

# 角形励磁コイルを用いた磁気回路型 磁気ハイパーサーミア用磁場発生装置の性能

## Performance of magnetic circuit type field generator with square coils for application to magnetic hyperthermia

杉 和史, 藤枝 俊, 清野智史, 中川 貴<sup>†</sup>, 山本孝夫  
大阪大学工学研究科, 大阪府吹田市山田丘 2-1 (〒565-0871)

K. Sugi, S. Fujieda, S. Seino, T. Nakagawa<sup>†</sup>, T. A. Yamamoto  
Graduate School of Engineering, Osaka University, 2-1 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871

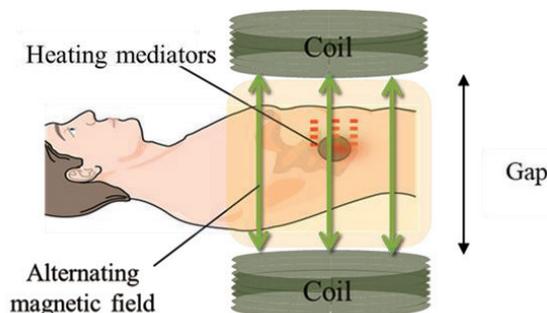
Magnetic Hyperthermia Treatment (MHT) is a method in which AC magnetic field is applied from outside the body to the magnetic material inserted around the cancer tissue to generate heat, and the cancer cells are locally heated and killed. Since the calorific value of the magnetic substance is proportional to the frequency of AC magnetic fields and AC magnetic field strength, it is necessary to generate a uniform AC magnetic field over a wide range. An AC magnetic field generator using a circular excitation coil is effective as a method to generate a uniform AC magnetic field in a relatively large space between the magnetic poles. However, leakage magnetic fields are also generated outside the space between the magnetic poles. In this paper, a square excitation coil was used instead of a circular excitation coil to suppress leakage magnetic fields.

**Key words:** hyperthermia, magnetic field, magnetic circuit, 3D simulation, square coil

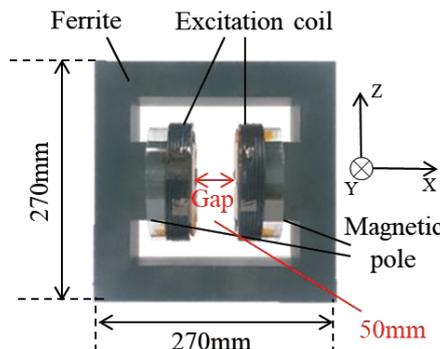
### 1. 緒言

近年、新たながんの治療法として、がん細胞を加温により死滅させるハイパーサーミア療法が注目されている<sup>1)</sup>。細胞は 42.5 °C 以上に加温されると、生存率が急速に低下する<sup>2)</sup>。また、がん腫瘍の血管は正常組織に比べて未発達であるため、拡張・収縮による血量の調節で熱を逃がしにくい。これらの性質を利用して、ハイパーサーミア療法では加温によりがん細胞を死滅させる。しかし、渦電流によるジュール熱および交流電界による誘電加熱を利用して生体加熱を行う方法では、正常細胞を含む範囲が加温されるため、患者への負担が大きい。また、それらの方式ではエネルギーが身体深部まで到達しないため、深部のがん細胞に対する低い治療効果が問題となっている。そこで、前述の方法よりも局所的な加温が可能な磁気ハイパーサーミア療法 (Magnetic Hyperthermia Treatment, MHT) に注目が集まっている。MHT の概要図を Fig. 1 に示す。この治療法では、交流磁場印加により熱を発生する発熱体 (電気伝導体<sup>3)</sup>、磁性流体<sup>4)</sup>、およびバルク磁性体<sup>5)</sup>) を体内のがん患部に挿入し、体外から交流磁場を印加してがん細胞を 42.5 °C-46 °C に加温する。電気伝導体では渦電流によるジュール熱、磁性流体ではネール緩和やブラウン緩和による発熱、バルク磁性体ではヒステリシス損失による発熱を利用する。発熱量は磁場強度に依存し、電気伝導体および磁性流体では磁場強度の 2 乗、バルク磁性体では磁場強度の 1.6-2.3 乗に比例する<sup>6)</sup>。従って、正確な温度制御が求められる MHT では、交流磁場強度の分布が均一でないと発熱量にばらつきが生じるため十分な治療効果が期待できない。均一な磁場を発生できる磁場発生装置が不可欠である。

