

Original Article

積分回路を用いたパルス磁場計測装置の開発—計測値と理論値の比較からみた有用性の検討

出江紳一,^{1,2} 大内田 裕,² 沖田太志,³ 鈴木栄三郎,²
阿部利彦,⁴ 永富良一,⁵ 中里信和,⁶ 高木敏行³

¹ 東北大学大学院医工学研究科リハビリテーション医工学分野

² 東北大学大学院医学系研究科肢体不自由学分野

³ 東北大学流体科学研究所

⁴ 株式会社 IFG

⁵ 東北大学大学院医工学研究科健康維持増進医工学分野

⁶ 東北大学大学院医学系研究科てんかん学分野

要旨

Izumi S, Oouchida Y, Okita T, Suzuki E, Abe T, Nagatomi R, Nakasato N, Takagi T. Development of an integration circuit to measure pulsed magnetic field: evaluation of its usefulness by comparing measured with theoretical magnetic field structure. Jpn J Compr Rehabil Sci 2012; 3: 42-50.

【目的】積分回路を用いて即時にパルス磁場強度を計測する装置を開発し、計測値とモデル計算を比較した。

【方法】抵抗 (R) とコンデンサー (C) を直列につなぎコンデンサー (C) に発生する電圧を出力とする CR 積分回路において、C と R の積を 4 ms とした。そして円形コイルに発生させたパルス磁場 (0.1~1.4 T, 0.1~0.6 ms) を積分回路と数値積分により計測した。さらに市販の 8 字コイルの磁場分布を本回路により計測し、理論値と比較した。

【結果】積分回路計測値と数値積分値は良好に合致した ($R^2=0.9993$)。最大出力刺激時、8 字コイル面から 10~30 mm 離れた位置における水平および垂直磁場の最大磁束密度は 0.2~0.5T であった。計測された磁束密度の限局性はモデル計算よりも低かった。

【結論】パルス磁場計測用積分回路に適した C と R の組合せを見出した。本計測装置は経頭蓋磁気刺激効果の定量的解析に有用と思われる。

キーワード: 経頭蓋磁気刺激, 磁場構造, 8 字コイル,

著者連絡先: 出江紳一

東北大学大学院医工学研究科リハビリテーション医工学分野

〒 980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町 2-1

E-mail: izumis@bme.tohoku.ac.jp

2012 年 6 月 3 日受理

本研究は、独立行政法人医薬基盤研究所の「保健医療分野における基礎研究推進事業」(2006-2008 年度, 06-32) の助成を受けて行われた。本研究は営利的な企業・団体からの財政的支援を受けていない。

積分回路, ガウスメーター, 磁束密度

はじめに

経頭蓋磁気刺激 (transcranial magnetic stimulation, TMS) はパルス誘導電流により大脳皮質の神経細胞に活動電位を生じさせる技術である [1,2]。ことに反復経頭蓋磁気刺激 (repetitive TMS, rTMS) は中枢神経系に可塑的变化を生じる方法として近年注目を集めており、片麻痺の回復 [3-7] や認知機能の調整 [8-11] などに応用されてきた。

刺激コイルとしては、直径約 70 mm の 2 個のループからなる 8 字コイルが広く臨床で使われている [12,13]。市販の 8 字コイルによって生じる理論的電場特性が計算されているが [14]、脳に流れる誘導電流は未だ計測されていない。また、不均一で複雑な脳構造の導電率や透磁率などのデータが不十分であるために、脳に流れる誘導電流を推定することも困難である。

脳で誘導電流を計測することができないとしても、使用する TMS コイルの電磁的特性を知ることは、TMS 研究の質を保つ上で必須と考えられる。そこで私達が市販のガウスメーター (静磁場および交流磁場用) によって TMS による磁場強度を計測したところ、計測値の変動係数は約 20% であった (未発表データ)。変動が大きかった理由として、市販のガウスメーターは TMS で生じる約 0.2 ms のパルス磁場を計測するように設計されていないことが考えられた。

