

鍼を加熱するためのアプリケーションの熱解析と形状

Thermal Analysis and Structure of Applicator for Heat Acupuncture

山田外史^{a)†}・池畑芳雄^{b)}・池田慎治^{a)}

^{a)} 公立小松大学生産システム科学部, 石川県小松市四丁町ヌ 1-3 (〒923-8611)

^{b)} 金沢大学理工研究域, 石川県金沢市角間町 (〒920-1192)

S. Yamada^{a)†}, Y. Ikehata^{b)}, and K. Ikeda^{a)}

^{a)} Faculty of Production System Engineering and Sciences, Komatsu Univ., 1-3 Yoncho-machi, Komatsu 923-8611, Japan

^{b)} College of Sciences and Engineering, Kanazawa Univ., Kakuma-machi, Kanazawa, 920-1192, Japan

Acupuncture and moxibustion are forms of oriental medicine that are used in medical treatment to stimulate the nerves of the body. In moxibustion treatment, thermal stimulation is applied through heat conduction from the outside of the skin by burning moxa near the skin, so there is an inevitable disadvantage of burning the skin. In this paper, we propose a novel applicator system of non-contact induction heating for avoiding this disadvantage. The acupuncture inserted in the skin is heated by electromagnetic induction heating and heat stimulation is applied selectively near the target to be stimulated. In addition, the configuration of the exciting coil of the proposed applicator allows the inside of the skin to be heated, so a thermal stimulation is possible near subcutaneous cells. We discussed the magnetic flux density distribution, heat capacity, and rising temperature theoretically and experimentally. We confirmed that the proposed is effective.

Key words: Acupuncture and moxibustion, applicator, induction heating, magnetic fields, heat stimulation, cancel coil

1. はじめに

東洋医学の「鍼灸医療」は、鍼や灸を用い身体に刺激を与えることで、多様な疾病への治療的や健康増進を目指す医療である。熱刺激を与える灸治療は、もぐさの燃焼による皮膚外からの熱伝導により人の皮膚へのやけどを与えるデメリットがある¹⁾。

非接触な誘導加熱により鍼治療用の鍼（医療用の市販の鍼，ステンレス製SUS304，直径0.25–0.30 mm，長さ30–50 mm）を体外に設置したコイルから励磁し，鍼を加熱し必要な皮下の熱刺激を与える。誘導加熱では，発熱量の制御の可能性があり，また磁界分布や鍼の電気特性などを考慮できれば，皮膚のやけどを避け，必要な体内への熱刺激を与えられる可能性がある。

本論文では，励磁コイル（アプリケーション）の構成や形状を検討し，誘導加熱する鍼の部分の磁界分布を制御し，上記のこれまでの灸治療の欠点の除く可能性を検討した。以下には，

- (1) 誘導加熱による鍼の発熱量，温度分布，
- (2) 鍼の発熱分布を考慮したコイル構成，
- (3) 試作コイルによる温度計測，

について記述する。

2. 誘導加熱による鍼の発熱量および加熱温度

2.1 鍼の温熱刺激

本論文で提案する手法は，鍼灸治療用の市販の鍼を用い，治療過程をできるだけ変更なく，また簡易な操作を目指した治療技術とする。Fig. 1は，誘導加熱による鍼の温熱刺激装置の概要である。癌のハイパーサーミア治療装置を参考に，100 kHz程度の高周波電源装置から励磁コイルとコンデンサによる直列共振回路を構成する²⁾。皮膚に刺した鍼に励磁コイルをセットし，鍼の軸方向の交流磁界を印加し鍼のうず電流損失による発熱により，皮下組織（脂肪層，筋肉層）を加熱，神経を刺激する。よって，鍼治療の付加的な医療操作なしに「灸の熱刺激」を可能にする。

市販の鍼は，ステンレス SUS304 製であるがその多くは永久磁

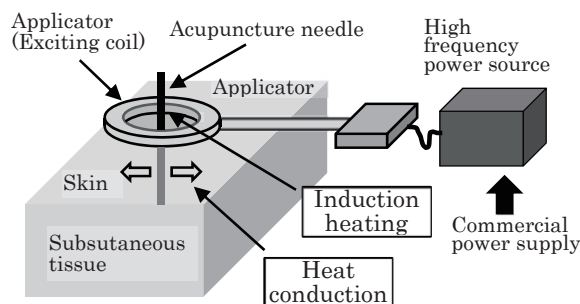


Fig. 1 Applicator system for heating acupuncture.

