



Title	磁気共鳴用RFコイルのS/N定量化および最適設計
Author(s)	山本, 徹
Citation	北海道大学医療技術短期大学部紀要, 8, 157-164
Issue Date	1995-12
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/37589
Type	departmental bulletin paper
File Information	8_157-164.pdf



原 著

磁気共鳴用 RF コイルの S/N 定量化および最適設計

山本 徹

Optimized Design of an RF Coil for Magnetic Resonance with Quantitative Analysis of a Signal-to-Noise Ratio

Toru Yamamoto

Abstract

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is widely applied in various medical fields, and new techniques have helped improve the signal-to-noise ratio (SNR) of MRI. Surface coils have been developed with array coil techniques to have a high SNR in various regions of interest rather than volume coils like a body coil or a head coil. The SNR optimization of surface coils, however, has not been discussed in detail. The nominal sensitive region of a surface coil, the so called sensitive depth, is equal to the diameter of the surface coil. We establish a SNR analysis formula with measurements of RF properties of samples, coil windings and circuitries using a network analyzer. These RF properties deduce an expected SNR value quantitatively of MRI or MR spectroscopy. We introduce this method to optimize a surface coil in order to maximize the SNR of a certain region of interest by employing our new SNR analysis procedure.

要 旨

RF コイルは、磁気共鳴イメージング (MRI) や磁気共鳴スペクトロスコピー (MRS) における信号対雑音比 (S/N) を決める重要な信号検出器である。その RF コイルの特性をネットワークアナライザによる高周波パラメータの測定により、被検体、コイル巻き線部などの各部位に分け解析する方法を確立し、その方法を用いて測定対象に応じた RF コイルの最適設計法を導いた。さらに、これらの高周波パラメータの測

定値から磁気共鳴において得られる S/N を定量的に数値化する方法を導出した。この方法により、様々な磁気共鳴実験の S/N を予測することができ、実験の妥当性を事前に判断することが可能となった。

はじめに

MRI は、現在広く用いられている医療画像診断機器である。その信号検出部分である RF コイルは、画像の S/N を決める重要な構成部品である。臨床用 MRI における主な RF コイルは、

頭部用、体部用、四肢用などの被検部位を囲むボリウムコイルと呼ばれるタイプのものであるが、RFコイルはROI（測定対象部位）を限定し小さなものを用いると、得られるS/Nが増加するため、最近ではアレイ技術などを適用したサーフェスコイル（表面型RFコイル）¹⁾の応用²⁾が盛んになりつつある。特に、新しい脳機能計測法として注目されているファンクショナルMRI³⁾においては、S/Nの向上が急務となっており、ターゲットとする脳機能活性化領域に応じたサーフェスコイルが用いられつつある。また、MRSにおいても同様に、サーフェスコイルによるS/Nの改善が試みられている⁴⁾。しかし、任意のROIに応じたサーフェスコイルの最適化アルゴリズムは確立されておらず、ただ、サーフェスコイルの感度領域はその半径程度であるという古くからある定性的なガイドラインをもとにコイルサイズ等が選択されているのが実状である。

本論文では独自に導いたMRIのS/Nを定量化する方法をもとにサーフェスコイルの任意のROIに応じた最適化方法を導き、従来のガイドラインとは異なる最適形状があることを示す。また、予測されるS/Nも設計段階で定量的に知る方法を導出し、¹³Cを用いたスペクトロスコピーなどをはじめとし、すべての磁気共鳴測定においてS/Nの予測が可能となることも述べる。

理 論

磁気共鳴において得られるS/Nは、次の様に定量的に求めることができる。スピン量子数Iの核磁気による磁化は、

$$M = \frac{n \gamma^2 \hbar^2 I(I+1) B_0}{3kT_s} \quad \text{----- (1)}$$

である⁵⁾。ここで、nは単位体積当たりの磁気共鳴対象原子核数、 γ は磁気回転比、 $\hbar$ はディラック定数、 B_0 は磁場強度、kはボルツマン定数、 T_s は試料系の温度である。RFコイル両端

