

Figure 4: Parameters of single coil

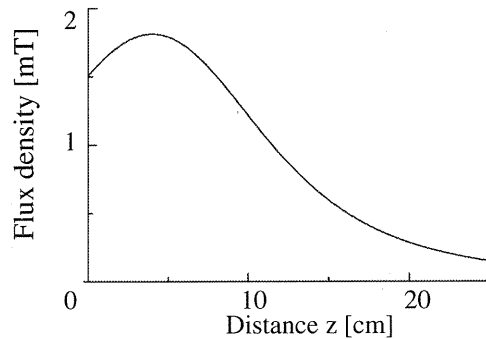


Figure 5: Relationship between the distance of z-axis and magnetic field using the single-coil

The dimension of culture dish is 6 cm in diameter and 1.5 cm in height. It is necessary to generate a uniform magnetic flux in a volume that is 6 cm in diameter and $1.5 \times n$ cm in height (n : the number of culture dishes). Based on these parameters, four culture dishes can be inserted inside the single-coil magnetic-field generator.

Fig. 6 shows the multiple-coil generator. Many more culture dishes can be inserted in the multiple coils generator than in the single coil since it produces the uniform magnetic flux over the larger volume. The multiple-coil generator consists of three circular coils, and each coils is 9.1 cm in radius, 7.5 cm in length and have 25 turns. The coil wire used the litz wire of 3.8 mm in the diameter, 3.8 mm^2 in cross-sectional area. The installation interval x of the coils is set to 5 cm, because of the optimal installation interval for the distribution of the uniform magnetic flux. Fig. 7 shows the distribution of the magnetic flux generated along the z-axis by the multiple-coil generator. The dashed lines are the analytical results for coils 1, 2, and 3, and the solid line indicates the total magnetic flux. It shows that the multiple-coil generator can produce a uniform magnetic flux over a larger volume than the single-coil generator as shown in Fig. 5. Therefore, the eight culture dishes can be inserted inside the multiple-coil magnetic-field generator.

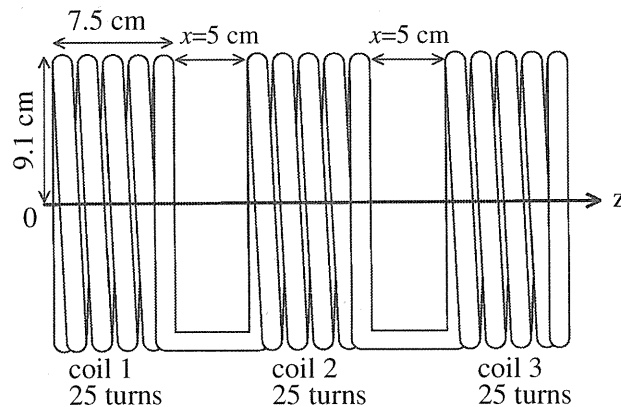


Figure 6: Parameters of the three coils

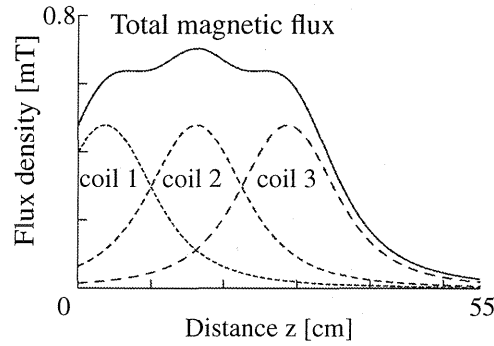


Figure 7: Relationship between the distance of z-axis and magnetic field using the multiple-coil

Coil Inductance

To design the resonant circuit, it is necessary to calculate the inductance of the single and multiple-coil. The theoretical equations for the self and mutual inductances (L and M) of the solenoid coils are given by [15]

$$L = \frac{K_N \mu_0 a^2 N^2}{l} \quad (8)$$

$$K_N = \frac{4}{3\pi\sqrt{1-k_L^2}} \left\{ \frac{1-k_L^2}{k_L^2} K(k_L) - \frac{1-2k_L^2}{k_L^2} E(k_L) - k_L \right\} \quad (9)$$

$$k_L = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{l}{2a}\right)^2}} \quad (10)$$

$$M_1 = \mu_0 a \left\{ \left(\frac{2}{k_M} - k_M \right) K(k_M) - \frac{2}{k_M} E(k_M) \right\} \quad (11)$$

$$k_M^2 = \frac{4a^2}{(2a)^2 + d^2} \quad (12)$$

Eq. (8) is the self inductance L of the coil that has the radius of a , the length of l and has N turns. In Eq. (9), K_N is a constant value that is determined by the values of $K(k_L)$ and $E(k_L)$. $K(k_L)$ and $E(k_L)$ are complete elliptic integrals of the first and second kinds, and they are functions of k_L in Eq. (10).

In the case of using the multiple-coil magnetic-field generator, it is necessary to calculate the mutual inductance between the coils. Fig. 8 shows the two single-turn coils, one in coil A and the other in coil B. The mutual inductance between the coil A and B can be calculated as follows.

1. Calculate the mutual inductance M_1 between the two single-turn coils in Fig. 8 using Eq. (11).
2. Calculate the each mutual inductances between each winding of coil 1 and each winding of coil 2 in Fig. 6 using the process 1.
3. Sum the above results of the process 2.

The series LC resonant circuit is used in the magnetic-field generator, the capacitor and the coil are impressed the same voltage and current. The total inductance, which is the sum of the self and mutual inductances, has to be calculated correctly, because it is critical when determining the capacitor of the resonant circuit.

Fig. 9 shows the relationship between the installation interval x of the coils and the coil inductance. The solid line represents the calculated inductance of the coil, which was calculated by Eqs. (8) and (11), and the dots indicate the experimental results. The experimental results correspond to the calculated and experimental results in Fig. 9. As the results, the total inductance of the multiple coils with $x = 5$ cm L_r is 480 μH .

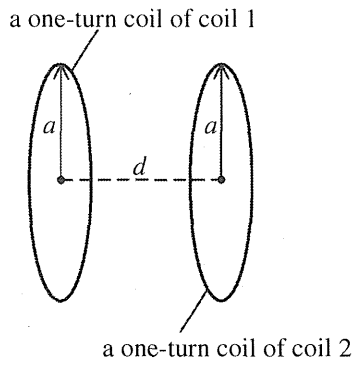


Figure 8: Mutual inductance between coil 1 and coil 2

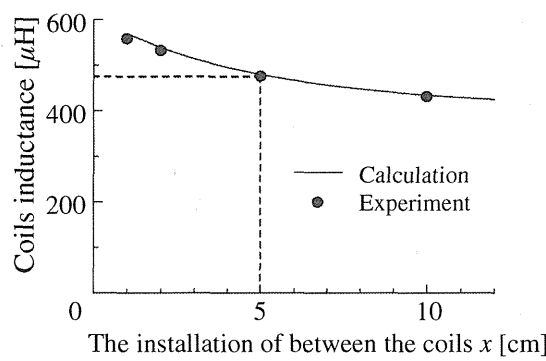


Figure 9: Relationship between the installation interval of the coils and coil inductance

Resonant capacitor

The resonant frequency of the series resonant circuit is given by

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_r C_r}} \quad (13)$$

The resonant capacitance C_r for the single coil is 56.8 nF according to Eq. (13). Fig. 10 shows the relationship between the installation interval x of the multiple coils and the resonant capacitance. The resonant capacitance of the multiple-coil magnetic-field generator with $x = 5$ cm is 132 nF according to Fig. 10. Metallized polypropylene film capacitors [16] are used for both the resonant capacitors in this experiment. They are suitable for the resonant circuit because the voltage and current ratings are large and the frequency and temperature characteristic of capacitance at 20 kHz is better than that of other kinds of capacitors.

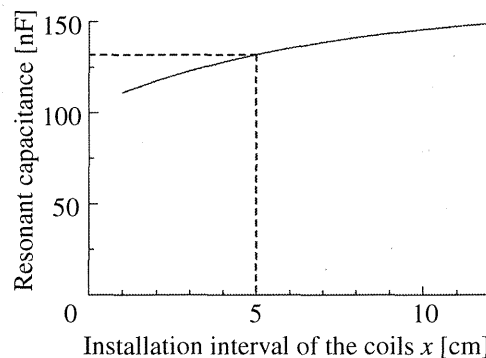


Figure 10: Relationship between the the installation interval of the multiple-coil and the resonant capacitance

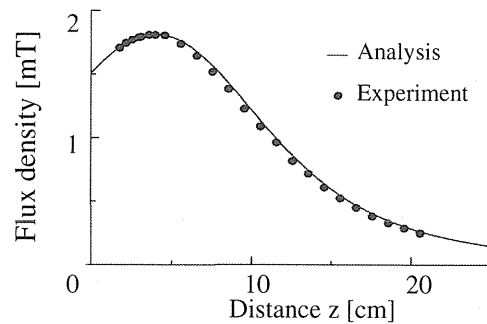


Figure 11: Relationship between the distance of z-axis and magnetic field

Experimental Results

The switching frequency of the inverter and the resonant frequency should be set to be the same value, since this reduces the switching loss of the IGBTs. However, in this experiment, the operating frequency was set to 20.8 kHz, which is slightly higher than the resonance frequency. Because the alternating magnetic-field generator has to operate for one week, it is possible that the resonance frequency may vary as the parameters of the circuit elements change with temperature variations.

Fig. 11 shows the analytical and experimental results for the variation along the z-axis of the magnetic flux generated by the single-coil magnetic-field generator as shown in Fig. 4. The analytical results correspond to the experimental results, demonstrating that the magnetic flux can be estimated from the coil current i_L .

Fig. 12 shows experimental waveforms when the single coil generates 8.3 mT at 20 kHz. In this case, the DC voltage of the inverter was set to 150 V and the apparent power of the inverter at 20 kHz is 2.8 kVA. Here, v_{INV} is the inverter output voltage, i_L is the coil current, and B is the magnetic flux. The magnetic field tester (HIOKI, 3470) used in the experiment is able to measure the magnetic field up to 2 mT at 20 kHz. In Fig. 12, the coil current is 18.3 A and the maximum strength of magnetic flux is a little under 2 mT; it was measured 20 cm along the z-axis, as shown by Fig. 4. Actually, the single coil generates 8.3 mT at the center of the coil by estimating from i_L , and the magnetic flux waveform clearly has low distortion.

Fig. 13 shows the analytical and experimental results for the magnetic flux along the z-axis of the multiple-coil magnetic-field generator when the coil current i_L is set to 5 A, where the dashed lines show the analytical results for coils 1, 2, and 3. The solid line indicates the total magnetic flux and the dots are the experimental results. These results confirm the validity of the design of the multiple-coil magnetic-field generator.