石に吸引され，線引の加工過程でマルテンサイト変態を生じ弱い磁性体であることが分かった。本研究では，励磁周波数は $f = 100 \text{ kHz}$ で誘導加熱により鍼金属のみが発熱し，体組織（皮膚，筋肉，脂肪組織など）の発熱は極めて小さく無視するとする。よって，体組織の上昇は，加熱体（鍼）のみからの熱伝導とし，毛細血管の熱輸送や熱放射は無視する。

熱刺激の必要な加温温度について，ここでは灸の熱効果からの評価ではなく，細胞の熱変性から加温の上昇温度の範囲 $T(\text{K})$ を

$$7 \text{ K} < T < 24 \text{ K} \quad (1)$$

と設定する。体温を $36 \text{ }^\circ\text{C}$ とすると(1)式の上下温度は， $43, 60 \text{ }^\circ\text{C}$ である。下限温度は，細胞のアポトーシスの温度であり，上限温度はタンパク質の熱変性の下限温度である^{3,4)}。

体組織の上昇温度の解析の簡単化のため，軸方向の高周波磁界下の電磁誘導によるうず電流損失による単位長さあたりの発熱量 $P(\text{W/m})$ の解析，また鍼の発熱量がすべて鍼表面から均一な熱伝達媒質としての体組織に熱伝導するとして，上昇温度を解析する。解析は軸対称モデルとして行った。これらの解析結果において，(1)式に示す範囲の上昇温度の可能性を把握する。

2.2 電磁誘導による円柱金属の発熱量

誘導加熱の対象とする市販の鍼を非磁性または低比透磁率の円柱状導体金属体と仮定し、うず電流損失が発熱の主体としてヒステリシス損等を見捨てる。対象は Fig. 2 に示すモデルとし、円柱導体に軸方向の磁界を印加した場合、うず電流による円柱の単位長さ当たりの発熱量 P (W/m)は、

$$P = \frac{\pi H_0^2}{\gamma} \frac{ka\{ber(ka)bei'(ka) - bei(ka)ber'(ka)\}}{\{ber^2(ka) - bei^2(ka)\}} \quad (2)$$

で与えられる⁵⁾。ここで、定数および関数は以下である。

- a (m) : 半径, γ (S/m) : 導電率,
- μ (H/m) : 透磁率, f (Hz) : 励磁周波数,
- H_0 (A/m) : 磁界の強さ, $k = \sqrt{\omega\gamma\mu}$ (1/m) : 定数,
- $ber(x)$, $bei(x)$: 第1種ケルビン関数,
- $ber'(x)$, $bei'(x)$: 第1種ケルビン関数の微分関数.

2.3 鍼(円柱モデル)からの熱伝導

加熱された円柱からの熱により周囲の媒質は温度上昇を生じる。ここでは簡単化のため軸対称モデルとする。発熱した細い鍼から体細胞への熱伝達において、Fig. 3 に示すように鍼の発熱量 P (W/m)の媒質への熱伝導のみとすると、媒質の鍼中央からの半径距離 r (m)、時間 t (s)において、上昇温度 T (K)は(3)式で与えられる⁶⁾。

$$T(t, r) = \frac{2Q}{K} \left(\frac{\kappa at}{r}\right)^{1/2} \left\{ i^1 \operatorname{erfc}(\alpha) - \frac{(3r+a)(\kappa t)^{1/2}}{4ar} i^2 \operatorname{erfc}(\alpha) + \right\} \quad (3-1)$$