に誘起される電圧は、

$$e_s = \omega_0 M B_1 V_s \quad \text{----- (2)}$$

となる。但し、 ω_0 は共鳴角周波数、 B_1 はコイルに電流を1A流したときに測定対象部位に生ずる磁束密度、 V_s は試料の測定対象体積である。また、RFコイル両端に誘起されるノイズの平均電圧は、

$$e_n = \sqrt{\frac{4kT_s R}{T}} \quad \text{----- (3)}$$

と表される⁶⁾。ここで、RはRFコイル系の抵抗成分、Tは磁気共鳴信号受信時間である。従って、

$$\begin{aligned} S/N &= \frac{e_s}{e_n} = \frac{\omega_0 V_n \gamma^2 \hbar^2 I(I+1) B_0}{3kT_s} \cdot \frac{B_1}{\sqrt{4kT_s(1/T)R}} \\ &= \frac{\omega_0^2 V_n \gamma \hbar^2 I(I+1) \sqrt{T}}{6(kT_s)^{3/2}} \cdot \frac{B_1}{\sqrt{R}} \end{aligned} \quad \text{----- (4)}$$

となる⁷⁾。この時のS/Nは、90度パルスにより1回励起された後、横緩和を無視したときのものである。従って、例えばスピンエコー画像の場合、繰返し時間をTR、エコータイムをTE、縦緩和時間を T_1 、横緩和時間を T_2 、位相エンコーディング回数を N_{phase} とすると、各々のピクセル毎に得られるS/Nは、(4)式に

$$\left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}} \cdot \sqrt{N_{phase}} \quad \text{----- (5)}$$

の項が積算されたものとなる。但し、この際(4)式中の V_n は対象ピクセル中の原子核数となり、 B_1 は対象ピクセル位置での B_1 である。

また、スペクトロスコピーの場合など広いROIを対象とすると、そのROI中での B_1 は不均一であることが多いが、その場合(4)式の nB_1 は、

$$\overline{nB_1} = \frac{1}{V_s} \cdot \left| \int_{ROI} n(x, y, z) \cdot \vec{B}_1(x, y, z) dv \right| \quad \text{----- (6)}$$

と、ROI中で B_1 の位相も考慮し体積分されたものが適用され、かつ、(5)式の N_{phase} の代わりにスペクトロスコピー積算回数を入れたものが、

得られる S/N となる。

(4)式において、 B_1 と R 以外は磁気共鳴実験条件により事前に定められるものである。RF コイル系の抵抗成分 R は、被検体、コイル巻き線、コンデンサや基板など整合回路による抵抗成分などの和から成る。また、プリアンプと RF コイルの間は通常 3D-2W などの同軸ケーブルが用いられており、これは非平衡ケーブルである。一方、RF コイルは平衡系である。これらの間の非平衡-平衡変換が不適切な場合、共通モード高周波電流が RF コイルからグランド系へ漏洩するため、RF コイル系の抵抗成分 R が増大する。 R は後述する Q 値測定により各寄与毎に分離して求めることが可能である。一方、コイル巻き線が線状の時、Biot-Savart の法則により B_1 のシミュレーションが可能であるが、コイル巻き線の形状が板状など複雑な形態でシミュレーションが困難な場合でも、後述の方法により B_1 を実測することが可能である。従って、 R 、 B_1 の高周波パラメータを実測し、(4)式を用いることで、S/N を定量的に予測することができる⁸⁾。

B_1 分布が決まると避けることの不可能な被検体による抵抗 (損失) 成分 R_p と、それ以外のコイル巻き線などによる損失 R_0 を用いると (4) 式は、

$$S/N = \frac{\omega_0^2 V_s n \gamma \hbar^2 I(I+1) \sqrt{T}}{6(kT_s)^{3/2}} \cdot \frac{1}{\sqrt{\frac{R_p}{(B_1)^2} + \frac{R_0}{(B_1)^2}}} \quad \text{----- (7)}$$

と書き表される。従って、各損失成分毎に線形的に書き表せる量

$$\frac{R}{(B_1)^2} = \frac{R_p}{(B_1)^2} + \frac{R_0}{(B_1)^2} \quad \text{----- (8)}$$