Figs. 14 and 15 show the distribution of the magnetic flux generated inside each the coil in the generator and the dashed lines mean each coils. The shown distribution is $\pm 10\%$ of the magnetic flux at the center of the coils. The distribution of the uniform magnetic flux volume of the single-coil magnetic-field generator is 167 cm^3 . In Fig. 15, the distribution of the uniform magnetic flux volume of the multiple-coil magnetic-field generator is 368 cm^3 , which is 2.2 times larger than that of the single-coil magnetic-field generator.

Conclusion

This paper has proposed a design procedure of a magnetic-field generator at 20 kHz using a single phase inverter, and its validity is demonstrated by the experiment and analytical results. The single-coil magnetic-field generator generates 8.3 mT at 20 kHz at the center of the coil, and the magnetic flux waveform has low distortion. The validity of the multiple-coil design was also confirmed by experimental and analytical results. The distribution of the uniform magnetic flux volume of the multiple-coil magnetic-field generator is 2.2 times larger than that of the single-coil magnetic-field generator. As a result, this alternating magnetic-field generator accepts the specification for a test equipment and can be used as a evaluation apparatus for biological research.

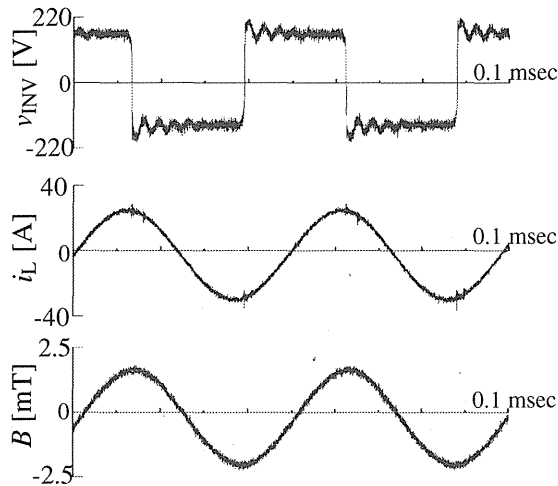


Figure 12: Experimental waveform when the coil generates 8.3 mT

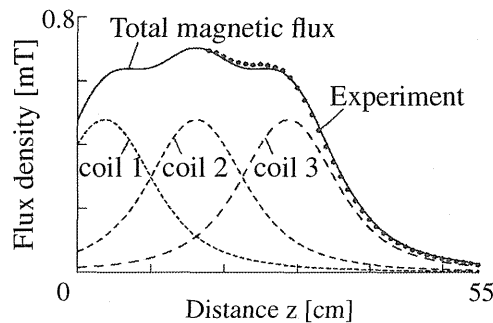


Figure 13: Relationship between the distance of z-axis and magnetic field using the multiple-coil

References

- [1] F. Forest, E. Laboure, F. Costa, and J. Y. Gaspard : “Principle of a Multi-Load/Single Converter System for Low Power Induction Heating,” *IEEE trans. on Power Electronics*, vol. 15, no. 2, pp. 223-230, 2000
- [2] H. Fujita, H. Akagi, and S. Shinohara : “ A 2-MHz 6-kVA Voltage-Source Inverter Using Low-Profile MOSFET Modules for Low-Temperature Plasma Generators”, *IEEE trans. on Power Electronics*, vol. 14, no. 6, pp. 1014-1020, 1999
- [3] 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.* Vol. 74, pp. 494-522, 1998
- [4] WHO home page, <http://www.who.int/en/>
- [5] Y. Suzuki, M. Taki : “Measurement of Magnetic Field From an Induction Heating Hob and Estimation of Induced Current Density in Human Body”, *IEEJ Trans. FM*, Vol. 125, No. 5, pp. 427-433, 2005(in Japanese)
- [6] K-A. Jung, H-S. Ahn, Y-S. Lee, M-C. Gye : “Effect of a 20 kHz Sawtooth Magnetic Field Exposure on the Estrous Cycle in Mice”, *Journal of Microbiology and Biotechnology*, Vol. 17, No. 3, pp. 398-402, 2007
- [7] T. Shigemitsu, K. Yamazaki, S. Nakasono, M. Kakikawa : “A Review of Studies of the Biological Effects of Electromagnetic Fields in the Intermediate Frequency Range”, *IEEJ Trans.* , pp. 405-412, 2007
- [8] S. Nakasono, M. Ikehata, I. Nishimura, T. Negishi, T. Shigemitsu : “Biological Effects of Intermediate Frequency (IF) Magnetic Field - Evaluation of mutagenicity of IF magnetic

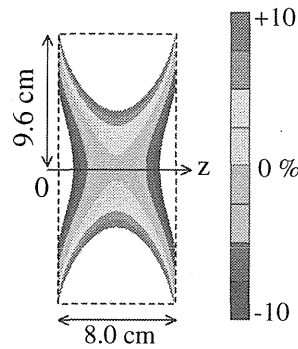


Figure 14: Uniform magnetic field area of $\pm 10\%$ in error margin (single-coil)

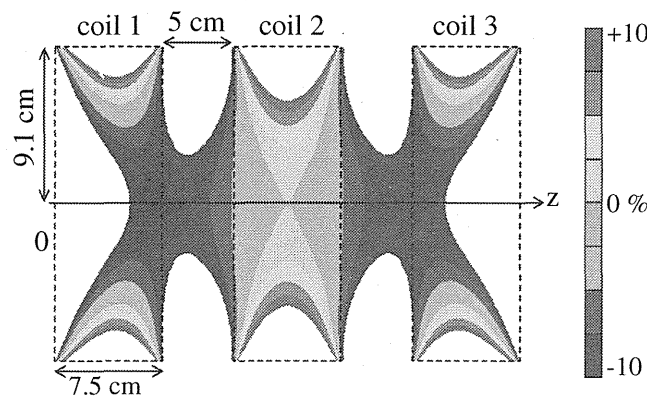


Figure 15: Uniform magnetic field area of $\pm 10\%$ in error margin (multiple-coil)

fields by bacterial mutation assay -”, CRIEPI report, V04008, 2005 (in Japanese), ([http : //criepi.denken.or.jp/en/e_publication/a2005/05kiban07.pdf](http://criepi.denken.or.jp/en/e_publication/a2005/05kiban07.pdf) (in English))

- [9] I. Nishimura, S. Imai, T. Negishi : “Reproductive and developmental toxicity of intermediate frequency magnetic field exposure - Effects of 20 kHz, 0.2 mT, sinusoidal magnetic field exposure on the rat organogenesis -”, CRIEPI report, V07003, 2008 (in Japanese), ([http : //criepi.denken.or.jp/en/publications/annual/2008/021.pdf](http://criepi.denken.or.jp/en/publications/annual/2008/021.pdf) (in English))
- [10] T. Shigemitsu, T. Negishi, K. Yamazaki, Y. Kawahara, A. Haga, K. Kobayashi, and K. Muramatsu : “A Newly Designed and Constructed 20kHz Magnetic Field Exposure Facility for In Vivo Study”, 2008
- [11] NF Corporation : <http://www.nfcorp.co.jp/english/index.html>
- [12] L. D. Landau, E. M. Lifshits : “Electrodynamics of Continuous Media”, Tokyo Tosyo, pp. 150-159, 1956 (in Japanese)
- [13] J. L. Kirschvink : “Uniform Magnetic Fields and Double-Wrapped Coil Systems: Improved Techniques for the Design of Bioelectromagnetic Experiments”, *Bioelectromagnetics* 13 : 401-411 (1992)
- [14] S. Moriguchi, K. Udagawa, S. Ichimatsu : “Mathematic formula”, Iwanami Syoten, 1960 (in Japanese)
- [15] K. Goto, S. Yamazaki : “Electricity and Magnetism with Exercise”, Kyoritsu Syuppan, pp. 222-309, 1970 (in Japanese)
- [16] Nippon chemi-con Corporation : <http://www.chemi-con.co.jp/e/index.html>

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

木暮晋太郎[†] 和田 圭二[†] 鈴木 敬久[†]

[†] 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: †s.kogushin@hotmail.co.jp, ††{kj-wada,y_suzuki}@tmu.ac.jp

あらまし 近年、誘導加熱 (IH) 調理器の普及が急速に進んでいる。それに伴い、IH 調理器等で使用される中間周波磁界の生体影響に対する関心が非常に高まっている。本論文ではその生体影響の調査・研究用試験用磁界発生装置の設計法を示す。生体影響を調査・研究するためには細胞を対象とした実験が行われるため、広範囲かつ高磁界を発生させることが可能な電源および磁界発生用コイルが必要である。さらに、長時間動作 (数時間から数日間) の連続動作が要求されるため、電源・コイルにおいても同様に長時間の安定動作が要求される。従来、磁界発生装置の電源には線形増幅回路の正弦波交流電圧を出力する電源が使用されていた。しかし、その出力範囲には限界があるため高磁界を発生することは困難である。これまでに、磁界発生コイルの研究は盛んに行われてきたが電源部までを含めた磁界発生装置全体の設計法を示した文献は著者らの知る限りないように思われる。本論文では、電圧形インバータを用いた生体影響の調査・研究のための細胞曝露評価用磁界発生装置の設計・製作を行い、解析と実験によりその有用性を明らかにする。

キーワード 誘導加熱, 中間周波磁界, インバータ

Development of a Magnetic Field Generator at 20 kHz using a Voltage Source Inverter for a Biological Research

Shintaro KOGURE[†], Keiji WADA[†], and Yukihiisa SUZUKI[†]

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

E-mail: †s.kogushin@hotmail.co.jp, ††{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 of IH cooking apparatus. This paper presents an alternating magnetic-field generator at 20 kHz for biological research using a single phase inverter and a series LC resonant circuit. In order to investigate biological effect, the power supply and magnetic field generator coil which can generate a wide area and a high magnetic field are required. A conventional magnetic-field generator can produce less than 1 mT at 20 kHz, a linear amplifier is used as a power supply. Biological research undertaken by a university and a research center has evaluated the leakage flux from IH cooking apparatus. The validity of the coil design is confirmed by the experimental results. These results show that the magnetic-field generator produces 3.4 mT at 20 kHz, and its magnetic flux waveform has low distortion.