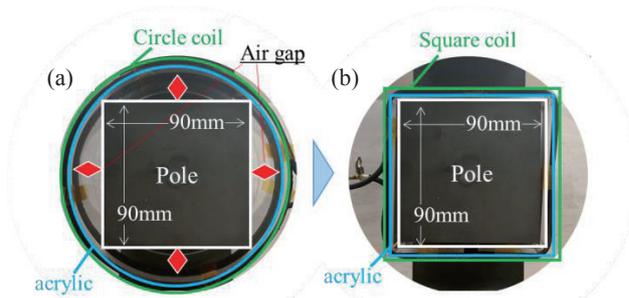
国内外で MHT 用の磁場発生装置の研究開発が進められており、その多くは省電力化や交流磁場強度の増大など装置性能の向上を目的として行われている<sup>9)10)</sup>。著者らは、E 型フェライトコアで構成された磁極間に 30 mm の空隙を備えた小型磁場発生装置の開発に取り組んだ<sup>11)</sup>。この研究では、丸形磁極はサイズや形状の変更が困難であるため、角形磁極を磁気回路に用いた。また、小さな磁極の形状に合わせた角形励磁コイルの製作は困難であったことか



**Fig.1** Description of magnetic hyperthermia therapy. Sandwich the body tow coils and apply an AC magnetic field.



**Fig.2** Magnetic circuit type applicator with 50mmGap.



**Fig.3** Photographs of the magnetic pole using circle and square coils.

ら<sup>12)</sup>、励磁コイルは丸形を用いた。この小型磁場発生装置の結果を踏まえ、最近、著者らは磁極間に 50 mm の空隙を備えた磁場発生装置の開発（以下、50 mmGap 装置とする）に成功した。Fig. 2 に 50 mmGap 装置の概要を示す。Fig. 2 の 50 mmGap 装置の磁極中心で X 軸方向から見た磁極とコイルの写真を Fig. 3(a) に示す。本装置は、90×90 mm の正方形の磁極、その対角線の長さを内径に持つ厚さが 3 mm の円筒アクリルの絶縁体および丸形励磁コイルで構成されている。50 mmGap 装置は MHT に十分な強度の交流磁場を磁極間に均一（中心との差が±1 %以下）に発生させることが可能である<sup>13)</sup>。しかし、磁極間の外部にも強い漏洩磁場が発生するため、臨床応用の際には銀歯などの患部以外にも発熱させてしまうことが懸念される。装置の安全性を考慮すると、磁極間外部に生じる漏洩磁場は抑制する必要がある。