が S/N を最適化するうえで良い指標となり得る。

被検体による損失 R_p は、ファントムの様に電気的特性が均一な物体については、理論的に求めることができる^{9), 10)}。しかし、生体による R_p

は電気的特性が不均一なために実測により求めるが必要になる。

また、コイル巻き線による損失は、表皮効果のために周波数の $1/2$ 乗で増加する¹⁰⁾。一方、整合回路の損失のうち共振用コンデンサによるものは、カタログ値よりコンデンサの Q 値を知ることができ、 $1/(\omega CQ)$ と計算できる。磁気共鳴に用いられるコンデンサの Q は数千と大きな値であるが、コイル巻き線を単純に直列多巻きにすると巻き線のインダクタンスが増加し、共振キャパシタンスが低下するため、 $1/(\omega CQ)$ は増大するので、共振用コンデンサによる損失が無視し得なくなる。コイル巻き線の巻き数および直列または並列に関しては、以上のことより最適な場合が存在する。

対象および方法

測定を中心周波数は 26MHz とした。これは、臨床用 MRI として普及している装置の磁場強度 1.5T における ^3P の共鳴周波数に相当する。即ち、ここでは、 ^3P のスペクトロスコピー用 RF コイルを想定した実験を行った。

測定系を図 1 に示す。この測定を行うための RF コイルは、同軸ケーブルを接続せずにコイル巻き線に共振用コンデンサを直接接続したものでよい。図 1 に示す様に、2つの小さなピックアップコイルを介して、ネットワークアナライザ (アドバンテスト R3762AH) により、高周波伝送パラメータ S12 を測定¹¹⁾ しながら共振用バリャブルコンデンサ (太陽誘電 CV11A250-3) を調整し、共鳴周波数を 26MHz に合わせた後、その際の Q 値を求めた。 Q 値は次の様に表される。

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{2\pi f_0 L}{R} \quad \text{----- (9)}$$

ここで、 f_0 は共振周波数、 Δf は共振パワースペクトルの半値幅、 L はコイル巻き線のインダクタンス、 R はコイル系の抵抗成分である。ここで、 R はファントムによる損失分 R_p と、それ

以外、主にコイル巻き線による損失 R_0 とからなる。ここでファントム内の液体は、人体腹部と等価の R_p を持った NaCl 水溶液 (0.03mol/kg) を用いた。 Q 値は、ファントムが存在するときの値 Q_p とファントムが存在しないときの値 Q_0 を求めた。各々次の関係がある。

$$Q_p = \frac{2\pi f_0 L}{R_p + R_0} \quad \text{----- (10)}$$

$$Q_0 = \frac{2\pi f_0 L}{R_0} \quad \text{----- (11)}$$

また、コイル巻き線のインダクタンス L は、次の様に求めた。RF コイルの共振条件は、

$$(2\pi f_0)^2 = \frac{1}{LC} \quad \text{----- (12)}$$

なので、共振周波数 f_0 と、共振キャパシタンス C が求まると L が計算されるが、 C には、コイル巻き線とその周辺の物体との間および、コイル巻き線の各部分間の浮遊容量の影響があるうえ、共振用コンデンサとして、可変コンデンサを用いており、可変状態でその容量を正確に求めることは困難である。そこで、容量 C_0 が既知の固定用コンデンサを共振用キャパシタンスに並列に加え、そのときの共振周波数 f' を測定し、次の計算により L を求めた。

$$L = \frac{1}{C_0} \left(\frac{1}{(2\pi f')^2} - \frac{1}{(2\pi f_0)^2} \right) \quad \text{----- (13)}$$

以上の様に、 L 、 Q_p 、 Q_0 を知ることで R_p 、 R_0

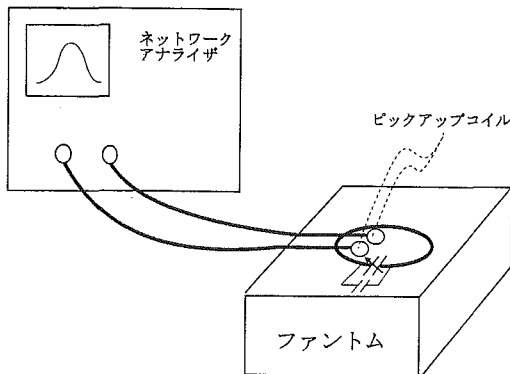


図1 Q測定系

が各々求まる。

対象とする ROI 位置での B_1 は、図2の様な構成により測定した。ここで、ネットワークアナライザにより、ある一定の電力（ここでは、15dBm）を50オームに整合調整した RF コイルに送信し、RF コイルから対象とする ROI 位置と同じ距離に置いたピックアップコイルで発生する高周波磁界を受信し、その強度およびその測定系の Q 値を測定した。この時測定される高周波磁界強度 B_m と、 B_1 との間には、次の関係がある。