Key words induction heating, intermediate frequency (IF) magnetic field, inverter

1. ま え が き

中間周波電磁界による生体影響への関心が高まっている。近年急速に普及率を高めている誘導加熱 (IH) 調理器が発生する磁界もその対象の一つである。IH 調理器は、20 k~100 kHz の交流磁界を発生させて、金属の被加熱物にうず電流を流し加熱させるものである。人体と非常に近接な位置で動作するために、

IH 調理器からの漏洩磁束による生体影響への関心は非常に高い。国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) が定めたガイドライン [1] によると、公衆において 20 kHz の漏れ磁束は 6.25 μ T が参考レベルとして定められている。しかし、生体に対する作用を直接的に示すデータが世界的に不足しており、WHO 環境保健クライテリア (No. 238, 2007) [2] においても中間周波電磁界と生体影響に関する研究の必要性を強く指摘している。

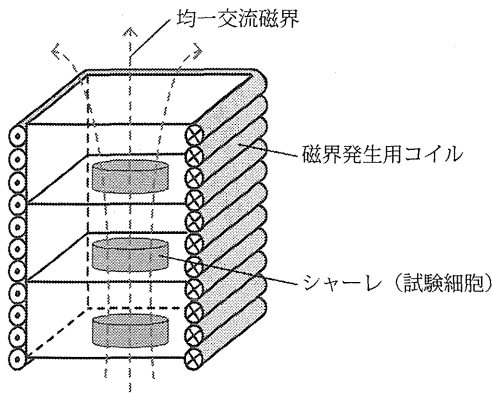


図 1 磁界発生装置概略図

Fig. 1 Prototype of the magnetic field generator

このような現状から、参考レベル以上の磁界強度における生体影響の調査・研究が国内外の大学や研究機関を中心に活発に進められている [3]~[9]。しかし、その際に用いられる曝露評価用磁界発生装置の電源部には汎用交流電源 [10] が使用され、出力は約 1 mT 程度にとどまっており、より強磁界での調査・研究が求められている [4]~[8]。また、細胞を対象とした実験が行われるため、図 1 に示すようにシャーレ (試験細胞) に対して空間的に均一かつ高磁界を発生する装置が必要となる。これを実現させるには、高効率高出力な電源回路と高出力かつ広範囲の均一磁界を出力可能な磁界発生用コイルの開発が求められる。さらに生体影響を調査するため、長時間の連続動作が要求される。

そこで、本論文では電源部に単相フルブリッジインバータと LC 直列共振回路を用いることで、従来装置を大きく上回る高磁界出力の磁界発生装置設計法を提案する。電源部をインバータとすることで、汎用交流電源に比べ電源容量に対し高効率な出力磁界を得ることが可能であり、設備容量を低減できる。さらに、LC 直列共振回路の共振周波数をスイッチング周波数に一致させることによって 20 kHz の正弦波電流を流し、ひずみの少ない交流磁界が発生可能である。

本研究では、磁界発生用コイルとして一般的に用いられている均一磁界分布出力に最も優れた正方形コイルを 4 台用いるコイル構成を採用する [11][12]。磁界強度、均一磁界領域、コイルパラメータ等の関係を明確にすることで、電源部までを含めた最適設計を可能としている。本論文では、コイルに使用する電線の電流密度と構造的な設計制限を明確にすることによって、より実用的なコイル設計法を提案する。さらに、磁界発生装置の設計・製作を行い、計算と実験よりその設計法の有用性を明らかにする。また、長時間駆動させた場合のコイル発熱に関しても検討を行う。

2. 装置回路構成

本論文で検討する磁界発生装置の回路構成は、図 2 に示すようにフルブリッジインバータと LC 直列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、 R は電線抵抗である。空芯状の磁界発生用コイル L に 20

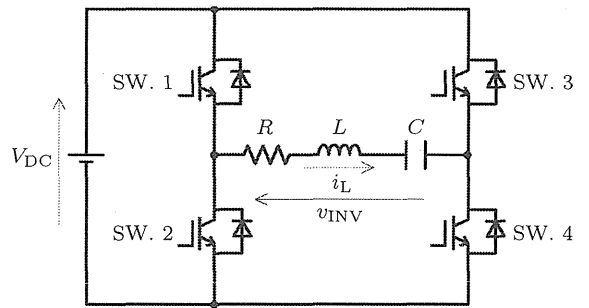


図 2 回路構成

Fig. 2 Experiment circuit

表 1 インバータの回路定数

Table 1 Circuit parameter of the inverter circuit

Rated input voltage	DC280 V
Output frequency	18 kHz~22 kHz
Rated output current	25 A
Dead time	3.5 μ sec
Output waveform	Square (50 % Duty)

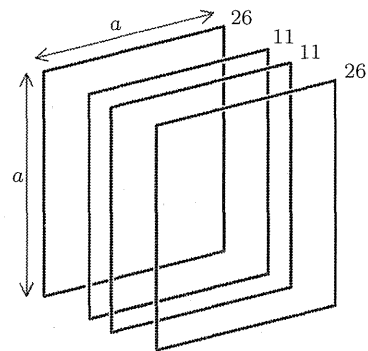


図 3 Merritt 4 コイル

Fig. 3 Merritt 4 Coil

kHz の正弦波交流電流を流し、コイル内に空間的に均一な磁界を発生させる。空芯コイル内部に発生する磁界は電流 i_L とコイル形状によって決まる。本インバータは、スイッチング素子 SW. 1, SW. 4 と SW. 2, SW. 3 を交互に 20 kHz でオン・オフすることで矩形波電圧 v_{INV} を出力させ、正弦波電流 i_L を生成している。インバータのデューティ比は一定 (50 %) であるため直流電源の出力電圧 V_{DC} の振幅を調整することにより i_L を可変できる。表 1 は製作したインバータの仕様であり、パワーデバイスに IGBT を用いており、直流定格電圧 280 V、交流出力電流 25 A である。

3. 磁界発生用コイル設計

本論文では、図 3 に示すような磁界発生用コイルとして一般的に用いられている均一磁界分布に優れた正方形コイルを 4 台直列接続させたコイルを採用する。以降、このコイルを Merritt 4 コイル [11] と呼ぶ。なお、コイル構造は一層巻きのソレノイドタイプであり、電線以外は非磁性体で構成する。

3.1 Merritt 4 コイル設計

Merritt 4 コイルは、図 3 に示すようにアンペア・ターン比

がそれぞれ 26:11:11:26 となるような同形状の 4 台の正方形空芯コイルから構成され、コイル 1 辺の長さ a によって各コイル配置間隔が決定する。従来の磁界発生用コイルは、図 3 に示すような 1 巻きコイルで検討しており、アンペア・ターン比を電流比によって振り分けている。本装置では一台の電源回路（インバータ）で 4 台のコイルを駆動させるため、各コイルは直列接続されている。つまり、既定のアンペア・ターン比を巻数比として決める必要がある。これは図 4, 5 に示すように、電線径 ϕ × 巻数分のコイル長が存在し、コイル長を考慮したコイル設計が必要となる。

図 4 に本論文で用いたリッツ線の構造図を示す。リッツ線は、 n 本の絶縁処理された直径 ϕ_c の銅線から構成され、表皮効果を低減できる。検討するリッツ線は、銅線径 $\phi_c=0.1$ mm, $n=686$ 本, 銅断面積 5.3 mm², 電線径 $\phi=4$ mm である。ここで、リッツ線の断面積 $((\phi/2)^2\pi)$ に対する銅線断面積 $((\phi_c/2)^2\pi \times n)$ の割合を占積率と呼ぶ。

Merritt 4 コイルは、図 5 に示す係数とコイル 1 辺長 a の積がコイル配置位置となり、中心に対して左右対称なコイル配置となる。コイル設計において、コイル 1 辺の長さ a と電線径 ϕ の選択の組み合わせは無限に存在するが、コイル長を考慮すると、その組み合わせには制限が生じる。つまり、図 5, 6 に示すコイル 1 と 2 (3 と 4), コイル 2 と 3 の間隔 x_1, x_2 がゼロ以下になるようなコイル 1 辺長 a [mm] と電線径 ϕ [mm] の組み合わせは、本論文で検討する一層巻きコイルでは設計不可能である。これらの設計制限を明確化することで、磁界発生装置の設計が可能となる。

ここで、図 6 における各座標及びコイル間隔 x_1, x_2 は次式で与えられる。

$$z'_3 = 0.1281 \times a - \frac{11}{2}\phi = \frac{x_1}{2} \quad (1)$$

$$z''_3 = 0.1281 \times a + \frac{11}{2}\phi \quad (2)$$

$$z'_4 = 0.5055 \times a - \frac{26}{2}\phi \quad (3)$$

$$x_1 = 0.2562 \times a - 11\phi \quad (4)$$

$$x_2 = 0.3774 \times a - \frac{37}{2}\phi \quad (5)$$

コイル間隔 x_1, x_2 のどちらか一方でもゼロ未満となると設計不可能となるが、式に示すように x_2 の制限の方が大きいので、式 (5) のみを考慮すればよい。図 7 は、電線径 ϕ とコイル 1 辺長 a に対する設計可能領域と設計不可能領域及びコイル中心の出力磁界強度を示したものである。上部領域が $x_2 > 0$ となる設計可能領域、下部領域が $x_2 < 0$ となる設計不可能領域を示している。白破線で示すのは、コイル間隔 x_2 がゼロとなる点である。つまり、コイル 1 と 2, 3 と 4 が結合し、2 台のコイルから構成される磁界発生用コイルを意味している。これより、高磁界を発生させるためには $x_2 = 0$, すなわち 2 つのコイルから構成する構造であることがわかる。磁界強度は、黒線で仕切る領域別に示している。詳細は次項で述べる。

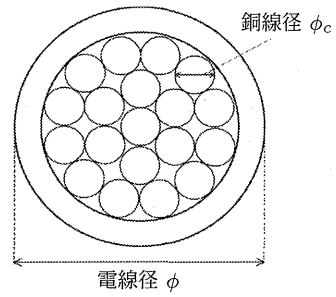


図 4 リッツ線構造

Fig. 4 Litz wire structure

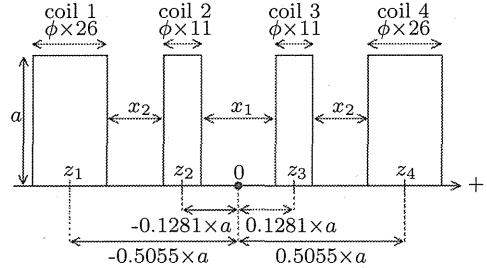


図 5 Merritt 4 コイル構成

Fig. 5 Merritt 4 Coil system configuration

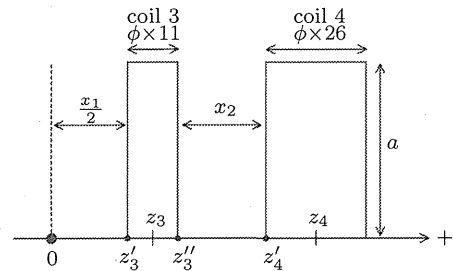


図 6 コイル配置間隔

Fig. 6 Installation interval of coils

3.2 磁界強度設計

はじめに、任意の電線径 ϕ , 1 辺の長さ a に対する出力磁界強度を求める。まず、電線径よりコイルの電流定格が決まる。本論文では、定量的に比較検討するためにリッツ線の占積率を一定 (42%) とし、またコイル発熱を考慮し電線の最大電流密度を 4 A/mm² と設定した。以上より、コイルの定格電流値は

$$I_{\max} = (\phi/2)^2\pi \times \text{占積率} \times \text{最大電流密度} \quad [\text{A}] \quad (6)$$