$$\alpha = \frac{r-a}{2(\kappa t)^{1/2}} \quad (3-2)$$

ここで、

- $i^n \operatorname{erfc}(x)$: 相補誤差関数の n 次の累積積分,
- P (W/m) : 発熱量, $Q = PS$ (W/m²) : 熱束,
- S (m) : 円柱の単位長さあたり表面積,
- K (W/mK) : 熱伝導率, ρ (kg/m³) : 比重,
- c (J/kgK) : 比熱, 定数 : $\kappa = K/(\rho c)$, 係数 : $C (=1.79)$.

(3)式において、円柱導体の径が小さく、また十分時間が経過した時、すなわち $(a^2/\kappa t)$ の値が十分小さいとみなされるとき、(3)式の近似式、すなわち、

$$T(t, r) = \frac{Qa}{2K} \ln\left(\frac{4\kappa t}{Cr^2}\right) + O\left(\frac{a^2}{\kappa t}\right) \quad (4)$$

で与えられる。

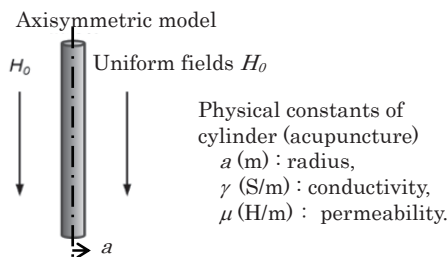


Fig. 2 Model of induction heating.

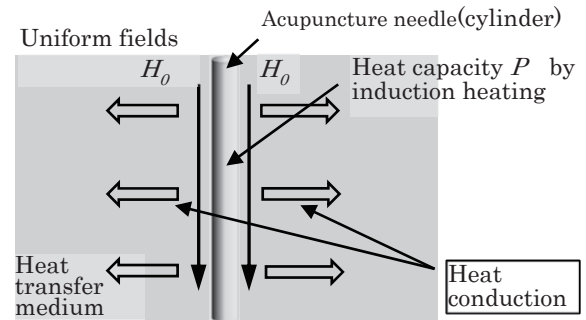


Fig. 3 Model of thermal transfer.

3. 鍼モデルの発熱解析と実験結果

Fig. 4 の平板型励磁コイルによる円柱導体の発熱量を(2)式に基づいて計算した。まず、励磁コイルによる軸上の磁界強さ H_0 を解析式を用いて計算し⁷⁾、軸の磁界分布に対して円柱導体の半径($a = 0.125$ mm)が十分細いとして(2)式を適用し発熱量 $P(z)$ を解析した。使用した鍼は材質 SUS304 の非磁性材料で作成されているが、加工過程でマルテンサイト変態を起こし磁性化している。試作した8字コイル法⁸⁾による計測器では比透磁率 μ_r は、1-10 程度ばらついた値であった。よって解析では、多く鍼が分布し実験に用いた鍼の比透磁率 $\mu_r = 4$ を適用した。また、導電率は Fig. 5 に解析結果を示す。コイル中央に対象な分布とは異なるが、励磁コイルが体外に設置され皮膚内は幾分大きさが減少する。円柱導体の発熱量は、磁束密度分布に対して発熱量の分布はさらに急激に減少することとなる。

鍼の発熱により周りの媒質(生体)へ熱伝導し温度上昇する。Table 1 の生体の熱パラメータ値等を適用し⁹⁾、(4)式を用い鍼周りの上昇温度(体温からの温度差)を計算した結果が Fig. 6 である。この結果は、鍼の近傍に限るが(1)式で示した範囲での上昇温度を得ることができることを示す。