$$B_1 = AB_m \sqrt{\frac{\omega_0 L}{QP_0}} \quad \text{----- (14)}$$

Q は、この測定系の Q 値、 P_0 はネットワークアナライザの送信電力、 A は比例係数である。半径 a の円形コイルの中心磁界強度を測定し、その値から(14)式を用いて計算される B_1 が、理論値

$$B_1 = \frac{1}{2a} \quad \text{----- (15)}$$

に一致する様に校正して A を求めた。実験では、 $a=0.068m$ の円形コイルを用いた。

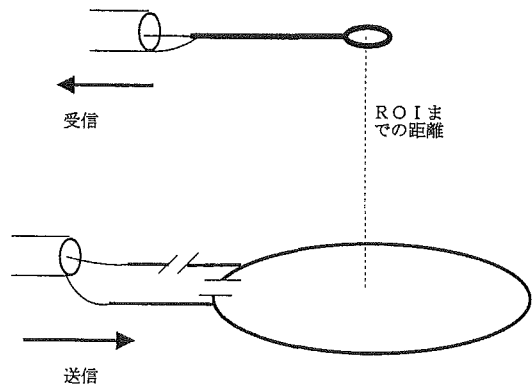


図2 B_1 測定系

次に、人体の体表は平面ではないので、平面以外の例として、図3に示す様に ROI 位置がファントムの角に囲まれる場合について、RF コイルの最適化を調べた。直径の異なる3種類の単純円形コイルと、円形コイルをファントムの角

を囲む様に折り曲げたサイズの異なる 4 種類の折り曲げ型コイルを用いた。単純円形コイルは ROI の上部のファントム表面に置いた。

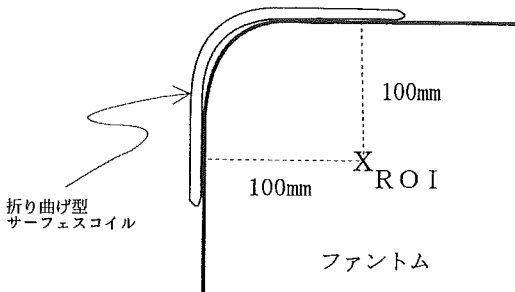


図3 ファントムの角に囲まれた ROI の場合

結 果

図4は、3種類の直径の1ターン円形サーフェスコイルを用いて、人体腹部等価ファントムにおいて、 $R/(B_1)^2$ パラメータを測定した結果である。サーフェスコイルをファントム表面に近づけたとき ($D=0\text{ mm}$)、および、サーフェスコイル直径が ROI とファントム表面との距離に近いとき $R/(B_1)^2$ が低く、S/Nが増加する。ま

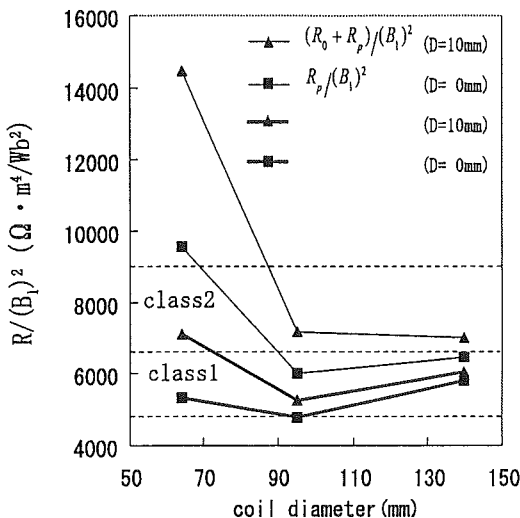


図4 サーマスコイルサイズと $R/(B_1)^2$ ROI とファントム表面の距離は110mm, D はファントム表面とサーフェスコイルとの距離

た、ファントムによるもの以外の損失による $R_0/(B_1)^2$ は、図4において $D=0\text{ mm}$ および $D=10\text{ mm}$ 各々について細線と太線との差になるが、サーフェスコイルサイズが小さくなると急激に増加し、S/Nの低下を招く。