パルス磁場強度は、磁場測定用の検知コイル (以下、サーチコイル) に生じる起電力の数値積分によって計測することができるが、計算に手間がかかるため計測結果をリアルタイムで表示することが困難である。そこでサーチコイルに CR 積分回路を接続した装置を開発し、パルス磁場強度を即時に計測することを本研究の目的とした。CR 積分回路とは、抵抗 (R) とコンデンサー (C) を直列につなぎコンデンサー (C) に発生する電圧を出力とする回路であり、時定数 (CR) がパルス幅よりも十分に大きい場合は数値積分と一致

する。本論文では、私達の開発したパルス磁場計測装置による計測値と数値積分との比較により計測精度を検証し、さらに市販の8字コイルによって生じるパルス磁場の計測値とモデル解析による理論値とを比較して本装置の有用性を論じる。

方法

1. パルス磁場計測装置の開発

磁場がサーチコイルを貫くと、式(1)で表される起電力 V が生じる。 n はサーチコイルの巻数、 S はサーチコイルの断面積、 B は磁束密度、 t は時間を表す。

$$V = nS \frac{dB}{dt} \tag{1}$$

磁束密度 B は式(1)の積分により、式(2)のように表される。

$$B = \frac{1}{nS} \int V dt \tag{2}$$

磁場強度は V の数値積分により式(2)から計算される。しかしこの計算には時間がかかり、リアルタイム計測には不向きである。そこで数値積分をせずに磁束密度を計測するために、式(2)の積分を CR 積分回路(図1)で置き換えることにした。

サーチコイルに電圧 V が発生し電流 I が時間 T の間、抵抗 R に流れた場合、コンデンサーに蓄えられる電荷 Q は次式で表される。

$$Q = CV_c(T) = \int_0^T I(t) dt = \int_0^T \frac{V(t) - V_c(t)}{R} dt$$

$$CRV_c(T) \cong \int_0^T V(t) dt$$

ここで、 V_c はコンデンサーにおける電圧を示す。また $CR \gg T$ 、かつ $V_c(0) = 0$ であると仮定した。

式(2)の時間積分は CR により置き換えられ、 B は式(3)によって計算される。

$$B = \frac{1}{nS} V_c CR \tag{3}$$

式(3)の C と R には条件がなく、 B を計測するにはそれぞれ適切な値を選ぶことになる。そこで次の実験を行った。

独自に作製した円形コイルで発生させた持続時間 0.17 ms のパルス磁場を計測した。励磁コイルと同心円となるようにして近傍にサーチコイルを置いた。サーチコイル起電力の数値積分によって計測された磁束密度は 0.591 T であった。 CR 積分回路製作にあたり、誘導起電力 V は 1 V 程度と低いことから、 5 k Ω よりも小さい R を選び4桁まで測定した。またコンデンサーは高容量とし、測定周波数 1 kHz で4桁まで測定した。 CR 積分回路による計測では、 C を一定

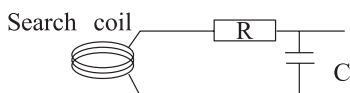


図1. CR 積分回路とサーチコイル
C はコンデンサー、R は抵抗を示す。C と R は直列に繋がれ、C に発生する電圧が出力となる。計測したい磁場に検知コイル (サーチコイル) を置き、計測を行う。

($9.705 \mu\text{F}$) のセラミックコンデンサーとし、 R を $30 \sim 2201 \Omega$ の範囲で変化させた。各抵抗値につき5回計測し、平均値と標準偏差を求めた。

後述する結果に基づき、 $CR = 4$ ms、すなわち刺激パルス幅 0.2 ms の20倍に時定数を設定することとした。磁場計測装置としては、さらにサーチコイルの大きさが重要であり、空間分解能と出力電圧とは逆比例する。本研究では、直径 0.3 mm の銅線で巻数 10 、断面積 $S = 0.2826 \text{ cm}^2$ (直径 6 mm) のサーチコイルを作製した。複数の円形コイルに印加電圧 $400 \sim 2000$ V、パルス幅 $0.1 \sim 0.6$ ms で通電し、円形コイル中央における磁束密度を計測した。その際、サーチコイルの軸と計測されるコイルの軸とが平行になるようにした。同一のサーチコイルを使用し、 CR 積分回路によって計測された磁束密度と起電力の数値積分による磁束密度とを比較した。