となる。以降、コイル電流値を定格電流値とし、比較検討を行う。

コイル内部の任意の点における磁界強度及び分布は、ビオ・サバルの法則によって求めることができる。磁界強度は、コイル電流 i_L とコイル 1 辺長 a で決定される。Merritt 4 コイルの中心磁界強度は、文献 [12] より

$$B_{\text{central}} = \frac{46.65}{a} \times 10^3 \quad [\mu\text{T/A}] \quad (7)$$

となる。

図 7 に任意の電線径 ϕ , 1 辺の長さ a のコイルに定格電流値を流したときの磁界強度を黒線で仕切る領域別に示す。電線径 ϕ を大きく、1 辺長 a を小さくするほど磁界強度は大きくなる

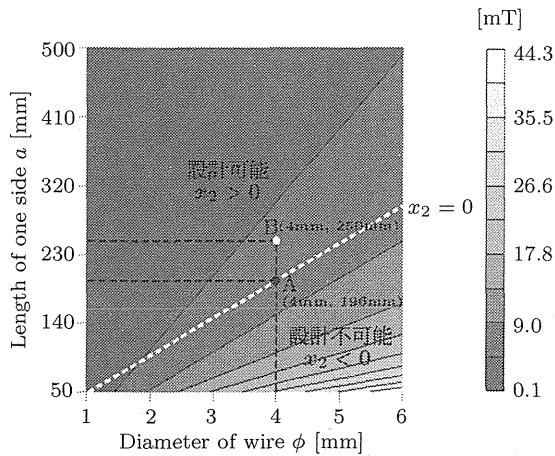


図7 最大電流密度時の Merritt 4 コイル出力磁界強度

Fig. 7 Magnetic flux output of Merritt 4 Coil system when the current density is maximum

ことが確認できる。さらに ϕ と a の関係より磁界発生装置が実際に発生しうる磁界強度が明らかになった。例えば、電線径 $\phi = 4$ mm で構成されるコイルでは、1 辺長 $a = 196$ mm としコイル間隔 x_2 をゼロとしたときが最高出力となり、コイル定格電流値 21.1 A のときに磁界出力は 5.0 mT となる。つまり、各電線径において白破線が最高出力となる。ここで、白破線における設計を最高出力設計と呼ぶ。先述した通り、これは 2 台のコイルから成るコイルを意味しており、コイル 1, 2 及びコイル 3, 4 が結合するような設計パラメータの場合が最大の磁界強度が得られることになる。

図 8 に、電線径 4 mm で構成した Merritt 4 コイルの均一磁界領域を 2 例示す。コイル A は最高出力設計であり 1 辺長 a が 196 mm、コイル B は 1 辺長が 250 mm である。図 7 に各設計座標を示す。図 8 は、各コイルにコイル定格電流値 21.1 A 流した際のコイル中心の磁界強度に対し偏差 $\pm 5\%$ の均一磁界領域を示している。コイル A の中心磁界強度は 5.0 mT、コイル B の中心磁界強度は 3.9 mT である。コイル B の方が均一磁界領域が広く得られているが磁界強度はコイル A が上回っていることが確認できる。例えば、直径 9 cm、高さ 1.5 cm のシャーレを中心軸 (z 軸) 上に設置できる枚数は、コイル A が 17 枚設置できるのに対してコイル B は 26 枚設置できる。

図 9 に最高出力設計における各電線径に対する定格電流値を流した際の磁界強度を示す。これは、図 7 で濃淡で示した磁界強度を数値化したグラフである。これより、太い電線を用いることによって高磁界を出力可能であることがわかる。

3.3 インダクタンス設計

本研究で対象としている磁界発生装置は LC 直列共振回路を用いているため、コイルのインダクタンスは重要な値である。インダクタンスは、Neumann の公式 [13] を用いることで求めることができる。図 10 に最高出力設計時のインダクタンスを実線で示す。また、破線で示すのはコイル定格電流値における磁界発生用コイルの両端電圧である。kV 単位の高電圧が印加されていることが確認できる。そのため、実際の製作においては、絶縁・耐圧を考慮する必要がある。

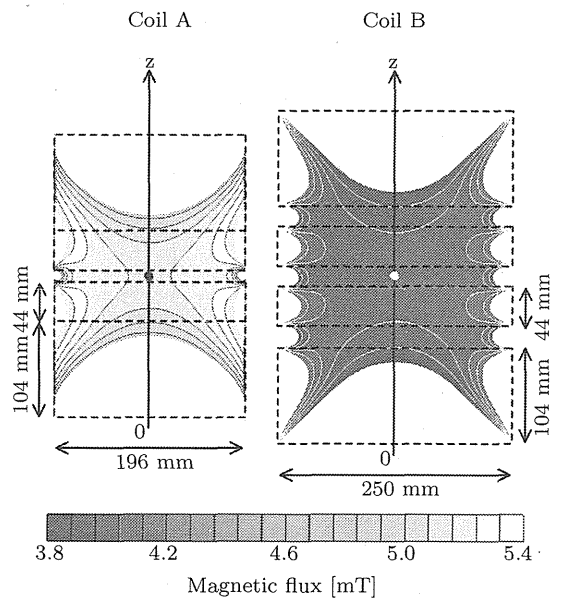


図 8 誤差 $\pm 5\%$ の磁束密度分布領域

Fig. 8 Uniform magnetic field area of $\pm 5\%$ in error margin

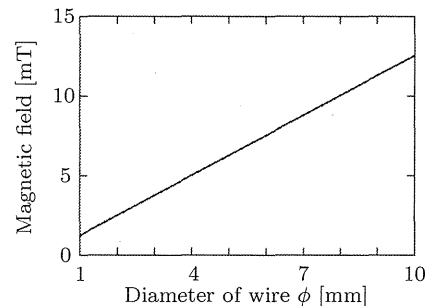


図 9 最高出力設計の出力磁界

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

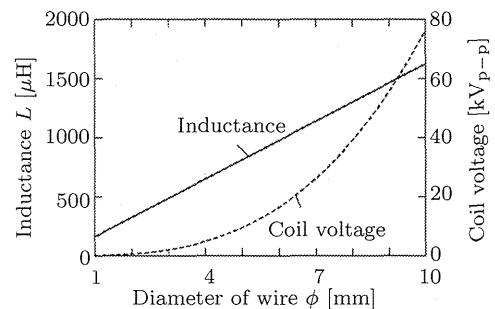


図 10 最高出力設計のインダクタンスとコイル両端電圧

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

4. 共振用コンデンサ設計

先述のインダクタンス設計によって、共振用コンデンサ設計が可能となる。共振キャパシタンスは下式より求めることができる。

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (8)$$

本装置は LC 直列共振回路を用いており、かつ共振周波数で

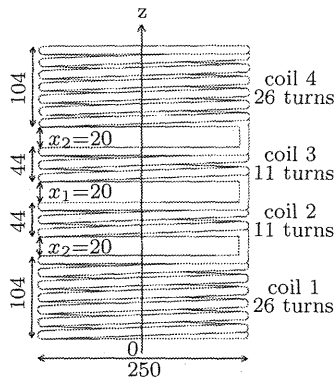


図 11 Merritt 4 コイルパラメータ [mm]

Fig. 11 Parameters of Merritt 4 Coil [mm]

表 2 コイルインダクタンス計算・実測結果

Table 2 Calculation and measurement result of coil inductance

	coil 1	coil 2	coil 3	coil 4	Mutual	Total
Calculation [μH]	230.8	59.2	59.2	230.8	294.4	874.4
Measurement [μH]	239.4	62.6	61.1	237.3	296.4	896.8
Error [%]	3.7	5.7	3.2	2.8	0.7	2.6

スイッチングさせているため、共振用コンデンサにも同等の電圧が印加されることになる。さらに磁界発生用コイル定格電流値は、十数～数十 A にも達するため、本装置の開発においてコンデンサの選択は重要な検討項目の一つであると考えられる。本研究では、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を使用している。コンデンサ発熱による容量変動を抑制するために、電圧・電流定格を 2 倍程度余裕をもたせて設計する。

5. 装置実設計

以上の設計法の有用性を確認するために試作装置を設計・製作した。電線径 4 mm、占積率 42% のリッツ線を用いて磁界発生用コイルを設計した。ここでは、図 11 に示すような 1 辺の長さ 250 mm の Merritt 4 コイルシステムを製作した。式 (4), (5) より、コイル間隔は x_1 , x_2 共に 20 mm となる。コイルの最大電流密度を 4 A/mm² とすると、試作コイルの定格電流は 21.1 A となる。また、インダクタンスを表 2 に示す。計算結果と実測値の誤差は 6% 以内であり、共振用コンデンサ設計するにあたり十分な計算精度であるといえる。

共振用キャパシタンスは、式 (8) より求めることができる。共振周波数を 20 kHz とした場合 70.6 nF となる。また、定格電流値 21.1 A を流した場合、最大でコイル両端には約 7 kV もの電圧が印加される。つまり同等の電圧が共振用コンデンサにも印加されることになる。

本装置は長時間連続駆動を想定しているため、2 倍程度余裕をもった耐圧設定をする必要がある。したがって、定格電圧 14 kV 以上、定格電流 42 A 以上を満たすコンデンサが必要となる。そこで、定格電圧 4 kV、定格電流 4.28 A、静電容量 27 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 [14]) を 10 並列 4 直列接続させた。

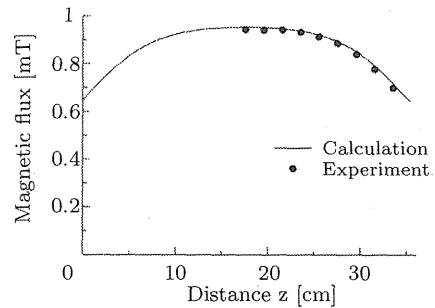


図 12 z 方向の距離と磁束密度分布

Fig. 12 Relationship between the distance of z-axis and magnetic flux

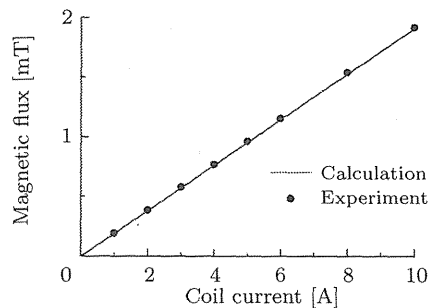


図 13 コイル電流と磁界強度

Fig. 13 Relationship between the coil current i_L and magnetic flux

6. 実験結果

6.1 出力磁界確認実験

図 12 にコイル中心軸 (z 軸) 上の磁界分布を示す。実線は計算結果、● は実験結果を示している。本実験で用いた磁界測定器 (HIOKI 3470) は、周波数 20 kHz において 2 mT までしか測定できないため、2 mT 以下の出力環境下で本実験を行った。コイル電流は 5 A である。磁界計算値に対して誤差 2% 以内であり、磁界設計通りに出力していることが確認できる。