鍼灸治療用の鍼を用い加熱実験を行った。Fig. 7(a)は、実験モデルで試験管内の寒天を皮下組織のファントムとし、ソレノイドコイルにて励磁した。励磁周波数 $f = 133, 260$ kHz, 温度測定点の鍼近傍にて磁束密度(波高値) $B = 8.0, 11.1$ mT_p と変化させて試験的に上昇温度の計測を行った。温度計測は、ファイバー温度計(安立計測機, FL2000)を用い、直径 0.8 mm^φ のプローブ先端を鍼に押し付け計測した。

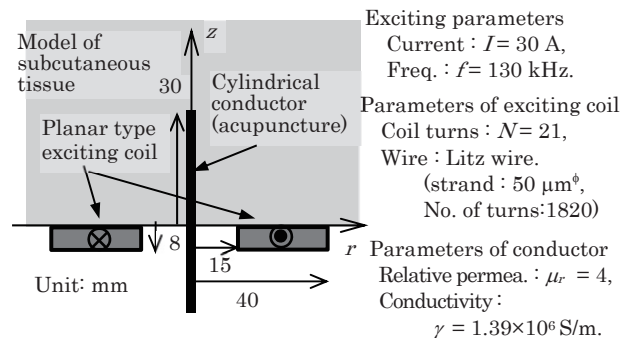
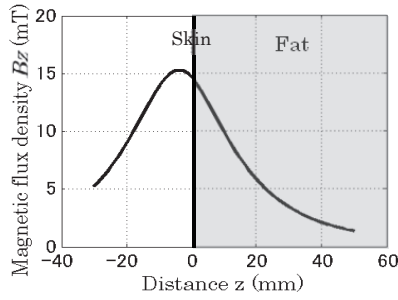
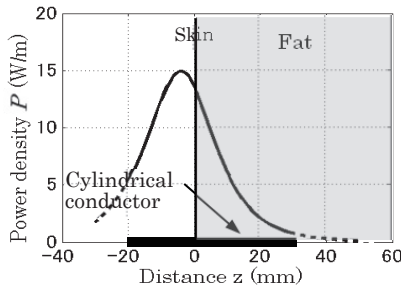


Fig. 4 Model of cylindrical conductor.



(a) Magnetic flux density

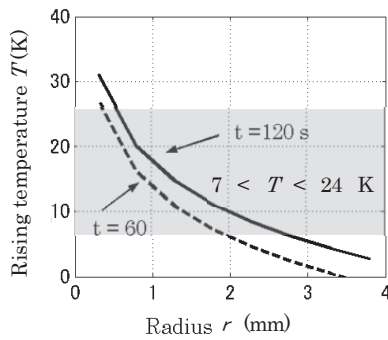


(b) Heat capacity P

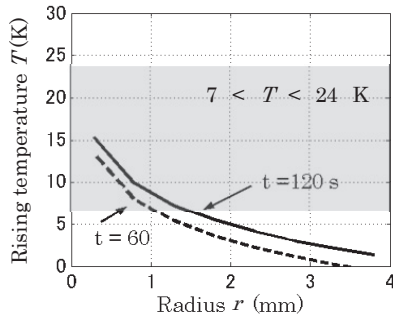
Fig. 5 Magnetic flux distribution and heat capacity on cylindrical conductor.

Table 1 Electromagnetic parameters of fat and agar

Items	Fat	Agar
Gravity ρ (kg/m ³)	9.17×10^2	1.0×10^3
Thermal conductivity K (W/mK)	0.203	0.582
Specific heat c (J/kgK) @ 20 °C	2.51×10^3	4.18×10^3



(a) Position $z = 0$ mm



(b) Position $z = 10$ mm

Fig. 6 Rising temperature of fat around cylindrical conductor.