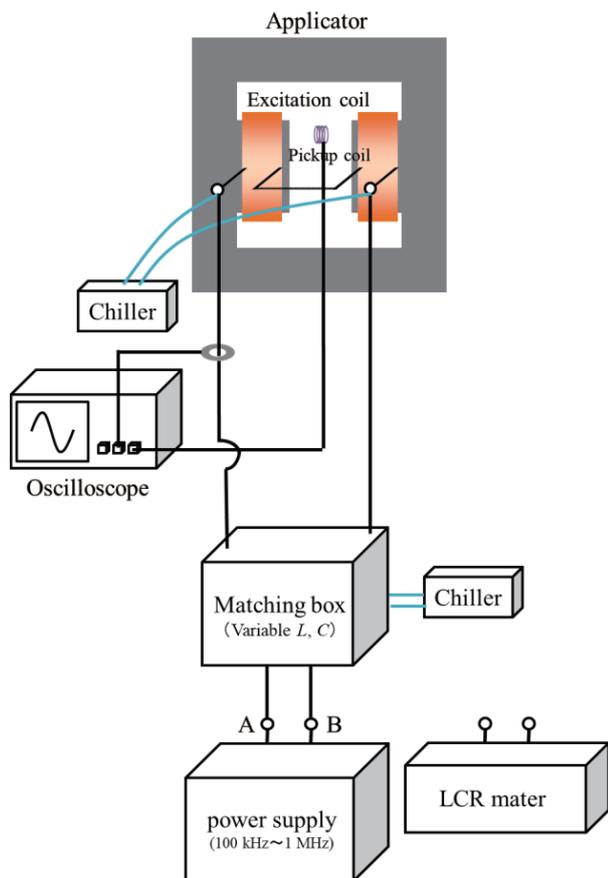


Fig.4 Configuration of a magnetic field generator. The applicator connects to a power supply via a matching box.

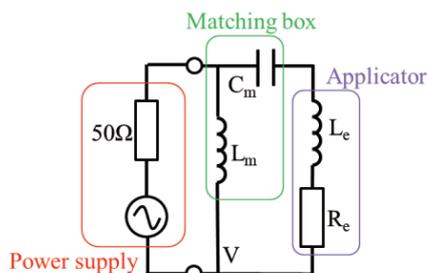


Fig.5 Equivalent circuit. The input side consists of a power supply unit. The load side consists of a matching box and an applicator.

従来、性能向上を目的として磁気ハイパーサーミアの磁場発生装置の研究開発が行われてきたが、本研究では装置の安全性の向上に着目した。具体的には、50 mmGap 装置において交流磁場強度分布の実測とシミュレーションを行い、丸形励磁コイルの代わりに角形励磁コイルを用いることで漏洩磁場の抑制を検討した。また、将来的な臨床応用には磁極間に 300 mm 程度の大きな空隙を備えた磁場発生装置が望まれている<sup>3)</sup>。そこで、磁極間を 50 mm から 300 mm に拡大した磁場発生装置の磁場強度のシミュレーションも行い、臨床応用に向けた予備的検討も行った。磁極間の磁場および漏洩磁場を定量的に評価し、空間分布を明らかにすることで、角形励磁コイルの安全性を議論した。

## 2. 実験方法

磁極間に 50 mm の空隙を備えた磁場発生装置（以下、50 mmGap 装置）の構成を Fig. 4 に模式的に示す。50 mmGap 装置にはめ込まれた励磁コイルは整合器（T020-6034B, サムウエイ製）を介して電源（T162-6024AHE, サムウエイ製）と接続し、共振回路を構成する。共振の条件は整合器の可変コイル及び可変キャパシタンスにより調整し、実験は共振周波数で行った。励磁コイルに流れる電流はログスケールで測定した。巻き線数 10 巻で断面積 1 cm<sup>2</sup> のピックアップコイルを磁極と平行に設置し、X 軸方向の磁場強度を測定した。フェライトコアには透磁率および磁束密度が高く、コア損失の小さい Mn-Zn フェライト（TDK, PC40）を用いた。磁極間距離（X 軸）は、50 mm とした。銅チューブ（内径：2 mm、外径：3 mm）を 7 巻きして角形および丸形励磁コイルを 2 つ作製し、それを対向する正方形（90×90 mm）の磁極にはめ込み、直列に接続した。角形励磁コイルをはめ込んだ磁極の写真を Fig. 3(b) に示す。1000 pF のマッチングキャパシタンスおよび 7.07 A（実効値）の励磁電流における磁場強度分布を評価した。渦電流による発熱を抑制するために励磁コイルの内部に冷却水（約 25 °C）を流しながら実験を行った。本実験系の等価回路を Fig. 5 に示す。

角形および丸形励磁コイルを用いた 50 mmGap 装置の磁極間の内部および外部に生じる交流磁場強度のシミュレーションを電磁場解析ソフト（Maxwell 3D, 有限要素法）を用いて行った。実測に用いた 50 mmGap 磁場発生装置と同じ材質および形状寸法でモデルを構築した。また、50 mmGap 装置のサイズを拡大して、磁極間に 300 mm の空隙を持つ装置のモデルも構築し、シミュレーションを行った。動作周波数は 20 kHz で固定し、電流は 50 mmGap 装置のシミュレーションでは 10 A（ピーク値）、300 mmGap 装置のシミュレーションでは 45 A（ピーク値）とした。