図 13 にコイル電流 i_L とコイル中心の出力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。磁界設計通りに出力できていることが確認できる。このことより、2 mT 以上出力させた場合でもコイル電流 i_L の値を測定すれば、出力磁界強度を推定できる。

図 14 は、コイル電流 19 A、コイル中心磁界強度 3.4 mT を発生させたときの実験波形である。インバータの出力電圧 v_{INV} 、コイルに流れる電流 i_L 、コイル両端電圧 v_L 、z 軸方向の発生磁束密度 B_z を示している。なお、磁界測定器の許容範囲を考慮し、コイルから 20 cm 離れた地点での磁界波形である。ひずみのない正弦波の交流磁界が発生できていることがわかる。また、このときの磁界発生装置全体の消費電力は 284.1 W、出力皮相電力は 2.3 kVA、LC 損失が 168 W である。一方、汎用交流電源を用いた場合は、消費電力 2 kW に対し出力定格が 1 kVA である。同一出力 (1 kVA) で比較すると、インバータの消費電力は約 16 分の 1 となる。

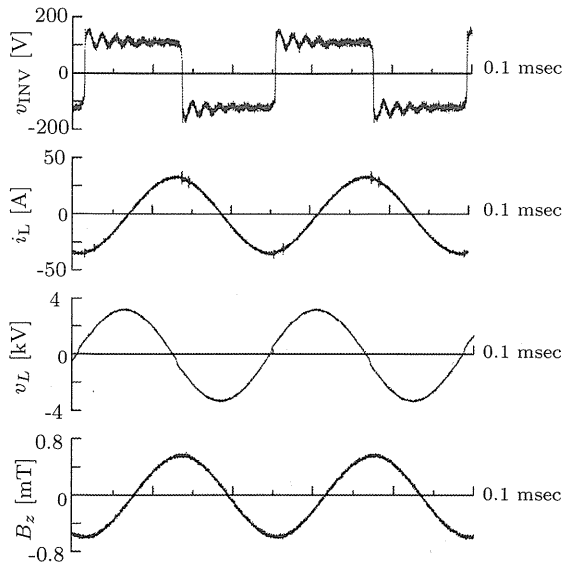


図 14 3.4 mT 発生時の実験波形

Fig. 14 Experimental waveforms when the coil generates 3.4 mT

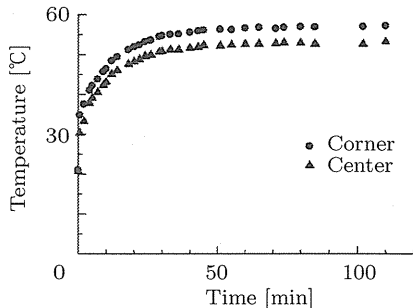


図 15 コイル内面温度推移

Fig. 15 Coil inside temperature transition

6.2 コイル発熱検討実験

図 15 にコイル内面温度の測定結果を示す。コイル電流 19 A で連続運転させたときのコイル 1 の中央 (▲) 及び角 (●) の温度を熱電対センサによって測定した。両測定温度共に 60 °C 以内の値に漸近していることが確認できる。連続運転開始 50 分以降は温度がほぼ一定になる。また、角と中央ではその温度差が 5 °C 程度あることも確認できる。

次に図 16 にコイル表面温度及び共振用コンデンサ温度をサーモトレーサ (NEC 三栄 TH6200) で測定した結果を示す。これは、連続運転開始 85 分後における発熱の様子であり、温度が一定になった際の測定結果である。まず、コイル 2, 3 よりも巻数の多いコイル 1, 4 の方が発熱していることが分かる。最高温度で 48 °C 弱であり、内面より 10 °C 程度低いことが確認できる。また、共振用コンデンサは、駆動前の温度とほぼ変化せず、長時間駆動にも耐えうるコンデンサ設計が行えたことが分かる。

これらの結果より、磁界発生用コイル内外面ともに 60 °C 以内の発熱に抑えることができたことが確認できた。また、この結果は自然空冷とした場合の実験結果であるため、ファンや水冷装置などを使用した場合は大きな冷却効果が期待できる。

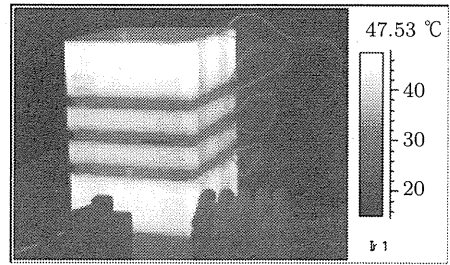


図 16 サーモトレーサによる温度分布図 (85 分)

Fig. 16 The temperature distribution by the thermography (85 minutes)

7. むすび

本論文では、単相フルブリッジインバータを用いた細胞曝露評価用 20 kHz 磁界発生装置の設計法を示し、その有用性を実験と計算により明らかにした。また、磁界発生用コイル設計については、実現可能性までを含めた設計法を示した。コイル発熱も実験で確認し、設計法の有用性を示した。

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] WHO home page, <http://www.who.int/en/>
- [3] 鈴木 敬久, 多氣 昌生, "誘導加熱調理器近傍の加熱周波数磁界の測定と人体誘導電流推定", *電学論 A*, Vol.125, No.5, pp 427-433, 2005.
- [4] K-A.Jung, H-S.Ahn, Y-S.Lee, M-C.Gye, "Effect of a 20 kHz Sawtooth Magnetic Field Exposure on the Estrous Cycle in Mice", *JMB*, Vol.17, No.3, pp. 398-402, 2007.
- [5] T.Shigemitsu, K.Yamazaki, S.Nakasono, M.Kakikawa, "A Review of Studies of the Biological Effects of Electromagnetic Fields in the Intermediate Frequency Range", *IEEJ Trans*, pp. 405-412, 2007.
- [6] 中園 聡, 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.
- [7] 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
- [8] T.Shigemitsu, T.Negishi, K.Yamazaki, Y.Kawahara, A.Haga, K.Kobayashi, and K.Muramatsu, "A Newly Designed and Constructed 20kHz Magnetic Field Exposure Facility for In Vivo Study", 2008.
- [9] 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.
- [10] NF Corporation, <http://www.nfcorp.co.jp/>
- [11] R.Merritt, C.Purcell, and G.Stroink, "Uniform magnetic field produced by three, four, and five square coils", *Review of Scientific Instruments*, 54:879-882, 1983.
- [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] 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/>

細胞曝露評価用磁界発生装置の高出力化に向けた検討

木暮 晋太郎*, 和田 圭二, 鈴木 敬久 (首都大学東京)

Discussion of High AC Magnetic Field Generator for Biological Research
Shintaro Kogure*, Keiji Wada, Yukihisa Suzuki (Tokyo Metropolitan University)

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 of IH cooking apparatus. In a previous paper the authors have developed MF generator for biological research and the optimal utility design method of Merritt 4 coil is confirmed by the experimental results. This paper proposes a more powerful alternating magnetic-field (MF) generator at 20 kHz for biological research. In order to increase the magnetic field, the current density should be set to 8 A/mm². However, the resonant capacitor voltage and the power supply capacity of inverter are increased. Consequently, the inverter is connected to each coil, and these problems are solved. In addition, a magnetic field distribution is controllable by controlling the amplitude and the phase of each coil current. It verifies that they are possible by using calculation and a circuit simulation.

キーワード：誘導加熱, 中間周波磁界, インバータ

(Induction heating, intermediate frequency (IF) magnetic field, inverter)

1. はじめに

中間周波電磁界による生体影響への関心が高まっている。近年急速に普及率を高めている誘導加熱 (IH) 調理器が発生する交流磁界 (20 k~100 kHz) もその対象の一つである。人体と非常に近接な位置で動作させるため, IH 調理器からの漏洩磁束による生体影響への関心は非常に高い。国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) のガイドライン⁽¹⁾ では, 公衆において 20 kHz の漏れ磁束は 6.25 μ T が参考レベルとして定められている。しかし, 中間周波電磁界 (300~10 MHz) に関しては生体に対する作用を直接的に示すデータが世界的に十分ではなく, WHO 環境保健クライテリア (EHC No. 238, 2007)⁽²⁾ においても中間周波電磁界と生体影響に関する研究の推進が第 1 番目に勧告されている (第 1 章, 1.2 研究のための提言)。

そのため, 参考レベル以上の磁界強度における生体影響の調査・研究が国内外の大学や研究機関を中心に活発に進められている^{(3)~(5)}。同時に生体影響を調査するために用いられる曝露評価用磁界発生装置の開発も行われている^{(3)~(8)}。細胞を対象とした実験では, 図 1 に示すように試験細胞に対し空間的に均一かつ高磁界を発生する装置が必要となる。これを実現させるためには, 高出力かつ広範囲の均一磁界を出力可能な磁界発生用コイルとそれを駆動するための電源装置の開発が求められる。文献 (6) (7) では, 図 2(i) に示すような正方形空芯コイル 4 台から構成される Merritt 4 コイルが均一磁界分布に最も優れると結論付けられている。従来の Merritt 4 コイルを用いた磁界発生装置⁽³⁾ では, 出力磁界は 0.2 mT 程度であり, より高出力の装置開発が望まれている。そこで, 著者らは先に文献 (8) において磁界発生装置の実用的設計法を確立し, Merritt 4 コイルと単

相電圧形インバータを用いた磁界発生装置の設計手法を示した。この装置は LC 直列共振現象を用いてひずみの少ない 20 kHz 交流磁界を出力することができる。検討した結果, 正方形空芯コイルを 4 台用いるのではなく, 2 台のコイルとした場合が Merritt 4 コイルの最高出力設計であることを明らかにした。細胞曝露用磁界発生装置は, コイル発熱による温度上昇制限が設けられているため, コイル電線の電流密度の上限を 4 A/mm² と設定した。しかし, 更なる磁界強度の高出力化のためには電流密度を大きくすることが必須である。文献 (9) では, 強制空冷を用いることによって電流密度を 8 A/mm² とできることが報告されている。しかし, 高電流密度化によって, 共振用コンデンサ耐圧とインバータ容量が増大するため, 新たな設計手法を検討する必要がある。