図5は、図3に示した ROI に対し、角を囲む様に折り曲げたサーフェスコイルと円形サーフェスコイルとの $R/(B_1)^2$ の比較を行った結果である。折り曲げ型サーフェスコイルよりも単純な円形サーフェスコイルの方が S/N が向上することが分かる。この時も、円形サーフェスコイルの場合、直径が ROI とファントム表面との距離に近い方が最適なサイズであることが分かる。

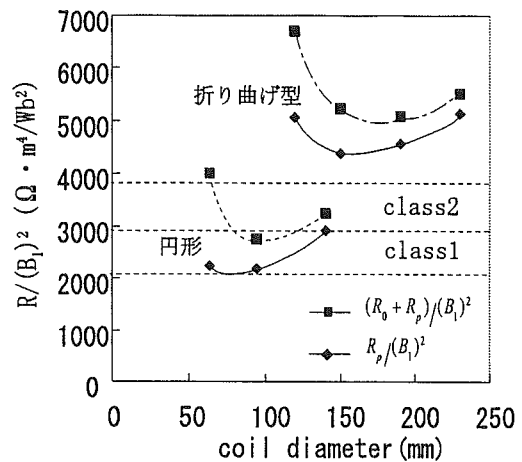


図5 図3の ROI を対象としたときの折り曲げ型サーフェスコイルと円形サーフェスコイルの $R/(B_1)^2$ の比較

考 察

ファントムの様に高周波特性が既知で均一な物体では、 R_p のシミュレーションが可能で、 R_p はコイルにより発生するベクトルポテンシャルの2乗をファントム領域で積分した値に比例する¹⁰⁾。この理論を用いて計算すると $R_p/(B_1)^2$ が最小になるコイル直径は、ROI とコイル表面との距離の0.9倍になるが、ROI とファントム表

面との距離が110mmである図4においても $R_p/(B_1)^2$ が最小になる値が、100mm付近になっていることと良く対応している。一方、実際の被検体の高周波特性はファントムの様に均一ではないのでシミュレーションが困難であるが、本研究で示した方法を用いると、 R_p の実測が可能である。

実際の S/N においては、ファントムによる損失以外の寄与 R_0 を考慮しなければならない。図4において、サーフェスコイルとファントム表面との距離を増すと、ファントム以外による損失の影響 $R_0/(B_1)^2$ は $R_p/(B_1)^2$ に比べ、大きく増加している。このことから S/N を向上させるには、コイルをできるだけファントムに密着させることが有利となる。その際、送受信兼用コイルの場合、送信時の被検体による発熱が問題となるため、コイル近傍の局所比吸収率(SAR)が規制値¹⁰⁾以内になることの確認が必要である。また、送受信分離型のコイルでも送信時における送信コイルと受信コイルの電氣的結合が十分小さくなることおよび、二重三重の安全性を確認することが重要である。

図4を見ると、サーフェスコイルサイズが小さい場合、ファントム以外による損失の影響 $R_0/(B_1)^2$ が急激に増加している。 $R_0/(B_1)^2$ は、RFコイル巻き線によるもの以外に、共振用コンデンサの損失やバラクタ、ピンダイオード、PCB(Printed Circuit Board)などの共振用回路によるものおよび、送信コイルなどをはじめとするRFコイル周辺の金属との高周波電氣的結合によるものからなる。これらの影響は、例えば、RFコイル巻き線によるものは、理論的には超電導RFコイルを作成するとゼロにすることができるなど技術的改善の余地があり得る。しかし、 B_1 分布が決まるとファントム即ち被検体による損失の影響 $R_p/(B_1)^2$ は避けることが不可能なため、この値により、得られる S/N の極限值が決まる。この極限值をもとにRFコイルの S/N を次の様に評価する。15%程度以