2. 8字コイルで生じるパルス磁場の計測

市販の 70 mm-8字コイル (Magstim 社製 9925-00, Carmarthenshire, UK) と刺激装置 (MRS 1000/50, Magstim) で発生するパルス磁場の磁束密度を計測した。

8字コイルの平らな面を上に向けた水平位にコイルを固定した。8字コイルの中心を計測開始点 $(0, 0, 0)$ とした。8字コイルの長軸を X 軸、それに直交する軸を Y 軸、鉛直軸を Z 軸とした。3次元操作装置を用いてサーチコイルを X 軸と Y 軸の方向には 5 mm 間隔で、 Z 軸方向には 10 mm 間隔で動かし、合計 1575 ($25 \times 21 \times 3$) 箇所における磁束密度を計測した。刺激強度 50% と 100% のそれぞれで計測を行った (図2)。 X 軸方向の水平磁場 (B_x) と Z 軸方向の垂直磁場 (B_z) を計測し、その際、サーチコイルをそれぞれの軸に平行に置いた。1箇所につき5回計測して平均値を求めた。

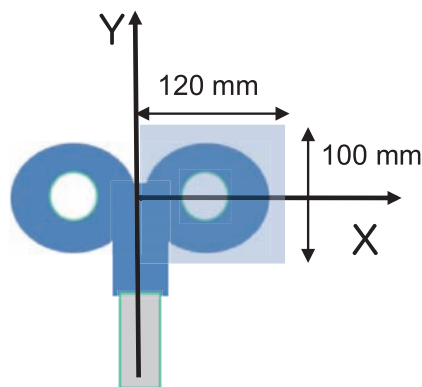


図2. 8字コイルによって発生するパルス磁場の計測領域
頭部に接する側のコイル面上で中心を原点とした。コイルの長軸を X 軸、それに直交する軸を Y 軸とした。影をつけた四角の領域 (120×100 mm) が計測領域である。 X 軸方向、 Y 軸方向には 5 mm 刻み、 Z 軸方向には 10 mm 刻みでサーチコイルを移動させ、合計 1575 箇所 ($25 \times 21 \times 3$) で磁束密度を計測した。

3. 磁束密度の計算値

図3に示すように、それぞれ点A(x₀, 0, 0)と点B(-x₀, 0, 0)に中心がある1対の9巻[15]ループ電流で構成された8字コイルのモデルを用いて、磁束密度の空間分布を計算した。最外周のループが原点0で互いに接する。ループC_j[±](j=1, 2, …, 9)において、jはループ番号を示し、±はX軸上でそれぞれ正負の領域を示す。全てのjで電流C_j⁺は電流C_j⁻と逆向きに流れる。ループは交流電流I = I₀e^{-iωt}により励磁される。ここでI₀は最大電流、ω=2πfは角周波数を示す。本研究においてはコイル近傍の磁場分布に焦点を