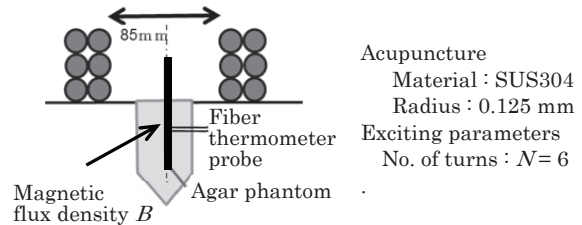
鍼と温度プローブの正確な間隔は明確ではなく、鍼の直径 (0.25 mm^Φ) に比べプローブ径は大きくスポット的な温度計測ではないが、Fig. 7(b)の結果は、鍼からの熱伝導による寒天媒質の温度上昇を確認できた。励磁周波数、磁束密度を調整することで十分に(1)式を満たす範囲の上昇温度を実現することは可能である。

4. 磁界分布による鍼温度の制御

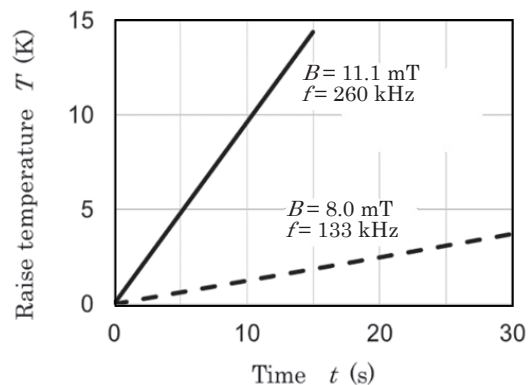
4.1 磁界抑制コイル付平面コイル

体外に設置したコイルからの励磁では皮下部より皮膚表面での磁束密度が高くなり、よって鍼の発熱量、上昇温度は大きくなる。これは一般的な灸治療での皮膚へのやけどなどを発生させるのと同様な現象となる。これを避ける方法として、皮膚近くの磁界の大きさを抑制するために主コイルの磁界と逆方向の磁界を局部的に発生させ、皮膚近くの発熱を抑えることを検討した。Fig. 8(a)が磁界抑制コイル付平面コイルと名づけたコイル構造である。Table 2にその形状、電気的パラメータを与える。主コイルに対して、逆巻きしたキャンセリングコイルを中央部分の置き、主コイルの磁界を弱めることを目的とする。主コイルとキャンセリングコイルには同じ電流を流す。磁束密度の分布の調整は、コイル巻数比で行う。製作したコイルはFig. 8(a)に示すように、ポビンをを用い折り返して巻く。コイルはリッツ線を用いた。

Fig. 9(a)は、ソレノイドコイルの解析式による z 軸上の磁界分布である。主コイルとキャンセリングコイルの巻数比は、 $N_2/N_1 = 6/21$ ではあるが、コイル中央の磁束密度は半分程度抑えられている。この中央の磁束密度は、ゼロにする必要がなく皮膚表面近の温度上昇がやけどなどを生じ



(a) Experimental model



(b) Rising temperature ($z=5$ mm)

Fig. 7 Experimental results.

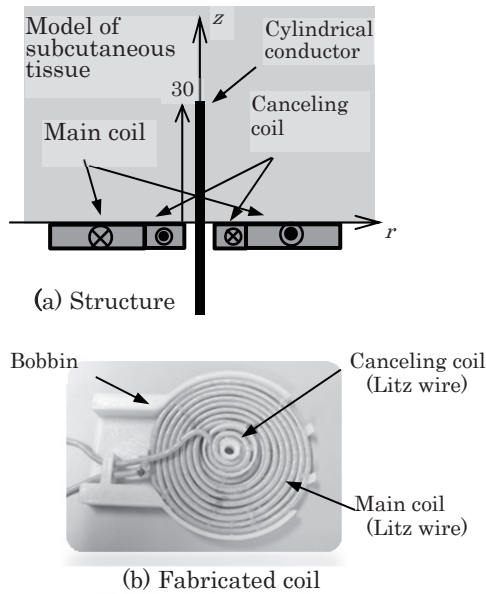


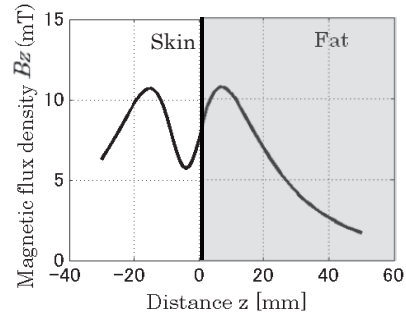
Fig. 8 Planer coil with canceling coil.

