# 尿失禁治療法における電気刺激式と磁気刺激式の生体内電流分布の比較

Comparison between Electric and Magnetic Stimulation Current Distributions for Treatment of Urinary Incontinence

小田垣雅人・須賀一貴・佐々木正・湯ノロ万友\*・保坂栄弘 東京電機大学理工学部,埼玉県比企郡鳩山町石坂(〒350-0394) ・鹿児島大学工学部,鹿児島市郡元1-21-40(〒890-0065)

M. Odagaki, K. Suga, T. Sasaki, K. Yunokuchi\*, H. Hosaka

College of Science and Engineering, Tokyo Denki University, *Ishizaka, Hatoyama-machi, Hiki-gun, Saitama 350-0394* \*Faculty of Engineering, Kagoshima University, *21-40, Kohrimoto, 1-chome, Kagoshima-shi, Kagoshima 890-0065* 

It is reported that magnetic stimulation is efficacious in treating urinary incontinence. Magnetic stimulation has two main advantages over electrical stimulation: it can be applied without removal of clothes, and it involves little pain. However, the distribution of current in the living body is not clearly known. We therefore attempted to create a computer simulation model of the female abdomen and to simulate the distribution of induced current on the basis of tissue conductivity. This report compares electrical with magnetic stimulation.

Key words: magnetic stimulation, urinary incontinence, current distribution, finite element method, eddy current

#### 1. はじめに

近年,高齢化社会を迎え,加齢とともに尿を漏らす人の 割合が増加している.現在,日本国内で 60 歳以上の人口の 約 20%に相当する 400 万人が何らかの尿失禁の問題を抱え ている.尿失禁になった場合,羞恥心などから適切な治療 を受けずにふさぎ込んだり,介護負担が増加したり,社会 的な参加が阻害されがちになる.このような観点から,社 会的,精神的にも多くの負担を与えるため,早急に適切な 対策を進める必要がある.

石川,保坂 等は,磁気刺激式尿失禁治療法を提案し,生 体における評価,検討の結果,磁気刺激で神経,筋の機能 回復を促すことによる尿失禁治療への有効性を示した.<sup>1)2)</sup> 磁気刺激による治療は,ほとんど痛みを伴わず,また着衣 のまま治療が可能で,低侵襲的な治療法である.しかし, コイルにより生体内に誘起される渦電流での刺激は,電力 変換効率の悪さなどから,その刺激効率は低い.目的部位 以外への電流分布が明らかでなく,安全性の面からの検討 も必要である.この様に磁気刺激による尿失禁治療法には, 実用化に向けた更なる検討が必要である.

#### 2. 目的

本研究では、生体内の電流分布を把握し、より効率的で、 安全な刺激法の検討を行う.実際に生体内電流分布を測定 することは不可能であるため、生体を模擬したモデルによ るコンピュータシミュレーションなどで、電流分布を把握 する必要がある.この様な検討は従来行われていない. そこで本稿では、はじめに下腹部シミュレーションモデ ルの作成と分布電流の算出方法について述べる.さらに、 人体を模擬した多媒質実験モデルを用いシミュレーション 結果と実験結果との比較を行い、シミュレーションの妥当 性を検証する.最終的に、ヒトの下腹部シミュレーション モデルで、電気刺激と磁気刺激の生体内電流分布の比較を 行う.

#### 3. 電気刺激と磁気刺激の原理

電気刺激と磁気刺激の原理図をFig.1に示す.電気刺激 式尿失禁治療法は欧米で実用段階にあるが,電極を肛門や 膣内に装着する必要があり.患者に不快感を与える.また 体表面電極を使った場合,体表に分布する痛覚を刺激する ため痛みを伴い患者への負担が大きくなる.一方,磁気刺 激は,着衣のまま治療を行え,かつ痛みが少ないことから, 臨床への普及が期待されている.

4. 下腹部シミュレーションモデル作成と分布電流算出

# 4.1 下腹部シミュレーションモデル作成4.1.1 モデル作成過程

Fig.2 に下腹部シミュレーションモデル作成過程を示す.また, Fig.3 に生体部位毎の分割図の例を示す.Fig.2 に示すように,人 体の標本画像を脂肪,筋,骨,直腸の各部位および,それらの境 界で色分けする.この色情報をもとに,各部位の境界を保持しな がら,デローニー三角分割を施す.人体画像は,Syracuse University で開発された The NPAC Visible Human Viewer の画像を用いた.画像の種別は, "Female", スライスナ ンバ "845" である.



Fig. 1 Principles of electric and magnetic stimulation.



Fig. 2 Specific views and modeling processes.



Fig. 3 Example of triangulation result.

#### 4.1.2 境界上の節点配置

Fig.4 に示すように、境界上のある1点の周囲を囲む8点を時計 回りに探索し、境界の色が見つかった点を次の点とすることによ り、任意の境界を探索する.これを、ある間隔で節点として配置 した.