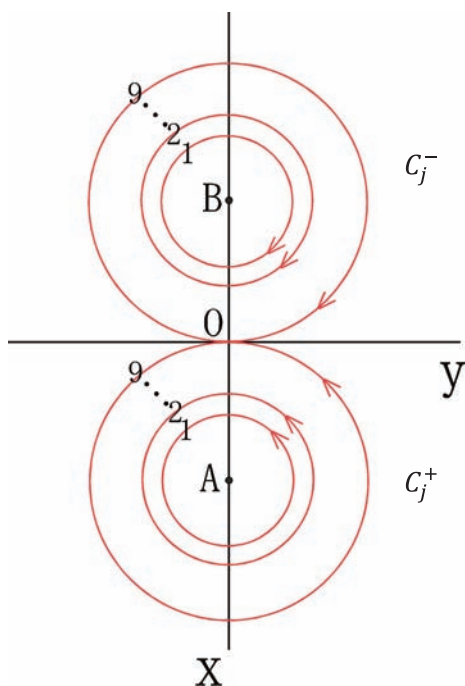


図3. 同心円ループ電流の配置
8字コイルのモデルを図示した。市販の8字コイルに併せて2つの同心円はそれぞれ9個の円から構成されている。C_j[±]はj番目のループ電流を、I₀[±]は電流強度を示す。

当てるので、照射効果は無視できる。したがって電磁場は静電気に準じて計算でき、8字コイルで生じる磁場に対するベクトル・ポテンシャルは次式で表される。

$$A_x = \sum_{j=1}^9 (A_{xj}^+ + A_{xj}^-) \tag{4}$$

$$A_y = \sum_{j=1}^9 (A_{yj}^+ + A_{yj}^-) \tag{5}$$

ここで、

$$A_{xj}^{\pm} = \pm \frac{\mu_0 I_0 a_j}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos\theta}{[a_j^2 + (x \mp x_0)^2 + y^2 + z^2 - 2a_j \sqrt{(x \mp x_0)^2 + y^2} \cos\theta]^{1/2}} \frac{y}{\sqrt{(x \mp x_0)^2 + y^2}} d\theta \tag{6}$$

$$A_{yj}^{\pm} = \pm \frac{\mu_0 I_0 a_j}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos\theta}{[a_j^2 + (x \mp x_0)^2 + y^2 + z^2 - 2a_j \sqrt{(x \mp x_0)^2 + y^2} \cos\theta]^{1/2}} \frac{x \mp x_0}{\sqrt{(x \mp x_0)^2 + y^2}} d\theta \tag{7}$$

そしてa_jはj番目のループC_j[±]の直径である。したがって磁束密度はこのベクトル・ポテンシャルの回転として求められる[16]。

$$B_x = (\nabla \times \vec{A})_x = \frac{\partial A_y}{\partial z} \tag{8}$$

$$B_y = (\nabla \times \vec{A})_y = \frac{\partial A_x}{\partial z} \tag{9}$$

$$B_z = (\nabla \times \vec{A})_z = \frac{\partial A_y}{\partial x} - \frac{\partial A_x}{\partial y} \tag{10}$$

図4は8字コイルの一方の円をX-Z平面に向かって見た図と3個の解析平面(z=10, 20, 30mm)とを示す。8字コイルの大きさ(内径26mm, 外径44mm, ワイヤ厚1mm, ワイヤ高7mm)は文献[15]に基づく。8字コイルの高さはプラスチック・シャーシーを含めて30mmである。本モデルではコイルをプラスチック・シャーシーの中央に置いた。

解析平面1, 2, 3においてB_xを計算した。そして理論値を実測値と比較した。

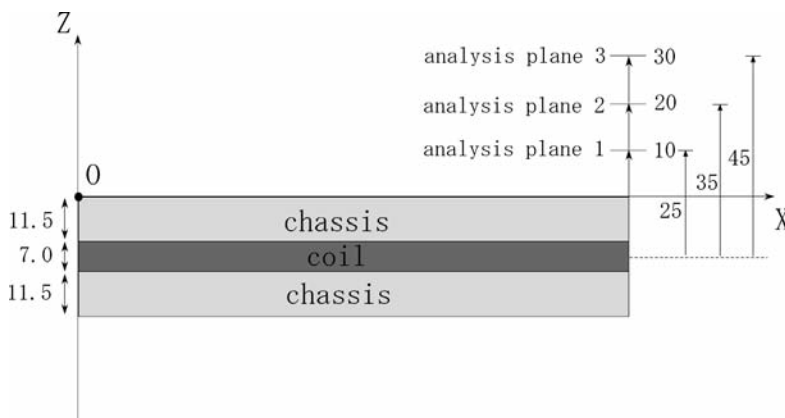


図4. 8字コイルの一方の円の側面図と磁束密度解析面
シャーシーを含めた8字コイルを水平に置き、8字の長軸に沿って横からみた側面図である。数字は距離(mm)を示す。コイル表面から10, 20, 30mm離れた面における磁束密度を計算した。