Table 2 Parameters of planer coil with canceling coil.

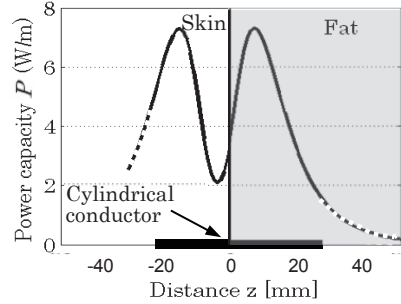
	Inner radius (mm)	Outer radius (mm)	Thickness (mm)	No. of turns
Main coil	15	40	9	21
Canceling coil	6.5	13	9	6
Electric items of series-connected main and canceling coils				
Inductance (μH)			20.2	
Resistance ($\text{m}\Omega$)			32.5	
Frequency (kHz)			130	
Current (A)			20.0	

ない程度でよい。磁束密度の最大点は皮膚表面 ($z=0$) から $z=7\text{ mm}$ に移動し、抑制部分の磁束密度の最低値は最大点に対して 0.56 倍、 $z=0$ では 0.72 倍に抑制された。本論文では、コイル形状比や抑制磁界と形状比の関係等は今後の検討とするが最適化によりさらに改善できる。Fig. 9(b)は、(2)式の発熱解析の式による鍼 ($a=0.125\text{ mm}$, $\mu_r=4$, $\gamma=1.39\times 10^6\text{ S/m}$) の発熱量 $P\text{ (W/m)}$ の分布である。発熱量は、磁界の強さ H_0 の 2 乗に比例するので発熱量の分布の大小の変化は明確になる。発熱量の最大値に対する抑制部分の最低値の比は 0.31 倍、 $z=0$ の点では 0.48 倍に抑制された。

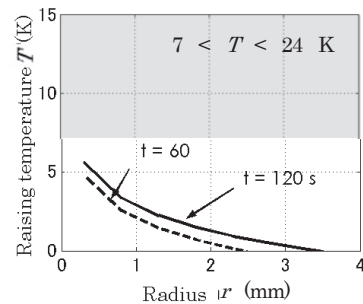
Fig. 9(c)は、Table 1 の脂肪の熱伝導のパラメータを用いた時の $z=5, 20\text{ mm}$ における上昇温度 $T\text{ (K)}$ を媒質を脂肪質として (4)式の発熱解析の近似式により計算した結果である。ここで上昇温度が零以下となるのは近似式による誤差である。(4)式は、1次元モデルで z 方向への熱伝導は考慮していないが、 r 軸の計算領域は $0.5 < r < 4\text{ mm}$ であり、この大きさでの z 方向の発熱分布は小さいと仮定した。Fig. 9(d)の磁束密度の最大値近傍 ($z=7\text{ mm}$) では、(1)式に示す必要な上昇温度を十分に満たすことができる。



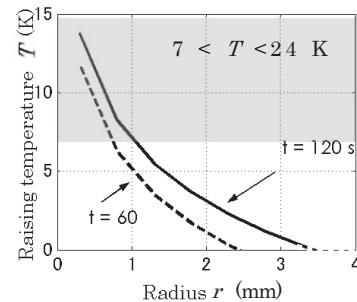
(a) Magnetic flux density at $r=0$



(b) Heat capacity P at acupuncture



(c) Rising temperature of medium around acupuncture at $z=0$ after $t=60, 120\text{ s}$ after excitation



(d) Rising temperature ($z=7\text{ mm}$)

Fig. 9 Analysis results of magnetic flux density, heat capacity, and rising temperature of planer coil.