#### 4.1.3 境界内の節点配置

よく知られた節点配置手法として,バブルメッシュ法と呼ばれ る動力学的なシミュレーションを行う手法がある.この手法は, Fig.5 左に示すような,2節点において,その周りにある半径rを 持ったバブルを定義し,このバブルが離れている場合引力を,ま た,重なっている場合斥力を働かせながら,バブル同士を接する ように収束させていくものである.

本研究では、色分けされた画像から、これと同様な結果 を得るために、Fig. 5 右に示すように、ある点からみて、 設定した距離にある一点を次の点とし、その距離より内側 にある点を今後全て無視するようにして、点を配置した. このようにすれば、バブルメッシュ法と同等な節点配置を 行える.



Fig. 4 Positions searched for.



Fig. 5 Setting nodes.

#### 4.2 分布電流算出

導電性物質に電流を流した時,物質中の電位 V は,  $\nabla^2 V = 0$  · · · (1) となる.この式は,電極電圧を固定境界値として与えるこ

とにより解くことができる. 一方,磁気刺激では、ある導電性物質に磁束密度 B を与

えると, 導電性物質内に生ずる電界 E は,

$$rot\vec{E} = -\frac{\partial B}{\partial t} \qquad \cdot \cdot \cdot (2)$$

となる.また、オームの法則から、電流密度 Jは、

$$J = \sigma E \qquad \qquad \cdot \cdot \cdot (3)$$

である.ここで,渦電流の divergence はゼロであるので, 次のような電流ベクトルポテンシャル T が定義できる.

 $\vec{J} = rot\vec{T} \qquad \cdot \cdot \cdot (4)$   $\vec{\mathfrak{K}}(2) \sim (4) \downarrow \mathcal{V},$ 

 $n\vec{p}$ 

$$-\operatorname{rot}(\operatorname{rot}\vec{T}) = \sigma \frac{\partial B}{\partial t} \qquad \cdot \cdot \cdot (5)$$

となる. 生体内に誘起される渦電流は, この偏微分方程式 を解くことにより求めることができる. なお, T の境界条 件には, 媒質から空気側に電流が流れ出さない(J・n=0, n: 媒質一空気境界面の法線単位ベクトル)ことから, 境界上で Tが一定であるとした.

なお、本稿では、実験とシミュレーションの比較を容易 にするため、コイル電流を正弦波とした、表皮効果につい て考えると、表皮深さ $\delta(\sqrt{2/\omega\mu\sigma})$ は、約56 m となり、 それに比べて、本稿で用いた解析モデルは十分小さいので、 表皮効果は無視して良いことになる.さらに、変位電流は、 生体を対象とし、さらに周波数が低ければ無視できる。

#### 4.3 有限要素法の適用

我々は、導出された方程式の解法に、有限要素法を用いた。有限要素への離散化手法には、Galerkin法を適用した。この手法は、



Fig. 6 Matrix format.

重み付き残差における重み関数を補間関数に等しくする手法であ る. エネルギー汎関数が明確に示されていない場合,この離散化 手法が有効である. 節点iに関する残差Giは

$$G_{i} = \left[\delta T^{(e)}\right]^{r} \iiint_{V^{(e)}} \left\{\frac{1}{\sigma} \nabla \delta T^{(e)} \nabla T^{(e)} - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t}\right\} dV$$

$$\dots \qquad (6)$$

となる. 5.6 この離散化された式を各節点に適用し、最終的な Matrix を生成した.

最終的に得られる連立方程式の係数行列は、ゼロ要素を多く含む Sparse Matrix である. このことは、PC のメモリ領域に無駄を 生み、大規模演算を行う上では非効率的である. 従って、今回作 成したシミュレータでは、このゼロ要素を排除し、Fig.6の三次元 Matrix フォーマットで Sparse Matrix を圧縮した形で、PC に記 憶した.また、連立方程式の Solver には、反復近似解法である SOR 法を用いた.なお、加速係数は経験的に、 $\omega=1.9$  とした.

## 5 シミュレーション結果の妥当性の検討

#### 5.1 実験システム

人体下腹部を想定した簡単な実験モデルを作成し、実測値とシ ミュレーション値の比較を試みた. Fig. 7 に、山崎<sup>3</sup>、湯ノロ<sup>4</sup>等 のシステムを参考に構成した実測システムを示す. 発振器からの 出力を、パワーアンプを介してコイルに供給し、変動磁場を発生 させる. この磁束によって、モデル内に誘起される渦電流をロッ クインアンプで測定する.