表1. CR 値と CR 積分回路による磁束密度計測値との関係

CR value (ms)	CR integration (T, mean)	SD (T)
0.29	0.498	0.00
0.60	0.545	9.40×10^{-4}
1.45	0.563	2.74×10^{-3}
2.88	0.581	1.10×10^{-3}
4.15	0.585	1.34×10^{-3}
5.99	0.589	4.15×10^{-3}
11.58	0.578	4.51×10^{-3}
21.36	0.654	5.00×10^{-3}

C, capacitance ($9.705 \mu\text{F}$); R, resistance ($30 \sim 2201 \Omega$); SD, standard deviation

結果

1. CR 値と CR 積分回路で計測した磁束密度との関係

表1に示すように、CR 値が大きいと CR 積分回路による計測値は数値積分値に近づいた。しかし CR 値が 5.99 ms よりも大きい場合には標準偏差が大きかった。CR 値 4～6 ms で CR 積分回路による計測値が数値積分値と良好に合致し、標準偏差は CR 値が 4.15 ms のときの方が 5.99 ms の場合よりも小さかった。そこで CR = 4 ms を選択した。

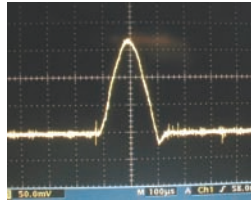


図5. CR 積分回路計測で得られた波形
横軸は時間 (0.1 ms/division)、縦軸は磁束密度 (0.1 T/division) を示す。ピーク磁束密度が基線から波形の頂点までの高さとして計測される。

2. 積分回路と数値積分との計測値の比較

図5は積分回路で計測した磁束密度をパルス波形として表示したコンピュータ画面を示す。ピーク磁束密度が基線から本波形の頂点までの高さとして計測される。

サーチコイルを直径 100 mm の円形コイル中心に置き、印加電圧 400～2000 V、パルス幅 0.2 ms で励磁した際の、CR 積分回路で計測した磁束密度の値と、起電力の数値積分で計算した値との比較を図6に示す。CR 積分回路による計測値と数値積分値とは良好

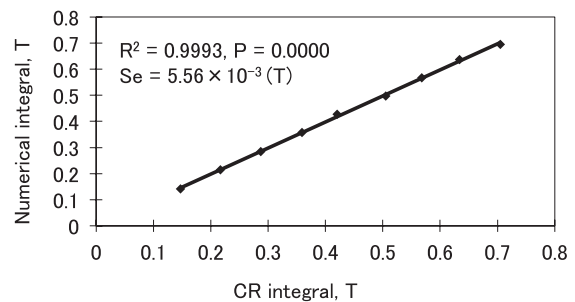


図6. CR 積分回路による磁束密度の計測値 (横軸) と数値積分値 (縦軸) との比較

同一のサーチコイルを用いて持続時間 0.2 ms のパルス磁場を計測した。CR 積分回路による計測値と数値積分値とは良好に合致した。R は相関係数、Se は標準誤差を表す。

表2. パルス幅と印加電圧を変え、同一のサーチコイルを用いて計測した磁束密度における CR 積分回路と数値積分の比較

number of turns	applied voltage (V)	pulse width (ms)	output voltage (mV)	CR integral (T)	numerical integration (T)
1	2000	0.118	7.7	0.14	0.13
2	1500	0.115	11.5	0.19	0.20
8	1000	0.126	84	1.43	1.43
12	1000	0.237	29	0.51	0.49
20	1000	0.601	13	0.22	0.22
20	2000	0.613	26	0.44	0.44

に合致した ($R^2 = 0.9993$; $P = 0.0000$; standard error = 5.56×10^{-3} T). 磁束密度 0.1~1.4 T, パルス幅 0.1~0.6 ms においても両者は同様に合致した (表 2).