そこで本装置では, 高出力化を実現する一つの手段として, 電源回路 (インバータ) を複数台に分割して高出力化に向けた検討を行う。産業用誘導加熱装置では, 複数の加熱コイルのそれぞれにインバータユニットを接続し, 全てのコイル電流を同一周波数かつ同位相に制御し, インバータ間の不必要な電力授受を抑制するシステムが提案・実用化されている⁽¹⁰⁾。しかし, 産業用誘導加熱装置とはコイル形状や使用用途が異なるため, 設計法の再構築が必要となる。本論文では, Merritt 4 コイルの設計法の妥当性を確認するために 1 台のインバータを用いた実験結果を示す。さらに回路計算と回路シミュレーションを用いて, 最高出力設計された Merritt 4 コイルにそれぞれインバータを接続させた磁界発生装置を検討する。各コイル電流振幅・位相を制御し, 従来の磁界発生装置では出力不可能な磁界分布を発生できることを示す。

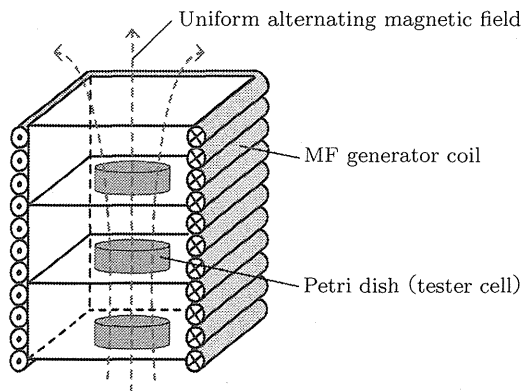


図1 磁界発生装置概略図

Fig. 1. Prototype of the magnetic field generator

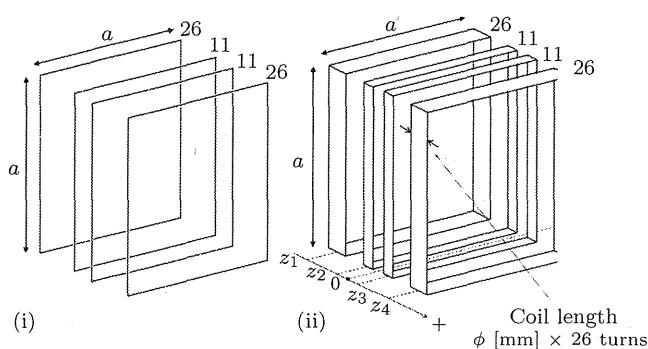


図2 Merritt 4 コイル

Fig. 2. Merritt 4 Coil

2. 磁界発生用コイル設計

本論文では、図2に示す Merritt 4 コイルを磁界発生用コイルとして採用する。なお、コイル構造は一層巻きの空芯、電線以外は非磁性体で構成する。

図3に本論文で用いたリッツ線の構造図を示す。リッツ線は、 n 本の絶縁処理された細い銅線から構成され、表皮効果を低減できる。検討するリッツ線は、 $n=686$ 本、有効断面積 5.3 mm^2 、電線径 $\phi=4 \text{ mm}$ 、占積率 42% である。占積率は、リッツ線の断面積 $((\phi/2)^2\pi)$ に対する有効断面積の割合である。

〈2・1〉 Merritt 4 コイル設計 Merritt 4 コイルは、図2に示すようにアンペア・ターン比がそれぞれ 26:11:11:26 となるような4台の正方形空芯コイルから構成され、コイル1辺の長さ a [mm] によって各コイル配置間隔が決定する。従来の磁界発生用コイルは、図2(i)に示すような1巻コイルで検討しており、アンペア・ターン比を電流比によって振り分けている。しかし、実際のコイルは4台のコイルを直列接続し、1台の電源装置を用いて駆動するため、既定のアンペア・ターン比を巻数比として決める必要がある。つまり、(ii)に示すように電線径 ϕ [mm] \times 巻数分のコイル長が存在し、コイル長を考慮したコイル設計が必要となる。

図4は、図2(ii)の側面図であり、各コイルの配置座標を示している。コイル1辺長 a によって、各コイルの配置座

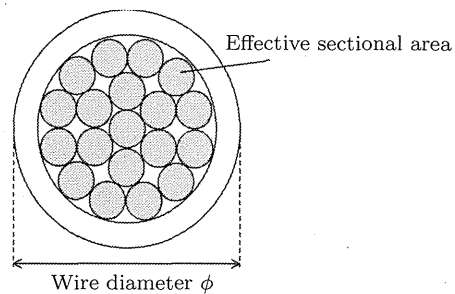


図3 リッツ線構造

Fig. 3. Litz wire structure

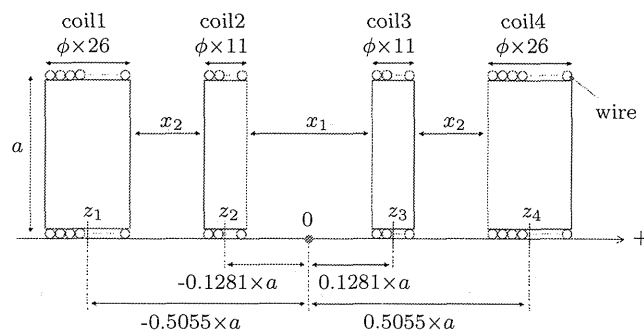


図4 Merritt 4 コイル配置座標図

Fig. 4. Coordinate of Merritt 4 coil (side view)

標が決まり、中心に対して左右対称となる。コイル設計において、コイル1辺の長さ a と電線径 ϕ の選択の組み合わせは無限に存在するが、コイル長を考慮すると、その組み合わせには制限が生じる。つまり、コイル1と2 (3と4)、コイル2と3の間隔 x_1, x_2 がゼロ未満となるようなコイル1辺長 a と電線径 ϕ の組み合わせは、本論文で検討する一層巻きコイルでは設計不可能である。すなわち、 x_2 の制限の方が大きくなるため、 $x_2 \geq 0$ となる電線径と1辺長を選択する必要があるため、下式を満たす設計が要求される。

$$a_{[\text{mm}]} \geq 49.02\phi_{[\text{mm}]} \quad (1)$$

図5は、横軸を電線径 ϕ 、縦軸をコイル1辺長 a とし、 ϕ と a に対する設計可能領域と設計不可能領域及びコイル中心の出力磁界強度を示したものである。上部領域が $x_2 > 0$ となる設計可能領域、下部領域が $x_2 < 0$ となる設計不可能領域を示している。白破線で示すのは、コイル間隔 x_2 がゼロとなる点である。つまり、coil 1 と 2, coil 3 と 4 が結合し、2台のコイルから構成される Merritt 4 コイルを意味している。さらに、電流密度を 8 A/mm^2 とした場合の任意の電線径と1辺長におけるコイル中心の出力磁界強度を色の濃淡で示している。電線径 ϕ を大きく、1辺長 a を小さくするほど磁界強度は大きくなることが確認できる。つまり、 $x_2 = 0$ 、すなわち2台のコイルとなる設計が最も高出力となることが確認できる。以下では、白破線上 ($x_2 = 0$) の設計を最高出力設計と呼ぶ。ここで、電線径 ϕ を 4 mm 、電流密度 8 A/mm^2 における磁界強度と均一磁界分布

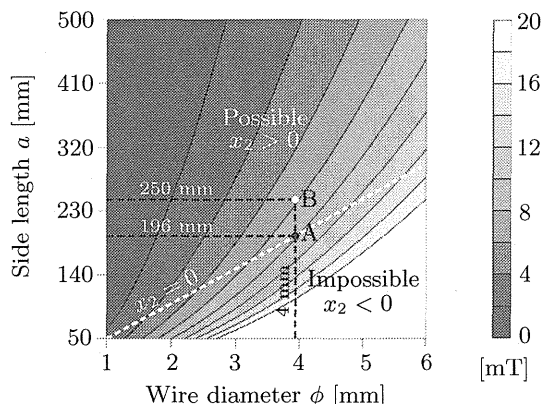


図5 設計制限と出力磁界強度 (8 A/mm²)

Fig. 5. Limitation of the Merritt 4 coil design and generated magnetic field (8 A/mm²)

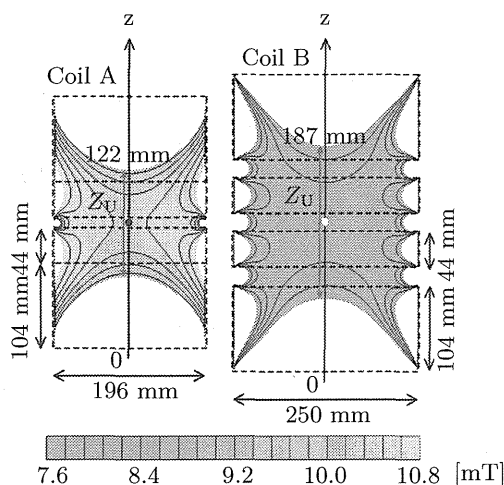


図6 均一磁界領域 (偏差±5%)

Fig. 6. Uniform magnetic field area (deviation ±5%)

について検討する。図5中の設計A ($a=196$ mm) を Coil A, 設計B ($a=250$ mm) を Coil B とし, 比較検討する。Coil A の中心磁界強度は 10.0 mT, Coil B の中心磁界強度は 7.8 mT である。図6に各コイルの均一磁界領域を示す。ここでは, 均一領域をコイル中心の磁界強度に対し偏差±5%とし, 比較基準を Z_U として検討する。Coil A が 122 mm であるのに対して, Coil B は 187 mm である。図7に, 電線径 4 mm における出力磁界強度と均一磁界領域の関係を示す。両者は互いにトレードオフの関係にあることが確認できる。また, 最高出力設計の均一磁界領域が最小になることもわかる。本磁界発生装置は, 図8に示すような LC 直列共振回路を用いているため, コイルのインダクタンスは重要なパラメータの一つである。本装置は R 成分は巻線抵抗分のみであるため共振回路の Q が 440 程度と大きいために, 共振用コンデンサに高電圧が印加される。図9に最高出力設計時のコイルインダクタンスを実線で示す。なお, インダクタンスは, Neumann の公式を用いて求めた。また, 破線で示すのは 8 A/mm² における共振用コ

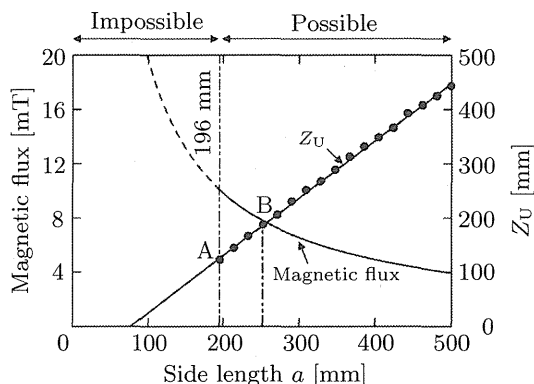


図7 出力磁界強度と均一磁界領域 ($\phi=4$ mm, 8 A/mm²)

Fig. 7. Relationship of magnetic field strength and uniform magnetic field area (wire diameter $\phi=4$ mm, 8 A/mm²)

