高周波用体腔内 MRI プローブの設計

Design of high frequency intraluminal MRI probe

鳥取大工 [1]，○(M1)川端 敏享 [1]，(P)李　相錫 [1]，(P)松永　忠雄 [1]

Tottori Univ. Graduate School of Engineering [1],

°Toshiyuki Kawabata[1], Sang-Seok Lee[1], Tadao Matsunaga[1]

E-mail: m20j4012z@edu.tottori-u.ac.jp

1. はじめに

核磁気共鳴イメージング（以後、MRI と称す）を用いることで，非侵襲的にヒトや実験動物の生体の機能や代謝など多様な情報を得ることが原理上可能になる。生きたままの生体管腔内局所において，組織レベルから細胞レベルに至るバイオイメージングを行うためには高磁場 MRI と，高い信号雑音比と磁場不均一に強い受信コイルが必要となる。本研究では，直径 2mm 以下のカテーテル形状に実装された高磁場 MRI（11.7T）で使用可能な細径で高分解能な体腔内 MRI プローブを設計，試作し，体腔内に本 MRI プローブを挿入し MRI 撮像することを目的とする。本報告では，高周波磁場対応の MRI 受信コイルを設計したので報告する。

2. 高周波用 MRI プローブの設計

11.7Tesla におけるプロトンのラーモア周波数は 500MHz であるため，設計するコイルの自己共振周波数は 500MHz 以上にする必要がある。自己共振を高く保ちつつ，磁場分布の均一性を重視するため，コイルピッチ，配線の厚さ，ループ形状，及び層間絶縁材料，その厚さなどの最適化を行う。これらのパラメータは，コイル共振特性と検出能力に大きく影響する。今回は動物用高磁場 MRI で実際に使用されているコイルを参考にコイルの形状を設計する。設計したコイルの自己共振周波数は約 700MHz であった。Fig. 1 に設計したコイルモデルを示す。Fig. 2 に 500MHz におけるコイル周辺の磁場分布を示す。

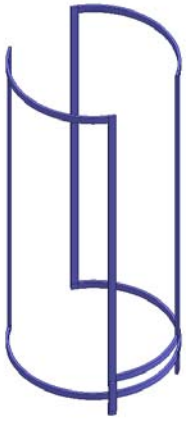

Figure 1.　Designed coil model

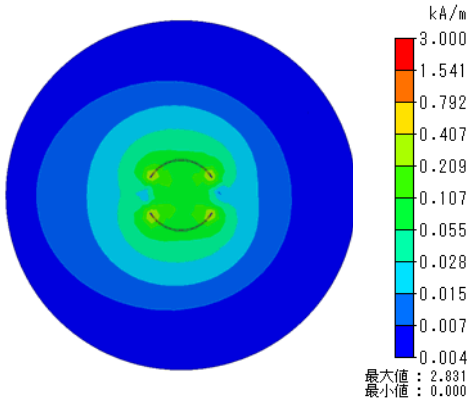

Figure 2. Magnetic field distribution around the coil at 500MHz

3. おわりに

高周波用 MRI プローブの受信コイルの設計を行い，自己共振周波数が 500MHz 以上で磁場分布が均一なコイルの設計を行なった。今後は設計したコイルの作製を行う。

© 2021年 応用物理学会