3. CR 回路で計測した磁束密度

8字コイル近傍に生じた水平磁界と垂直磁界のそれぞれの磁束密度分布を図 7 に示す. 水平磁界の磁束密度 B_x には 2 個の頂点がみられ, コイル中心で最大値をとった. 最大頂点については, 100% 出力刺激による B_x は 3 個の計測面 ($z=10, 20, 30$ mm) において, それぞれ 0.44, 0.37, 0.22 T であった. 50% 出力刺激による B_x は, 3 個の計測面において, それぞれ 0.21, 0.14, 0.09 T であった. 2 番目の頂点は 8 字の円の辺縁付近にあり, 100% 出力刺激による B_x は 3 個の計測面において, それぞれ 0.36, 0.29, 0.14 T であった. 50% 出力刺激による B_x は, 3 個の計測面において, それぞれ 0.17, 0.10, 0.07 T であった.

垂直磁界の磁束密度 B_z は 8 字の円の中心付近で最大となった. 100% 出力刺激による B_z は 3 個の計測面において, それぞれ 0.52, 0.38, 0.23 T であった. 50% 出力刺激による B_z は, 3 個の計測面において, それぞれ 0.28, 0.19, 0.18 T であった.

4. 8 字コイルモデルで計算された磁束密度

8 字コイルによる水平磁界磁束密度の理論値 B_x を, 3 個の計測面に相当する解析面内の直線 $y = 0$; $z = 10, z = 20, z = 30$ mm において求め, 100% 出力刺激での実測値と比較した. その結果を図 8 に示す. 理論値は計測値の約 1.8 倍の値を示したが, 全体としてほぼ相似形のグラフを描いた. 式(8)から予想されたように, B_x 理論値は 8 字コイルの中心で最大となり, コイル辺縁部において 2 番目の頂点を示した. コイル中心部での B_x をコイル辺縁部での B_x で割った値は, 高さ $z = 10, 20, 30$ mm において, それぞれ 1.7, 2.1, 2.5 であった. この比は, B_x 計測値の場合 (1.2, 1.3, 1.6) よりもやや大きかった.

考察

CR 積分回路により即時にパルス磁場を計測する装置を開発し, 積分回路による計測値と数値積分による計測値を比較して精度を確かめた. CR 積分回路を用いた磁場計測は以前から知られていたが, 適切な CR 値を示して, 市販の 8 字コイルで発生する磁場の磁束密度を計測した報告はみられない. その理由として, たとえば最適な電気容量値, 抵抗値を選択することの難しさが挙げられる. コンデンサーに記載されている電気容量値は直流で測定されたものであり, 誤差を含む上に, 電流周波数によって変動する. 私達は実験結果に基づいて $CR = 4$ ms を選択し, その値においてパルス幅 0.1~0.6 ms, 磁束密度 0.1~1.4 T の磁場計測値が数値積分と合致することが分かった.

本研究は, CR 積分回路を用いて 8 字コイルで発生する磁束密度分布を初めて示した. TMS の臨床応用において実際に使用している刺激装置の質を知ることが重要であるが, 刺激装置の仕様の記載は, 最大磁束密度変化 (dB/dt) コイル直近での理論上の電場に限られている. コイル面から離れた位置での磁束密度を, 異なる刺激強度において計測したデータは, TMS の大脳皮質機能に及ぼす効果を, 装置の種類によらず定量的に解析する基盤となる.