## 3. 実験結果および考察

### 3.1 50 mmGap 装置の交流磁場強度分布の実測

Fig. 6(a)および(b)に 50 mmGap 装置の交流磁場強度部分分布の実測結果を示す。Fig. 6(c)に示すように、磁極間の中心を原点とし、X および Y 軸方向に 3 mm 間隔で磁場強度を

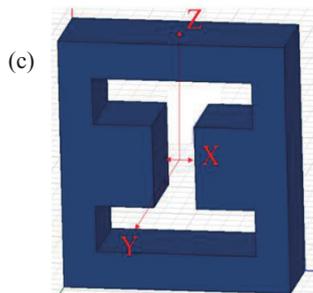
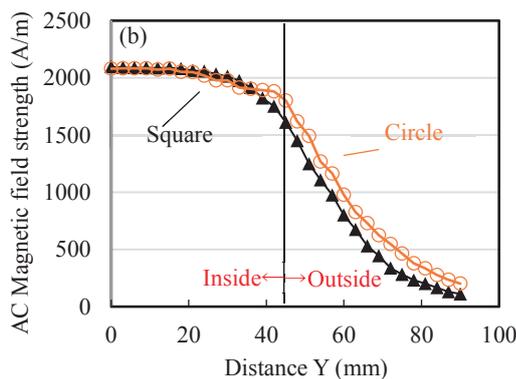
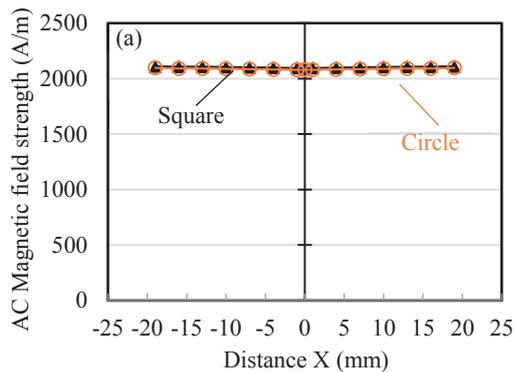


Fig.6 Measured values of AC magnetic field strength (a) between magnetic poles and (b) outside of magnetic poles of the 50mm Gap applicator. (c) Sketch of a magnetic circuit.

測定することで磁極間および磁極外部の磁場分布を評価した。また、角形および丸形励磁コイルのインダクタンス値は  $55.0 \mu\text{H}$  および  $83.4 \mu\text{H}$  であり、それぞれの使用電力は  $58.9 \text{ W}$  および  $50.1 \text{ W}$  であった。

Fig. 6(a)より、角形励磁コイルを用いた場合の磁極間 (X軸方向) の磁場強度は中心磁場強度の 1 %以内であり、丸形励磁コイルを用いた場合と同程度の均一性を示す。また、角形励磁コイルを用いた場合でも、磁極間の中心では、丸形励磁コイルを用いた場合と同程度の磁場強度が得られる。角形励磁コイルを用いた場合の共振周波数は  $473 \text{ kHz}$  であり、丸形励磁コイルを用いた場合の  $454 \text{ kHz}$  よりも約  $20 \text{ kHz}$  の高周波化が生じた。角形および丸形励磁コイルに使用した銅線量は約  $2688 \text{ mm}$  および約  $2985 \text{ mm}$  であり、この違いが共振周波数に影響を及ぼしていると推測される。また、発熱体の発熱量は一般的に周波数と磁場強度の 2 乗の

