

経頭蓋直流電気刺激における体内電界強度分布解析

杉山侑紀也[†] (学生員) 平田 晃正^{†a)} (正員)

Analysis of Electric Field in the Human Head during Transcranial Direct Current Stimulation

Yukiya SUGIYAMA[†], Student Member
and Akimasa HIRATA^{†a)}, Member

[†] 名古屋工業大学大学院情報工学専攻, 名古屋市,
Nagoya Institute of Technology, Gokiso-cho, Showa-ku,
Nagoya-shi, 466-8555 Japan
a) E-mail: ahirata@nitech.ac.jp

あらまし 本研究では, 経頭蓋直流電気刺激時に, 人体頭部内に誘導される電界をモデル化する. 解析の結果, 人体と接する電極端部にて電界強度が大きくなり, これまで報告されている副作用と関連する可能性があることを示す.

キーワード 経頭蓋直流電気刺激, 有限差分法, 生体数値ドシメトリ, リアル人体頭部モデル

1. まえがき

近年, 医療分野において脳の活動性を非侵襲的かつ局所的に修飾をすることに関心が高まっている. その方法の一つとして, 経頭蓋直流電気刺激 (tDCS) が挙げられる. tDCS とは, 頭頂部と額部に電極を貼り付け 1~2mA という弱い電流を 5~30 分間流し続けることによって脳の活動を修飾する治療手法であり, うつ病の改善, 脳卒中・運動機能障害をもつ人等のリハビリテーション方策として有効性が確認されている [1], [2]. 施術時における安全性については, 重篤な副作用は報告されていないものの, 複数日連続で直流刺激を行った場合, 発赤や火傷, 痒みなどの副作用が現れる場合があると報告されている [3]. また, 脳の活動性における非侵襲的な刺激は交流電流を用いた電気刺激 (tACS) や磁気刺激 (TMS) があり, 過去にリアルな数値人体モデルを用いた検討が幾つかなされている [4], [5] が, tDCS による電気刺激の安全性に関する検討はほとんど行われていない.

本研究では, まず, 電極を貼付した人体モデルを作成, 等価的に電流源のモデル化を行う方法を提案する. 次に, 典型的な体内電流 (2mA) に対し, tDCS を行った際の体内誘導電界を算出し, 得られた結果より施術した場合の安全性評価について考察する.

2. 解析手法

2.1 解析モデル

本研究では, 情報通信研究機構が開発した日本人成

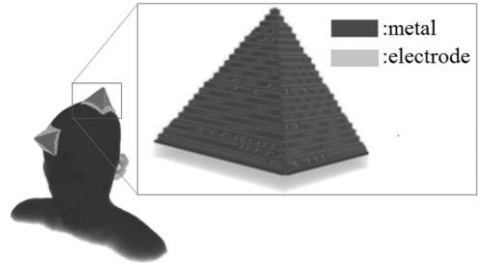


図 1 電極を貼り付けた数値人体モデルの概観
Fig.1 Relative positions of the electrodes attached to human head model.

人男性モデル TARO [6] の肩より上の部分のみを切り出して使用した. この数値人体モデルは, 皮膚, 筋肉, 脂肪, 骨, 脳, 心臓, 血管など数十種類の組織で構成されており, 2mm の分解能を有している. 人体の導電率については Gabriel らによる各生体組織の複素比誘電率 [7] を用いており, 人体は生理食塩水に浸した電極を貼り付けるため, 濡れた状態を仮定した.

人体に貼り付ける電極は生理食塩水に浸したパッド (導電率: 1.4S/m) を配置する. 図 1 に, この電極を模擬した系を人体モデルの頭部に貼り付けた. 電極の配置は, 脳波計測システムにおける国際 10-20 法において定義されたものであり [1], tDCS に関する従来研究において運動野等を修飾することで反応を考察している位置を選んだ [3]. このことから, 運動野の直上とその場所から左右反対側の額部に電極を配置している. 頭頂部とパッドの接触面積は 5cm×5cm とし, 額部とパッドの接触面積は 7cm×5cm としている [8].

2.2 SPFD (Scalar Potential Finite Difference) 法

本論文では, 周波数 0 を考えているため, 変位電流が存在せず, 電磁界を準静的, つまりそれぞれ独立に取り扱うことができる. そこで, SPFD 法 [9] を用いて体内誘導量の計算を行う. SPFD 法は, 生体などの計算対象をボクセルで離散化し, 導電率があるボクセルに含まれる全ての節点について, 電気スカラーポテンシャルを未知変数とした以下の連立一次方程式を解く有限差分法である.

$$\left(\sum_{n=1}^6 S_n \right) \phi_0 - \sum_{n=1}^6 S_n \phi_n = j\omega \sum_{n=1}^6 (-1)^{n+1} S_n l_n A_n \tag{1}$$

ここで, ϕ_n は節点 n における電気スカラーポテンシャル, A_n はボクセルの辺 n に平行な外部磁気ベクトル



図 2 頭部内誘導電界強度の分布
Fig.2 Distribution of induced electric field in the head.