たとえば, これまで TMS の刺激強度は装置ごとの運動閾値に対する相対値で記載されてきたが, 運動閾値の絶対値は不明である. Okita and Takagi [17] は均一な導電率をもつ円柱モデルにおいて磁場構造と誘導電流分布との関係を示し, 導電率 0.2 S/m, 電流周波数 $2\pi \times 10^3$ Hz, 円柱の半径 10 cm とした場合に, 運動神経線維の興奮閾値の磁束密度が 0.3~0.8 T であると計算した. この閾値は Izumi ら [18] が健常者の尺骨神経運動線維の肘部で計測した閾値 0.15~0.2 T (パルス幅 0.1~0.4 ms) と近似する. 本研究で用いた TMS 装置で健常者の大脳を刺激した場合の閾値が, 通常経験的に出力の 50~100% 程度であることを考えると, 本研究で計測された B_x 頂点の値から,

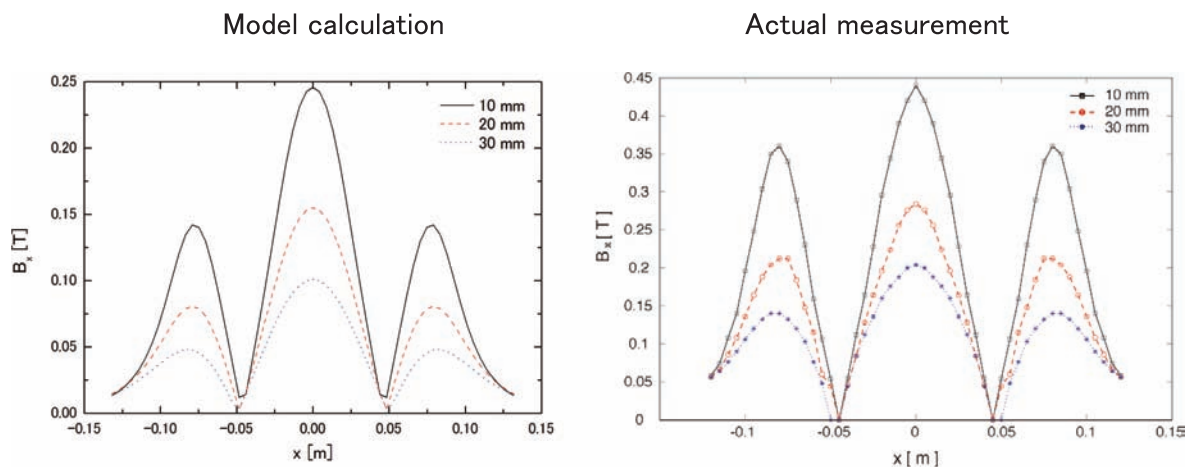


図 8. 水平磁束密度 B_x におけるモデル計算と 100% 出力での実測値との比較

データは $y = 0$; $z = 10, z = 20, z = 30$ mm の各線上の B_x を示す. 実測値のグラフで $B_x(x < 0)$ のデータは $B_x(x > 0)$ の鏡像としてプロットした. モデル計算と実測値のグラフはほぼ相似形であったが, コイル辺縁部ピークに対する中心部ピークの比率は, モデル計算 (高さ $z = 10, 20, 30$ mm において, それぞれ 1.7, 2.1, 2.5) の方が実測値 (同 1.2, 1.3, 1.6) よりも大きかった.

ヒトの運動野の閾値が末梢神経運動線維の閾値と同程度であると推測される。

8字コイル近傍に生じる電場を計算した研究 [15]によれば、最大誘導電流はコイル中心を本研究のY軸に平行に流れる。そこで E_y (Y軸方向の誘導電場)を決定する B_x を実測値とモデル計算との間で比較した。

B_x のモデル計算と実測値は良好に合致した。原理的に磁束密度はコイル電流に比例する。今回は刺激装置の仕様から $I_0^{\pm} = 3 \text{ kA}$ と仮定した。理論値と計測値との絶対値の差は主にこの電流値の仮定によると考えられる。一方でコイル中心部に対するコイル辺縁部の B_x の比は、モデル計算よりも実測値の方が小さかった。このことは、モデルのコイルよりも実際のコイルの方が刺激の限局性が低いことを示唆する。その原因として、モデル計算では2つの電流ループが相互に接していることを仮定しているが、実際のコイルでは間隙がある [15] ことが考えられる。