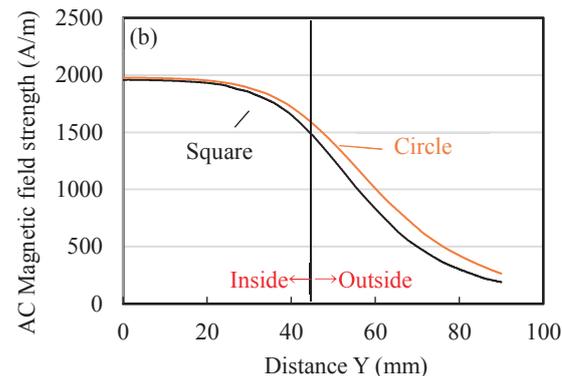
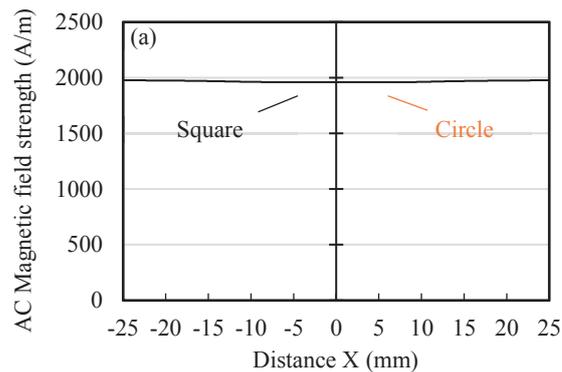


Fig.7 Simulated values of AC magnetic field strength (a) between magnetic poles and (b) outside of magnetic poles of a 50 mm Gap applicator.

積に比例するため、本実験と同一条件下 (同電流、同キャパシタンス、同コイル巻き数) では角形励磁コイルを用いることで、丸形励磁コイルを用いた場合より磁極間で大きな発熱が期待される。

X軸方向の磁場強度のY軸方向分布を Fig. 6(b)に示す。磁場強度は原点から  $20 \text{ mm}$  程度まではほぼ一定であるが、それ以上では徐々に減少する。ここで注目すべき点は、角形励磁コイル (Square) を用いた場合に磁極間の外部 ( $Y \geq 45 \text{ mm}$ ) で生じる漏洩磁場が丸形励磁コイル (Circle) を用いた場合に比べて小さいことである。例えば、 $Y = 60 \text{ mm}$  において角形および丸形励磁コイルの磁場強度は、それぞれ  $802$  および  $977 \text{ A/m}$  であった。発熱体の発熱量は一般的に磁場強度の 2 乗に比例するため、角形および丸形励磁コイルを用いた場合に得られる発熱量は、それぞれ  $6.43 \times 10^5$  および  $9.55 \times 10^5 (\text{A/m})^2$  に比例する。従って、角形励磁コイルでは約 33 %の漏洩磁場による発熱量の抑制効果が期待される。角形励磁コイルは漏洩磁場の抑制に有効であることが明らかになった。

正方形である磁極に対して丸形励磁コイルを用いた場合、Fig. 3(a)の赤印で示したように磁極との間に隙間 (Air gap) が生じる。励磁コイルに電流を流すと磁極からだけでなく励磁コイルからも交流磁場が発生し、磁極間の外部に漏洩磁場が発生する。一方、角形励磁コイルを用いた場合、磁極との隙間は殆ど無い。その結果、磁極間の外部の漏洩磁場が小さくなったと推察される。

### 3.2 50mmGapの交流磁場強度分布のシミュレーション

角形励磁コイルおよび丸形励磁コイルを用いた 50 mmGap 装置の交流磁場強度分布のシミュレーション結果を Fig. 7(a)および(b)に示す。シミュレーションにおいても実測と同様に、角形励磁コイルを用いた場合の磁極間の磁場強度は丸形励磁コイルを用いた場合と同程度であり、その分布は均一である。また、角形励磁コイルを用いた場合は磁極間外部に生じる漏洩磁場が丸形励磁コイルを用いた場合より低い。つまり、角形励磁コイルによる漏洩磁場の抑制効果がシミュレーションにおいても確認された。また、シミュレーションの磁場強度が 3.1 節で示した実測と極めて近い値であることも確認された。

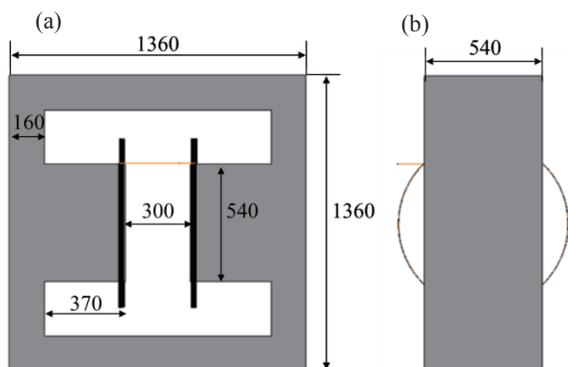


Fig.8 Simulation model of a 300mmGap applicator. (a) Front view. (b) Side view.