実験により発熱の確認、発熱分布の検証のため、赤外線サーモビューア(テスト一機, testo 875i)を用い、赤外線の吸収を避けるため空気中にて測定した。誘導加熱による発熱分布の計測する目的で、熱伝導率の大きな鍼に沿った熱伝達を避けるため、電流印加後の約 10 s の短時間の経過した時の鍼の温度を計測した。Fig. 10 は、室温からの上昇温

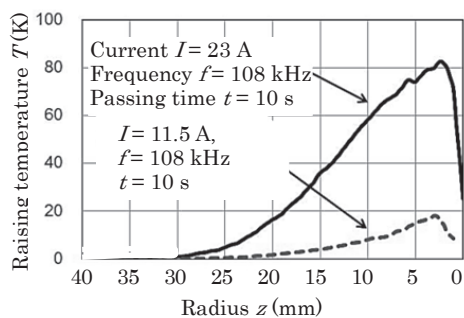
度を表す。周りの空気への熱伝導が小さく鍼の上昇温度は計算結果より大きな値である。位置 $z = 0$ mm はコイル面(皮膚表面), $z = 30$ mm は鍼先端である。磁束密度の抑制効果によりコイル面では発熱が抑制され, $z = 3$ mm 近傍で最大となっている。

4.2 磁気スリーブによるシールド付平面コイル

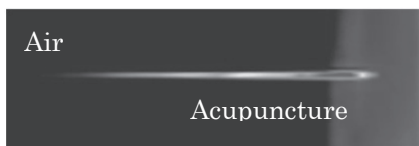
皮膚近傍の鍼の発熱量, 上昇温度を抑制するには励磁コイルからの磁束密度を制御する方法に対して, 鍼を磁気シールドすることにより発熱を抑えることができる。この場合においても, 磁気シールドする磁性体は皮膚外部のみ設置可能である。

Fig. 11 は, この方法でのコイルならびに鍼の磁気シールドの一般的構成である。磁気スリーブは, フェライト磁心の鍼の径に対して十分大きな穴のあるスリーブにより構成する。また, 体外部での磁束密度を抑制するためバックヨークも配置した。磁気スリーブの穴は磁気シールドされるが, 磁気スリーブの磁性体には磁束が収束される。

Fig. 12 は, 軸対称の2次元数値解析による磁束密度分布を示す, Fig. 12(a)の磁気スリーブの近傍での磁束線分布が示すように, 磁気スリーブを設置することにより磁束は収



(a) Temperature distribution on acupuncture.



(b) Photo of acupuncture by thermometer.

Fig. 10 Measurement of acupuncture temperature.

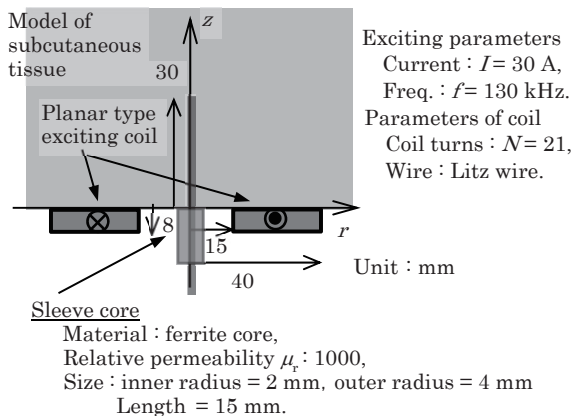


Fig. 11 Planar coil with magnetic shield.