今後、コイル形状と実測された磁束密度および、媒質モデルから推定される誘導電流の計算値との関係を明らかにすることにより、様々な中枢神経疾患の病態に最適なコイルデザインを創出すること可能になると思われる。

謝辞

本研究は、独立行政法人医薬基盤研究所の「保健医療分野における基礎研究推進事業」(2006～2008年度, Project ID 06-32)の助成により行われた。

文献

- Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 1985; 1: 1106-7.
- Epstein CM, Schwartzberg DG, Davey KR, Sudderth DB. Localizing the site of magnetic brain stimulation in humans. *Neurology* 1990; 40: 666-70.
- Fregni F, Boggio PS, Valle AC, Rocha RR, Duarte J, Ferreira MJL, et al. A sham-controlled trial of a 5-day course of repetitive transcranial magnetic stimulation of the unaffected hemisphere in stroke patients. *Stroke* 2006; 37: 2115-22.
- Izumi S, Kondo T, Shindo K. Transcranial magnetic stimulation synchronized with maximal movement effort of the hemiplegic hand after stroke: a double-blinded controlled pilot study. *J Rehabil Med* 2008; 40: 49-54.
- Kim Y-H, You SH, Ko M-H, Park Ji-W, Lee KH, Jang SH, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation-induced corticomotor excitability and associated motor skill acquisition in chronic stroke. *Stroke* 2006; 37: 1471-6.
- Mansur CG, Fregni F, Boggio PS, Riberto M, Gallucci-Neto J, Santos CM, et al. A sham stimulation controlled trial of rTMS of the unaffected hemisphere in stroke patients. *Neurology* 2005; 64: 1802-4.
- Takeuchi N, Chuma T, Matsuo Y, Watanabe I, Ikoma K. Repetitive transcranial magnetic stimulation of contralesional primary motor cortex improves hand function after stroke. *Stroke* 2005; 36: 2681-6.
- Brighina F, Bisiach E, Oliveri M, Piazza A, La Bua V, Daniele O, et al. 1 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation of the unaffected hemisphere ameliorates contralesional visuospatial neglect in humans. *Neurosci Lett* 2003; 336: 131-3.
- Devlin JT & Watkins KE. Stimulating language: insights from TMS. *Brain* 2007; 130: 610-22.
- Naeser MA, Martin PI, Treglia E, Ho M, Kaplan E, Bashir S, et al. Research with rTMS in the treatment of aphasia. *Restor Neurol Neurosci* 2010; 28: 511-29.
- Shindo K, Sugiyama K, Huabao Lu, Nishijima K, Kondo T, Izumi S. Long-term effect of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation over the unaffected posterior parietal cortex in patients with unilateral spatial neglect. *J Rehabil Med* 2006; 38: 65-7.
- Ueno S, Tashiro T, Harada K. Localized stimulation of neural tissue in the brain by means of a paired configuration of time-varying magnetic fields. *J Appl Physics* 1988; 64: 5862-4.
- Hallett M. Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature* 2000; 406: 147-50.
- Thielscher A & Kammer T. Electric field properties of two commercial figure-8 coils in TMS: calculation of focality and efficiency. *Clin Neurophysiol* 2004; 115: 1697-708.
- Thielscher A & Kammer T. Linking physics with physiology in TMS: A sphere field model to determine the cortical stimulation site in TMS. *Neuroimage* 2002; 17: 1117-30.
- Jackson JD. *Classical Electrodynamics*. John Wiley & Sons, New York, 1975.
- Okita T & Takagi T: Magnetic field structure and induced electric current distribution on a cylindrical model: Application to magnetic nerve stimulation. *Chin Phys Lett* 2009; 26: 074101-1-4.
- Izumi S, Takagi T, Nagatomi R, Nakasato N, Yashima Y, Abe T. Fabrication of multi-coil system for deep brain transcranial magnetic stimulation. *Jpn J Clin Neurophysiol* 2009; 37: 1-9.