### 3.3 300 mmGapの交流磁場強度分布のシミュレーション

臨床応用に向けて磁極で人体を挟むには、50 mm以上の大きな空隙 (300mmGap 程度) を磁極間に備えた磁場発生装置が望まれる。そこで、臨床応用に向けた予備的検討として、磁極間に 300 mmの空隙を備えた磁場発生装置 (以下、300 mmGap 装置とする) の交流磁場強度分布のシミュレーションを行った。Fig. 8 に 300 mmGap 装置のシミュレーションモデルの概要を示す。図中においてサイズの単位は全て mm で記載した。また、(a)磁極間および(b)磁極間外部の磁場強度のシミュレーション結果をFig. 9に示す。Fig. 9(a)より、角形励磁コイルを用いた場合の磁極間に生じる磁場強度は、丸形励磁コイルを用いた場合と同程度であり、50 mmGap 装置と同様の傾向を示す。さらに、角形励磁コイルを用いた場合の磁極間 (X 軸方向) の磁場強度分布の均一性についても丸形励磁コイルを用いた場合と同程度であった。このことから 300 mmGap 装置においても角形励磁コイルと丸形励磁コイルでは励磁能力に大きな違いはない。さらに、Fig. 7 (b)に示した 50 mmGap 装置モデルのシミュレーション結果と比較して、Fig. 9 (b)に示した 300mmGap 装置モデルでは角形励磁コイルによる漏洩磁場の抑制効果が顕著になる。例えば、Y=360 mm の地点において角形および丸形励磁コイルの磁場強度は、それぞれ 632 および 1020 A/m であった。この場合、発熱量はそれぞれ  $3.99 \times 10^5$  および  $1.04 \times 10^6$  (A/m)<sup>2</sup> に比例する。従って、角形励磁コイルでは約 61 %の抑制効果が期待できる。さらに大きな空隙を備えた臨床用の大型磁場印加装置では、角形励磁コイルを用いることで漏洩磁場の顕著な抑制効果が予想される。

## 4. 結言

本研究では磁気ハイパーサーミア用磁場発生装置の安全性を高める具体的な施策を検討した。角形および丸形励磁コイルを用いた 50 mmGap 装置における交流磁場強度分布の実測およびシミュレーションを行った。その結果、角形励磁コイルを用いた場合に磁極間に発生する磁場強度とその均一性は丸形励磁コイルを用いた場合と同程度であった。一方、角形励磁コイルを用いることで磁極間の外部の漏洩磁場は抑制可能であることが明らかとなった。発熱量が磁場強度の 2 乗に比例する磁性流体を発熱体として用いた場合には、約 33 %の漏洩磁場による発熱量の抑制効果が期待される。さらに、磁極間に 300 mm の空隙を備えた磁場発生装置の交流磁場強度分布をシミュレーションにより、臨床応用を見据えて装置を拡張した場合、この抑制効果は大きくなることが明らかになった。これらのことから、ハイパーサーミア用磁場印加装置において、磁極と励磁コイルは同様の形状であることが望まれる。

3.1 節で述べたように、角形および丸形励磁コイルのインダクタンス値は異なる。今後、磁気回路に関する様々な損失を検討する必要がある。また、発熱体を治療に十分な温度に加熱するには約 50 Oe の交流磁場強度が必要となる<sup>3)</sup>。しかし、本論文で述べた磁場発生装置の磁極間の交流磁場強度は約 25 Oe である。それを増大させた場合の交流磁場分布の調査が求められる。性能と安全性の両面の研究開発を進めることで、実用的な磁気ハイパーサーミア用磁場発生装置の実現が期待される。

