}_m \quad (2)$$

Here,  $\alpha_J$  and  $\alpha_E$  are localization index for the current density and electric field, respectively. Parameters  $\bar{J}_f$  and  $\bar{J}_m$  indicate spatially averaged value of induced current density for fetuses and mother's body, respectively. In the same manner,

parameters  $\bar{E}_f$  and  $\bar{E}_m$  indicate spatially averaged value of induced electric field for fetuses and mother's body, respectively. It is desirable to obtain large  $\alpha_J$  and  $\alpha_E$  to achieve effective localized exposure.

## RESULT

As a result of consideration of various shapes of coil according to the concept mentioned above, spiral shape is employed for the exposure apparatus as magnetic field generation coils. It is usually used for Induction-heating (IH) hobs. The appropriate configuration of coil is to stack two spiral coils with 5 turns as far as this investigation. Table 1 shows the values of  $\alpha_J$  and  $\alpha_E$  obtained by this configuration of coils comparing with uniform magnetic field condition. It is found that the designed coil achieves comparably larger values of  $\alpha_J$  and  $\alpha_E$  than uniform magnetic field.

Figure 1 shows the schematic view of developed exposure apparatus. The appropriately designed spiral type coil is placed under the abdomen of the mother rat. Figure 2 shows distribution of induced current density and electric field calculated by the impedance method under the condition of Fig. 1.

Values of the electric current passing through the coil are estimated to achieve induced quantities provided by basic restriction. The required current value is 6.82A to satisfy induced current density of 40mA/m<sup>2</sup> by ICNIRP(1998) guideline and 76.6A to satisfy induced electric field of 2.7V/m by ICNIRP(2010) guideline.

Consequently, we construct the novel exposure apparatus for the localized IF-MF exposure to pregnant rats based on the consideration mentioned above.

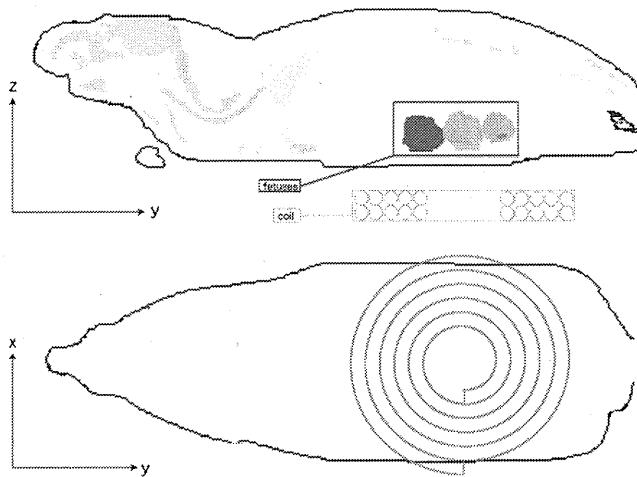


Figure.1 The schematic view of developed exposure apparatus

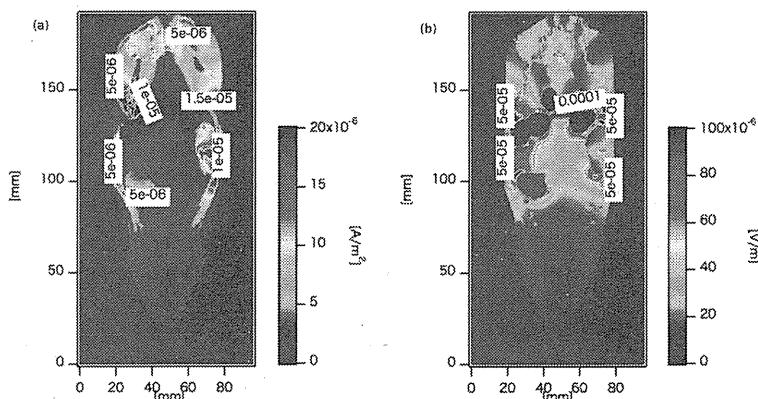


Figure.2 (a)Distribution of induced current density under the condition of Fig.1

(b)Distribution of induced electric field under the condition of Fig.1

Table.1 The values of  $\alpha_J$  and  $\alpha_E$  obtained by the configuration of coils comparing with uniform magnetic field condition.

Magnetic field distribution	uniform	localized
$\alpha_J$	0.483 (along x direction)	1.45
$\alpha_E$	0.451 (along y direction)	1.06

## **References**

- [1] E.Litvak, et al., Bio electromagnetics, 23, pp.68-82, 2002.
- [2] Environmental Health Criteria Monograph, No.238
- [3] P. Gandhi,et al., IEEE Trans. Biomed. Eng., 31, pp.644- 651, 1984.
- [4] J. Wang, et al., IEEE Trans MTT,49, pp.2008-2013, 2008.
- [5] S. Gabriel, et al.,Phys. Med. Biol.,41,pp.2271-2293,1996.
- [6] ICNIRP, Health Phys., 74(4),pp.494-522, 1998.
- [7] ICNIRP, Health Phys., 99(6),pp.818-836, 2010.