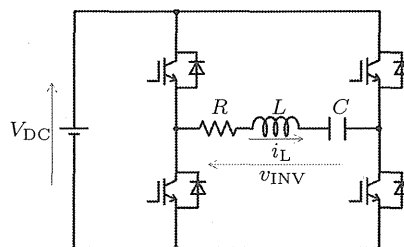


図8 回路構成

Fig. 8. Experiment circuit

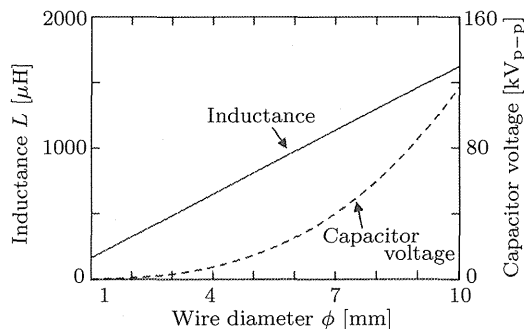


図9 最高出力設計のインダクタンスとコイル両端電圧 (8 A/mm²)

Fig. 9. Relationship between the distance of z-axis and magnetic field (8 A/mm²)

ンデンサ両端電圧である。この結果より, コンデンサには kV 単位の高電圧が印加されているため, 出力磁界高出力化は共振用コンデンサの選定が実設計上の課題となる。

3. 試作・実験

本設計法の有用性を確認するために試作装置を設計・製作した。電線径 4 mm, 占積率 42% のリッツ線を用いて Coil B を製作した。コイル間隔 x_1, x_2 は, 共に 20 mm となる。また, コイルインダクタンスは 896.8 μ H である。

本装置は LC 直列共振回路を用いており, かつ共振周波数でスイッチングさせているため, 共振用コンデンサにも

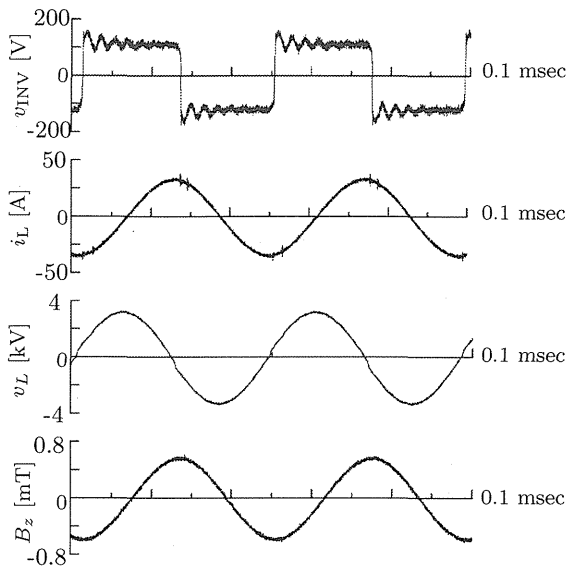


図 10 3.4 mT 発生時の実験波形

Fig. 10. Experimental waveforms when Coil B generates 3.4 mT

同等の電圧が印加されることになる。さらにコイル電流は、十数～数十 A にも達するため、本装置の開発においてコンデンサの選択は重要な検討項目の一つであると考えられる。本研究では、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を使用した。コンデンサ発熱による容量変動を抑制するために、電圧・電流定格を実使用状態に対して 2 倍として設計した。ここでは、耐圧 4000 V_{dc}、27 nF のコンデンサを 4 直列、10 並列で構成した。試作した共振用コンデンサのキャパシタンスは、68.0 nF である。なお、コンデンサの直並列数の増加は、内部の電圧・電流分配の不均一や直並列コンデンサ内部共振現象を引き起こす可能性があるため望ましくない。

なお、本実験で使用したインバータは、パワーデバイスに IGBT を用いており、直流定格電圧 280 V、交流出力電流 25 A の単相フルブリッジインバータである。

図 10 は、コイル電流 19 A、コイル中心磁界強度 3.4 mT を発生させたときの実験波形である。インバータの出力電圧 v_{INV} 、コイルに流れる電流 i_L 、コイル両端電圧 v_L 、z 軸方向の発生磁束密度 B_z を示している。なお、磁界測定器 (HIOKI 3470) の許容範囲を考慮し、コイルから 20 cm 離れた地点での磁界波形である。ひずみのない正弦波の交流磁界が発生できていることがわかる。出力磁界強度は、磁界計算値に対して誤差 2% 以内であり、磁界設計通りに出力している。また、このときの磁界発生装置全体の消費電力は 284.1 W、出力皮相電力は 2.3 kVA、LC 損失が 168 W である。

4. インバータ複数台化の検討

〈4・1〉 インバータ電源容量 前節の磁界発生装置よ

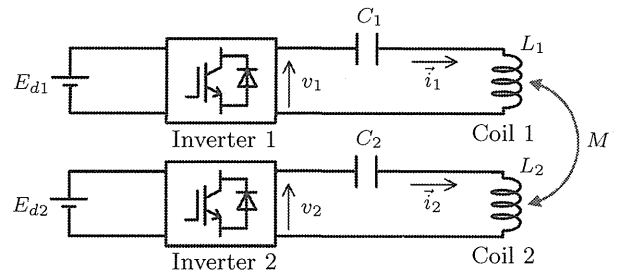


図 11 2 並列インバータを用いた磁界発生装置

Fig. 11. Magnetic field generator using the parallel inverters

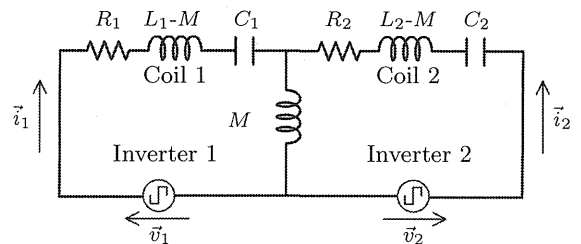


図 12 2 並列インバータを用いた場合の等価回路図

Fig. 12. Equivalent circuit of MF generator using two inverter (Maximum output design)

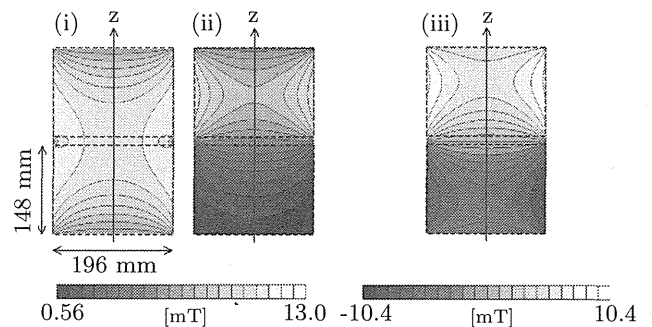


図 13 磁界分布制御図

Fig. 13. MF control

りも更なる高出力を実現するためには、コイル電線の高電流密度が必須となり、共振コンデンサ高耐圧化とインバータの大容量化が課題となる。そこで、図 11 に示すように磁界発生用コイルそれぞれにインバータ (電源回路) を接続することによって、共振コンデンサ耐圧と 1 台当たりのインバータ電源容量を半減できる。図 12 にその等価回路を示す。各インバータの出力電圧を \bar{v}_1 、 \bar{v}_2 、出力電流を \bar{i}_1 、 \bar{i}_2 とし、電流位相を ϕ_1 、 ϕ_2 とする。各コイルの自己インダクタンスを L_1 、 L_2 、相互インダクタンスを M 、共振コンデンサを C_1 、 C_2 、電線抵抗を R_1 、 R_2 とする。各コイルの電源回路を独立させると、相互インダクタンス M を介した電力授受が発生することが考えられる。文献 (10) では、全てのコイル電流を同一周波数・同位相に制御することで不要な電力授受を抑制する方法が提案されている。本論文では、詳細な共振用コンデンサ設計を示すことで、無効電力を抑制することができ、インバータ複数台にした場

合、1台当たりの電源容量を半減できることを示す。

まず、各コイル電流実効値を I_1 , I_2 , 位相を ϕ_1 , ϕ_2 とすると、各電流は

$$\vec{i}_1 = I_1(\cos \phi_1 + j \sin \phi_1) \quad (2)$$

$$\vec{i}_2 = I_2(\cos \phi_2 + j \sin \phi_2) \quad (3)$$

と示すことができ、インバータ出力電圧 \vec{v}_1 は、

$$\vec{v}_1 = R_1 \vec{i}_1 + j \left(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1} \right) \vec{i}_1 + j \omega M \vec{i}_2 \quad (4)$$

となる。

これらを基に、Inverter 1 が発生する電力を計算する。有効電力 P_1 と無効電力 Q_1 は

$$P_1 = R_1 I_1^2 + \omega M I_1 I_2 \sin(\phi_1 - \phi_2) \quad (5)$$

$$Q_1 = \omega L_1 I_1^2 - \frac{I_1^2}{\omega C_1} + \omega I_1 I_2 \cos(\phi_1 - \phi_2) \quad (6)$$

となる。

以上より、有効電力と無効電力をゼロに近づけるほど電源容量を低下できることがわかる。そこで、式(6)より共振コンデンサを以下のように設計することで無効電力をゼロにすることが可能である。

$$C_1 = \frac{1}{\omega^2 L_1 + \omega^2 M \frac{I_2}{I_1} \cos(\phi_1 - \phi_2)} \quad (7)$$

その結果、電流位相等しい場合には、インバータを2台にした場合も必要となる電源総容量は1台の場合と同等となる。つまり、1台当たりの電源容量は半減でき、さらに共振コンデンサ耐圧も低減できる。しかし、電流位相が生じた場合、式(5)に示すように有効電力が非常に増大してしまうため、大容量化してしまう。一方、位相差180度の場合には式(5)の第二項がゼロとなるため、同位相の場合と同じように考えることができる。各電流は同位相または逆位相にした場合は、1台のインバータ容量と同等となるが、各電流に180度以外の位相差が生じると電源容量が著しく増大してしまい、本装置には適さない。本論文では同位相、または逆位相の場合のみを検討する。

〈4・2〉 磁界分布制御 各コイル電流 \vec{i}_1 , \vec{i}_2 の振幅を制御することで、インバータ1台では実現不可能であった磁界分布の制御が可能となる。図13(i)は各電流を同振幅・同位相 ($I_1 = I_2 = 42.2$ A) とした場合の磁界分布である。これは、インバータ1台時と同じ分布となる。このとき、インバータを2台用いることで電源容量、コンデンサ両端間電圧を半減できる。図13(ii)は、電流異振幅・同位相 ($I_1 = 42.2$ A, $I_2 = 0$ A) の場合の磁界分布である。 \vec{i}_1 による誘導電流を打ち消すように Inverter 2 を制御することで、 \vec{i}_2 をゼロにできる。図13(iii)は、各電流振幅は等しい (42.2 A) が、位相を180度反転させた場合である。そのため、ある瞬間