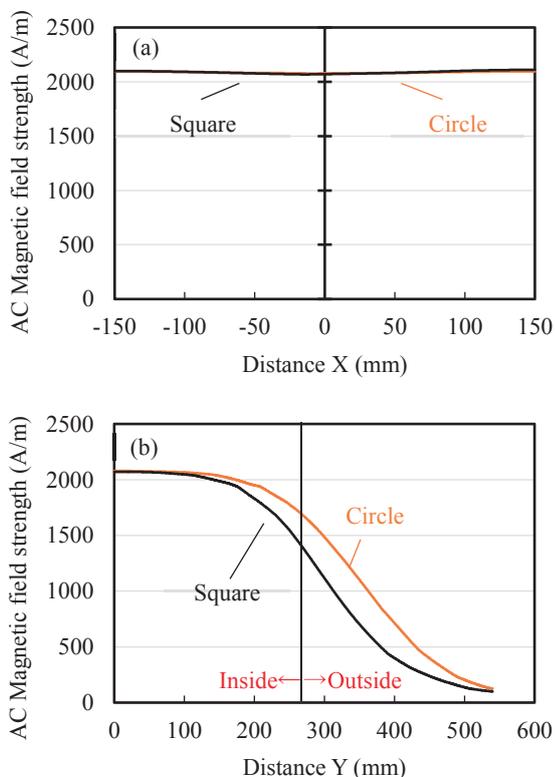


Fig.9 Simulated values of AC magnetic field strength (a) between magnetic poles and (b) outside of magnetic poles of the 300 mm Gap applicator.

## References

- 1) Nihon hyperthermia Gakkai: Hyperthermia Gan Onnetsu Ryouhou Guidebook (in Japanese), p. 4 (Shinryou Bunko, Kobe, 2008).
- 2) W. C. Dewey, L. E. Hopwood, S. A. Sapareto, L. E. Gerweck: *Radiology*, **123**, 463, (1977).
- 3) T. Yoshioka, T. Nakagawa, M. Horiki, S. Seino, T. Yamamoto, T. Gondo, T. Hashimoto, O. Ohori, M. Abe: *J. Magn. Soc. Jpn.*, **35**, 330, (2011).
- 4) E. A. Périgo, G. Hemery, O. Sandre, D. Ortega, E. Garaio, F. Plazaola, F. J. Teran: *Appl. Phy. Rev*, **2**, 041302, (2015).
- 5) M. Horiki, T. Takashi, T. Yoshioka, S. Seino, T. Yamamoto, M. Abe: *J. Magn. Soc. Jpn.*, **35**, 22, (2011).
- 6) A. Jordan, R. Scholz, P. Wust, H. Föhling, R. Felix: *J. Magn. Mater.*, **201**, 413, (1999).
- 7) M. A. Laughton, M. G. Say: *Electrical Engineer's Reference Book*, p.2 (Newnes, Oxford, 2003).
- 8) W. Tong: *Mechanical Design of Electric Motors*, p.376 (CRC Press, Boca Raton, 2014).
- 9) S. Ymada, Y. Ikehata, T. Ueno, M. Kakikawa: *J. Magn. Soc. Jpn.*, **37**, 282, (2013).
- 10) A. Jordan, R. Scholz, K. Maier-Hauff, M. Johannsen, P. Wust, J. Nadobny, H. Schirra, H. Schmidat, S. Deger, S. Loening, W. Lanksch, R. Felix: *J. Magn. Magn. Mat.*, **225**, 118, (2001).
- 11) M. Takahashi, T. Nakagawa, S. Seino, T. A. Yamamoto: *J. Magn. Soc. Jpn.*, **38**, 102, (2014).
- 12) H. V. Demir, E. T. Kilic, E. Unal, E. Gonendik, N. Yilmaz: *IEEE Trans. Ind. Electron.*, **12**, 63, (2016).
- 13) R. Hasegawa, T. Nakagawa, S. Seino, T. A. Yamamoto: *J. Magn. Soc. Jpn.*, **42**, 90, (2018).

2019年10月31日受理, 2019年11月30日再受理, 2020年1月16日採録