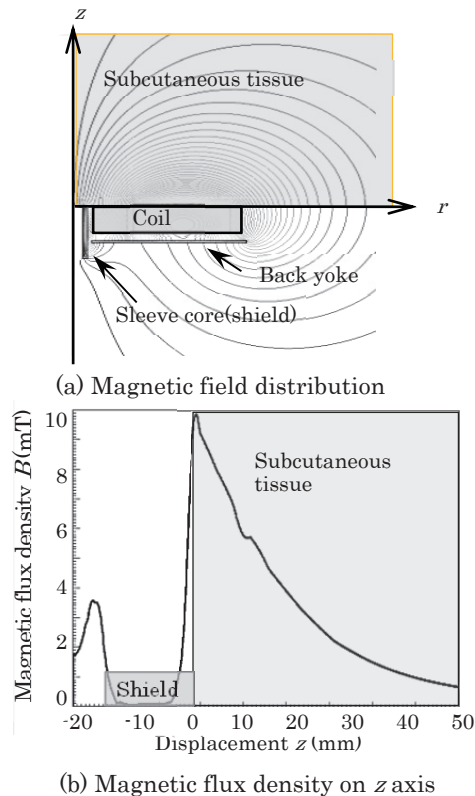


Fig. 12 Magnetic field distribution.

束され, 皮膚下の部分での磁束密度の抑制が起きない。Fig. 12(b)に示す z 軸上の磁束密度は, 磁気スリーブの部分では磁束密度は極めて減少するが, 磁気スリーブの先端から磁束が拡散し, 磁束密度がピークを示し返って増加することとなる。よって, 皮膚外の鍼の磁気シールドができるが, 本来の皮膚近傍での磁束密度の抑制, すなわち皮膚近傍の発熱の抑制はモデルでの単純な形状では困難である。しかし, 磁気スリーブや励磁コイルの形状等の最適化によっては目標の磁界分布とする可能性は否定できない。

5. まとめ

鍼の誘導加熱することにより「灸の熱刺激」が可能か, また皮膚近傍より下皮膚の脂肪や筋肉質を選択的に加熱, 熱刺激することができないか検討した。誘導加熱用の平面形アプリケーションのコイル構造を提案し, 理論的また実験的により磁束密度分布, 発熱量, 上昇温度を解析, 実験結果で検討した。

提案した磁束抑制コイル付平面コイルは, 皮膚の加熱の抑制した皮下の加熱の可能性を確認した。また, 市販の鍼(SUS304製, 直径 0.25 mm^φ)での発熱量, 脂肪質の熱伝導パラメータを用いた上昇温度の検討により熱刺激に必要な加熱ができる可能性を確認した。しかし, 深い皮下での加熱には問題があり, 励磁周波数, 鍼の磁気特性, コイル形状等の最適化への検討が必要である。

References

- 1) K. Mori, K. Saijy : *Harikyu Igaku Daijiten* (in Japanese), (Ishiyaku Shuppan, 2012).
- 2) S. Yamada, Y. Ikehata, T. Ueno, M. Kakikawa : *J. Magn. Soc. Jpn.*, **37**, 282 (2013).
- 3) Y. Yamazaki, I. Nagano, S. Yagitani, T. Maeda, K. Igarashi, K. Terai, H. Nagae, K. Tazawa : *JSAEM Studies in Applied Electromagnetics and Mechanics*, **14**, 241 (2003).
- 4) A.R. Moritz, F.C. HERRIQUES : *Studies of thermal injuries*, Am J. Pathol, 23:695-720 (1947).
- 5) J. Lammeraner, M. Staffl : *Eddy currents* (CRC Press , 1966), p.91.
- 6) H.S. Carslaw, J.C. Jaeger : *Conduction of Heat in Solids*, (Oxford at the Clarendon Press, 1959), p.339.
- 7) S. Takeyama : *Denjigaku Gennshou Riron* (in Japanese), (Maruzen, 1969), p.252.
- 8) P.A. Calgano, D.A. Thompson : *Rev. Sci. Instrum.*, **46**, 904, (1973).
- 9) Bioelectromagnetic data : http://eprints.lib.hokudai.ac.jp/dspace/bitstream/2115/7706/1/5-2-3_p68-71 (as of Sept. 8, 2018).

2018年10月15日受理, 2018年11月23日再受理, 2018年12月08日採録