において正負の磁界分布を同時に出力させることができる。このように、インバータを複数台にすることで高出力化における課題を解決できると同時に1台のインバータでは実現できない磁界分布を出力することができる。

以下では、(ii)について詳細に述べる。(ii)では、Inverter 1による誘導電流を打ち消すような Inverter 2の動作が要求される。つまり、Coil 1とCoil 2は互いに逆極性インダクタと見なすことができる。そこで、図12の回路パラメータを、最高出力設計であるCoil A ($L_1 = L_2 = 201$ μ H, $M = -124$ μ H, $C_1 = 315.1$ nF, $C_2 = 0$, $R_1 = R_2 = 90.9$ m Ω) とし、検討を行う。なお、共振周波数20 kHz, 発振周波数20.8 kHz, $v_1 = 10$ V とする。

Inverter 2が出力すべき電圧は、図12において矩形波電圧源 Inverter 2を開放とし $I_2 = 0$ とした場合の開放端電圧と同様のものを印加すればよい。しかし、矩形波インバータであるため、基本波成分だけでなく高調波成分についても考慮しないと図14のように Inverter 1出力電流波形がひずんでしまう。図14の各波形は、Inverter 1及び2の出力電圧 v_1 , v_2 , 出力電流 i_1 , i_2 を示している。このときの i_1 のひずみ率は7.1%である。また、Coil 2に第3高調波成分が支配的な電流として流れてしまう。そこで、開放端電圧と同じ振幅・位相となる基本波成分と第3高調波成分をもつ電圧を出力させることで、 I_2 をゼロにすることができると考えられる。ここで、矩形波電圧の第 n 次高調波の実効値 V_n は、導通角を θ とすると次式で与えられる。

$$V_n = \frac{2\sqrt{2}}{n\pi} E_{d2} \sin \frac{n\theta}{2} \quad (8)$$

となる。ただし、 n は奇数次である。

さらに、第 n 次高調波の基本波に対する比 V_n/V_1 は下式のようになる⁽¹¹⁾。

$$\frac{V_n}{V_1} = \frac{1}{n} \frac{\sin \frac{n\theta}{2}}{\sin \frac{\theta}{2}} \quad (9)$$

その結果、 $E_{d2} = 95.6$ V, 導通角 $\theta = 117.5^\circ$ と設定することによって、 i_2 の基本波と第3次高調波をゼロにできる。図15にこのときのシミュレーション結果を示す。また、コイル電流 i_1 のひずみ率も4.3%に減少している。

このように各コイルそれぞれにインバータを接続することで、インバータ1台時と比較し、各インバータの電源容量を半減させることができ、さらに共振用コンデンサ両端電圧も半減するので高出力化に有効な手段であるといえる。また、各インバータの出力電流振幅を制御することで磁界分布制御が可能であることを示した。

5. むすび

本論文では、単相フルブリッジインバータを用いた細胞曝露評価用20 kHz磁界発生装置の設計法を示し、その有用性を実験と計算により明らかにした。また、Merritt 4コイルの最高出力設計はコイルが2台となる設計パラメータになることを明らかにし、コイル電線の電流密度が8 A/mm²の場合の磁界強度・分布を検討した。さらに、電源回路を

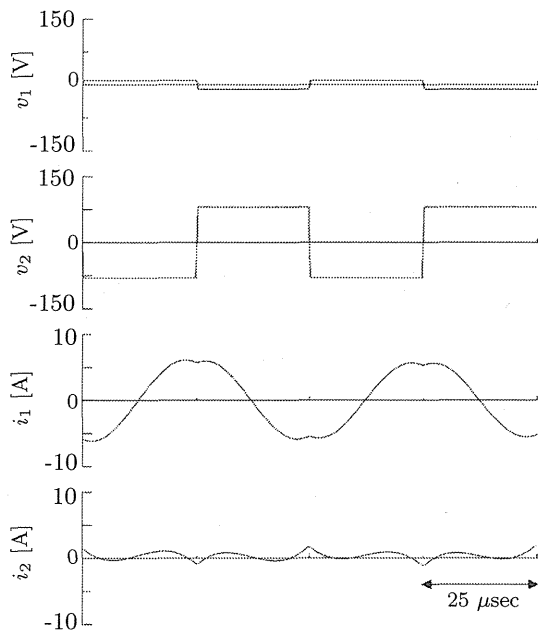


図 14 導通角 180° の場合のシミュレーション波形 (ii)
 Fig. 14. Waveform of simulation in case of conduction angle 180° (case(ii))

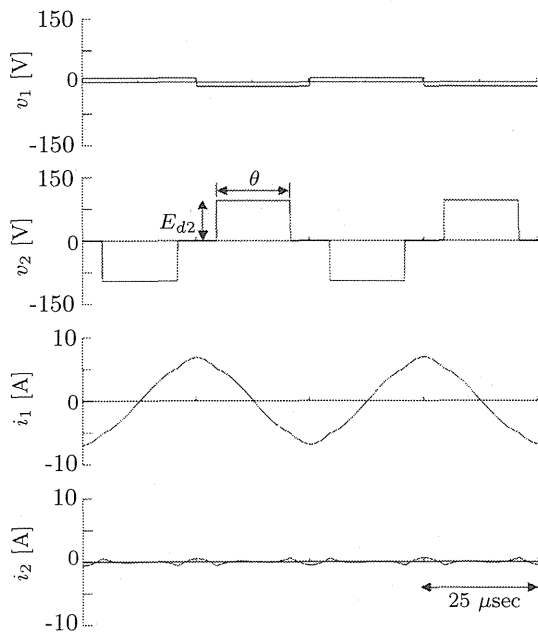


図 15 導通角 117.5° の場合のシミュレーション波形 (ii)
 Fig. 15. Waveform of simulation in case of conduction angle 117.5° (case(ii))

各コイルに接続させることが高出力化に有効な手段であることを確認したと共に、電源回路 1 台では実現できない磁界分布が出力可能であることを示した。

なお、本研究は厚生労働省科学研究費(健康安全・危機管理対策総合研究事業 H21-健危-一般-008)の助成を受けたものである。

参考文献

- (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) WHO home page, <http://www.who.int/en/>
- (3) T.Shigemitsu, T.Negishi, K.Yamazaki, Y.Kawahara, A.Haga, K.Kobayashi, and K.Muramatsu: "A Newly Designed and Constructed 20kHz Magnetic Field Exposure Facility for In Vivo Study", *Bioelectromagnetics* (2008)
- (4) T.Shigemitsu, K.Yamazaki, S.Nakasono, M.Kakikawa: "A Review of Studies of the Biological Effects of Electromagnetic Fields in the Intermediate Frequency Range", *IEEJ Trans*, pp. 405-412 (2007)
- (5) 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)
- (6) R.Merritt, C.Purcell, and G.Stroink: "Uniform magnetic field produced by three, four, and five square coils", *Review of Scientific Instruments*, 54:879-882, 1983.
- (7) J.L.Kirschvink: "Uniform Magnetic Fields and Double-Wrapped Coil Systems:Improved Techniques for the Design of Bioelectromagnetic Experiments", *Bioelectromagnetics* 13:401-411, 1992.
- (8) S.Kogure, K.Wada, Y.Suzuki: "Development of a Magnetic Field Generator at 20 kHz using a Voltage Source Inverter for a Biological Research", *IEEJ-EMC-09-29*, pp.19-24 (2009)(in Japanese)
- (9) S.Suzuki, K.Wada, Y.Suzuki: "Experimental Verification of a Cooling System in a Magnetic Field Generator", No.1-149, *IEEJ Annual Meeting* (2010)(in Japanese)
- (10) H.Fujita, K.Ozaki, N.Uchida: "A Zone-Control Induction Heating(ZCIH) System for Semiconductor Processing", *IEEJ Trans. IA*, Vol.128, No.3, pp. 296-302 (2008)(in Japanese)
- (11) 電気学会 半導体電力変換方式調査専門委員会編: "半導体電力変換回路", pp.96-97, オーム社 (1987)

Optimal Design of a Magnetic-Field Generator at 20 kHz for Biological Research

Keiji Wada^{1,*}, Shintaro Kogure¹, and Yukihiisa Suzuki¹

¹ Tokyo Metropolitan University, Tokyo, JAPAN ²

*Corresponding author e-mail: kj-wada@tmu.ac.jp

INTRODUCTION

Recently, induction-heating (IH) cooking apparatus (hobs) have come to be widely used in homes and restaurants. An alternating magnetic field with frequency range 20 kHz to 100 kHz is used the fundamental heating frequency for the IH cooking apparatus. Biological research undertaken by a university and a research center has evaluated the leakage flux from the IH cooking apparatus[1]~[3].

This paper proposes an optimal design of alternating magnetic-field generator at 20 kHz for biological research. The generator is used a voltage source inverter and a series LC resonant circuit.

System Configuration

Fig. 1 shows the circuit configuration of a magnetic-field generator that consists of an voltage source inverter and a series LC resonant circuit. The inverter rated at 280 V and 25 A is used as a single-phase full-bridge inverter. The duty ratio of the inverter was set to 50%, so that i_L was controlled by the DC voltage V_{DC} . The generator produces alternating magnetic field with uniform distribution at 20 kHz inside the Merritt coil[4]. The strength of magnetic field depends on the current i_L and turn numbers of the coil. Here, L_r is the inductance of the magnetic field generating (air core) coil and C_r is the capacitance of the resonant capacitor. R is the resistance of the wire.

Fig. 2 shows the Merritt coil which can generate uniform magnetic field. The shape of the Merritt coils is a square type, and four square coils are connected in series. Here, ϕ means a wire diameter, a is a side length, and x is a distance of adjacent coils. Fig. 3 shows the relationship between the wire diameter of the coil and the side length when the current density of the wire is set to 4 A/mm². Here, the red color means the strong magnetic field and the blue color is the weak magnetic field in the midpoint of the coil. The white line means construction limitation ($x_2=0$) of the coil which can generate the strongest magnetic field in this coil structure. However, it is impossible to construct the coil the region of the under the white-line because of $x_2 < 0$.

Experimental Result

Fig. 4 shows the experimental waveforms. Here, the turn number of the coil is set to 74 turns, the inductance L_r is 900 nH, and the ritz wire is used. Furthermore the capacitance C_r of the capacitor is 70 nF, and the metalized polypropylene film capacitor is used. The point B of Fig. 3 is designed and constructed in this paper. The output voltage v_{INV} of the inverter circuit can produce a square voltage waveform, whereas the current waveform of the coil i_L and magnetic flux waveforms B_z are sinusoidal waveforms without any harmonic distortion. In this case, the inverter rating is 2.8 kVA, and the coil current is 19 A. Therefore, the magnetic field generator can produce 3.4 mT at the 20 kHz.