ポテンシャル, l_n は辺 n の長さ, S_n は辺 n のコンダクタンス, ω は角周波数である. SPFD 法は準静近似に基づく解析手法の中で最も計算負荷の小さい解析手法であることが知られている. この方程式を解く際の反復解法として SOR 法を用い, 更に多重格子法 [10] を適応することで解析の高速化を行った.

電極を繋ぐ金属は, 本来, 細線導体であるが, SPFD 法において電流源を挿入することには新たな定式化が必要である. そこで, 両電極のパッドから導電性媒質 (導電率 $1,000 \text{ S/m}$) からなる四角錐を設け, 頂点に電荷を配置する. 電荷は, それぞれ $+q$, $-q$ の電荷 ($3.24 \times 10^{-4} \text{ C}$) を与え, 体内を流れる電流が 2 mA となるように値を設定した. また, その電荷をスカラポテンシャル波源として, 体内誘導量を計算する. なお, ここでは詳細は示さないものの, 電荷を等価的に与える方法と電極パッドを繋ぐ細線導体を高い導電率の媒質で置き換えた場合では, ほぼ同一の結果が得られた.

3. 解析結果と考察

図 2 に頭部の体内誘導電界強度分布を示す. 図 2 より電極の端部にて電界強度が大きくなっている. 局在化については電極全体の電界強度の平均に対して端が強くなっており, もう一方の電極がある方向の電界強度が最大をとっていることは特筆に値する.

簡易人体モデルを用いた tDCS シミュレーションにおいても, 電界強度分布が電極表面で電極の端に集中する [11] という結果が得られている. また, 端部において副作用が起こる可能性が示唆されている [12] が, 本報告はリアル人体モデルを用い, それらの内容を支持する結果となった. また, 人体における吸収電力については, 0.5 mW となっており, 熱効果が十分無視できる値であった.

4. むすび

本論文では, 数値人体モデルにおける経頭蓋直流電

気刺激のシミュレーションを簡易に行う方法を提案した. 体内を流れる電流が 2 mA である場合に, 体内に誘導される電界の定量化を行った. その結果, 電極の端部にて電界強度が大きくなっており, 特に, もう一方の電極と近い側の電極端部にて, 電界強度が偏っていることが確認できた. この電界と発赤や火傷, 痒みなどの副作用との関係は不明瞭であるが, 定性的にはこれまでの知見を支持するものである. 今後, 実験的検討との比較による確認が課題である.

文 献

- [1] A.R. Brunoni, M.A. Nitsche, N. Bolognini, M. Bikson, T. Wagner, L. Merabet, D.J. Edwards, A.V. Cabre, A. Rotenberg, A.P. Leone, R. Ferrucci, A. Priori, P.S. Boggio, and F. Fregni, "Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): Challenges and future directions," *Brain Stimulation*, vol.5, no.3, pp.175–195, July 2012.
- [2] B.R. Webster, P.A. Celnik, and L.G. Cohen, "Non-invasive brain stimulation in stroke rehabilitation," *NeuroRx*, vol.3, no.4, pp.474–481, Oct. 2006.
- [3] 笠原和美, 田中悟志, 渡邊克巳, 花川 隆, 本田 学, "複数日連続した経頭蓋直流電気刺激により電極直下の皮膚に発赤を生じた 2 例," *臨床神経生理学*, vol.39, no.1, pp.24–27, 2011.
- [4] I. Laakso and A. Hirata, "Computational analysis shows why transcranial alternating current stimulation induces retinal phosphens," *J. Neural Eng.*, vol.10, no.4, pp.1–9, July 2013.
- [5] I. Laakso and A. Hirata, "Fast multigrid-based computation of the induced electric field for transcranial magnetic stimulation," *Phys. Med. Biol.*, vol.57, no.23, pp.7753–7765, Nov. 2012.
- [6] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki, and Y. Yamanaka, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Phys. Med. Biol.*, vol.49, pp.1–15, 2004.
- [7] S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol.41, no.11, pp.2271–2294, 1996.
- [8] M.A. Nitsche and W. Paulus, "Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation," *J. Physiol.*, vol.527, pp.633–639, 2000.
- [9] T.W. Dawson and M.A. Stuchly, "Analytic validation of a three-dimensional scalar-potential finite-difference code for low-frequency magnetic induction," *Appl. Comput. Electromagnet. Soc. J.*, vol.11, pp.63–71, April 1996.

- [10] K. Stuben and U. Trottenberg, “Multigrid methods: Fundamental algorithms, model problem analysis and applications,” *Lecture Notes in Mathematics*, vol.960, pp.220–312, 1982.
- [11] T. Wagner, F. Fregni, S. Fecteau, A. Grodzinsky, M. Zahn, and A.P. Leone, “Transcranial direct current stimulation: A computer-based human model study,” *Neuroimage*, vol.35, no.3, pp.1113–1124, April 2007.
- [12] M. Bikson, A. Datta, and M. Elwassif, “Establishing safety limits for transcranial direct current stimulation,” *Clin Neurophysiol.*, vol.120, no.6, pp.1033–1034, June 2009.
(平成 26 年 8 月 26 日受付, 11 月 14 日再受付,
27 年 4 月 10 日公開)
-