コイルは、直径 500mm、巻数 155turns のヘルムホルツコイル を用い、パワーアンプからは、200Hz、1Arms の正弦波を供給し た.この時、コイル中心部における磁束密度は、0.55mT である. 渦電流測定用プローブの形状を Fig. 8 に示す.2本の絶縁線を撚 り線とし、先端を浮遊容量を持たないよう直角に折り曲げ、先端 部を露出させた.なお、2点の電極間の距離 ム1 は、10 mm とし た.また、外乱ノイズの混入を防ぐため、同軸ケーブルを用いロ ックインアンプへ接続した.2点間の電位差 ムV、電極間距離 ム1 より、電界 E、電流密度 J はそれぞれ、(7),(8)式になる.



Fig. 7 Experimental measurement system.



Fig. 8 Measurement probe.

5.2 実験モデルの作成

シミュレーション結果と実測結果の比較のため, Fig. 9 に示す 実験モデルを作成した.実験モデルは,直径 14.5 cm の円柱状ア クリル製容器に食塩水を満たし,中心より上方 4.2 cm に,直径 1.2 cm の円柱を設置した.なお、シミュレーションでは、この空洞部 分の導電率を、10<sup>6</sup> S/m とほぼ絶縁状態と設定した多媒質モデル を仮定した.

5.3 実験モデルによるシミュレーションと実験の結果比較

実測値およびシミュレーション結果のアローマップをFig. 10に 示し、実験モデル中心からの距離に対する Y 軸上の電界の実測値 およびシミュレーション結果を Fig. 11 に示す.



Fig. 9 Inhomogeneous experimental model.



Fig. 11 Comparison of electric fields at measuring points.

結果より,若干の誤差はみられるものの,本シミュレーション 結果の妥当性が確認できた.また誤差は,実測におけるプローブ 間距離の分解能に起因するものと考えられる.また,絶縁物へ近 づくと,均質媒質の場合と比べて電界は上昇する傾向がみられた.

#### 6. 下腹部シミュレーションモデルによる電流分布

# 6.1 下腹部シミュレーションモデルについて

上記4.1 で作成したシミュレーションモデルにおいて、磁気刺激と電気刺激の場合の生体内電流分布を求めた.磁気刺激と電気刺激による下腹部における電流分布の相異について検討を行った. ここで、設定した生体各部位の導電率を、Table 1 に示す.

Fig. 12 に女性下腹部の断面を示す.刺激ポイントは,恥 骨と尾骨の間にある骨盤底筋群(Pelvic muscle)とした.



Fig. 12 Overall view of female abdomen.

#### Table 1 Conductivity.

	Conductivity (S/m)
Muscle	0.4
Bone, Fat	0.04
Rectum	10.6

### 6.2 電気刺激と磁気刺激との電流分布の比較

シミュレーション結果をアローマップにて Fig. 13 に示 す.





Fig. 13 Current distributions using a circular coil and electrodes.



Fig. 14 Comparison of current density along X axis.

従来の電気刺激による尿失禁治療では、膣または肛門付 近に電極を装着し、治療が施される.本稿では、2次元モ デルでの解析であるので、恥骨近辺の左右 2 点に電極を 3cmの間隔で配置した.磁気刺激では、刺激コイルは、直 径 6cmの円形コイルで、モデル中心直下に配置したと想定 した.矢印が電流の大きさ、方向を示す.解析領域内の電 流の最大値を、1 として各々の図中に示した.この時のX 軸上の電流密度を Fig. 14 に示す.縦軸は、各シミュレー ションにおける電流の最大値を1と正規化して示した.

Fig.14より,電極を用いた電気刺激では,電極近辺での 電流値が大きいものの,電極より離れたところでは,その 刺激効果は低いことが明らかである.一方,磁気刺激では, 直腸近辺で電流が上昇し,コイルの縁直上で,電流値が再 び上昇する.この結果より,電気刺激の場合に比べ磁気刺 激は,骨盤底筋群の広範囲を刺激できると考えられる.

#### 6. まとめ

人体下腹部を模擬した 2 次元シミュレーションモデルを 使い電気刺激と磁気刺激についての、人体下腹部における 生体内電流分布の比較を行った.その結果、電気刺激では、 電極近辺に電流が集中し、肛門括約筋付近への電流が極端 に小さくなる.また、磁気刺激では、骨盤底筋群の広範囲 を刺激可能と推測できる.

#### 文 献

- 1)石川則夫,須田真,佐々木正,保坂栄弘:医用電子と生体工学 14, No.3, p. 1-9 (2000).
- 2) N. Ishikawa, S. Suda, T. Sasaki, T. Ymanishi, H. Hosaka: Medical & Biological Engineering & Computing, 36, 704-710 (1998).
- 3) 山崎健一,河本正,重光司:電学論 C, 116, No.2 (1996).
- 4) 湯ノ口万友, 電学論 A, 111, No.9 (1991).

5)河瀬順洋,伊藤昭吉:電気・電子機器の実用解析(森北出版,1997). 6)坪井始,内藤督:実践数値電磁界解析法 (賢養堂,1995).

2002年10月7日受理, 2002年11月20日採録