上 S/N が異なると画質の違いの認識率が顕著になるため、RFコイルの S/N が極限的 S/N の1/1.15であるRFコイルをclass 1、1/(1.15)²であるRFコイルをclass 2とする。即ちclass 1のRFコイルの S/N は殆ど極限的であるが、class 2のRFコイルの S/N は極限的 S/N に比べその低下が認識し得るものである。図4において密着したサーフェスコイルの場合class 1であるサーフェスコイルサイズは、直径が90~150mm程度であるが、10mmファントム表面より離れたサーフェスコイルにおいては、class 1と成り得るコイルが存在しない。

一方、class 2と成り得るコイルサイズは、密着型サーフェスコイルでは70mm以上で、10mmファントム表面より離れたサーフェスコイルでは90mm以上となり、コイルサイズはROIとファントム表面との距離よりも大きめに作成しても同じclass 2となり、得られる S/N は殆ど変わらない。この様な被検体以外による損失 R_0 が大きなclass 2のRFコイルの場合、class 2と成り得るコイルサイズは範囲が広く、かつ、コイルサイズが大きくなると得られる画像の全体の均一性が向上するため、サーフェスコイルの感度領域はその半径程度という従来のガイドラインが用いられてきた。しかし、技術的改善により R_0 を減少させclass 1と成り得る可能性があるが、class 1の場合、図4の結果を見るとROIとファントム表面との距離110mmに対し、最適なサーフェスコイルの直径は100mm付近であり、従来のガイドラインとは大きく異なる。

また、図3にある様なROI位置の場合、図5から明らかな様にファントムの角を囲む折り曲げ型サーフェスコイルよりも単純な円形サーフェスコイルの方が得られる S/N が有利である。従って、この場合も最適なサーフェスコイルの直径はROIとファントム表面との距離程度であるというルールが成り立つ。

図3の条件は、ROIの位置は人体の肝臓の深部を想定したものである。本研究で用いた共鳴

周波数26MHzは1.5Tの場合の ^3P のものに相当しているので、この時、例えば3 mMのATPが存在する場合、ROIサイズを1 cm²、信号受信時間を100msとし、90度パルスSR法で T_1 、 T_2 の影響を無視すると、400回積算で最適RFコイルによるS/Nは1.6と計算される。従って10程度以上の実用的なS/Nを得るためには、ROIサイズが7 cm²程度以上必要なことがわかり、この想定実験条件での実用的空間分解能を見積もることが可能である。この様に、実験を計画する際に有効なS/Nが得られるか否かを簡単な高周波測定を事前に行うことで判断できる。本研究では共鳴周波数26MHzで実験を行ったが、他の周波数においても同様の評価を行うことが可能で、例えば、 ^{13}C をエンリッチしたグルコースなどをを用いた代謝実験¹⁰⁾の応用の妥当性を、高価な ^{13}C をラベルした物質を用いることなく、事前に知り得る。また、逆に、実際の測定の際得られる信号強度から対象とする物質の濃度の測定も可能となる⁸⁾。

従来のRFコイルの最適化においては、コイル形状、サイズなどを変えた各種類のRFコイルを作成し、実際に信号を受信し得られる画像、若しくは信号強度を比較しながら最適化を行っている。この場合、前述の平衡-非平衡調整など、コイル形状、サイズ以外の要因の影響を注意深く取り扱わなければならない、かつ、撮像可能なコイルを多数作成する必要がある。この様に従来の最適化は困難であるうえに、S/Nの定量的評価法がないために、得られるS/Nが妥当なものであるか否か判断することが不可能であった。しかし、本研究の方法により、Q値など高周波特性を簡単に測定するだけで、RFコイルを最適化することができ、また、予測されるS/Nを定量的に見積もれることで、実際に得られるS/Nの妥当性を判断できる。

脊椎イメージングなど広いROIを対象とする場合、直交する2つの高周波信号成分を検出するquadrature型サーフェスコイルを組み合わせ

せたアレイコイル¹⁰⁾がS/N上最も有利となっている。この技術は、より複雑な形状のサーフェスコイルの組み合わせから成っており、体表からのある位置での各サーフェスコイルによるS/Nの最適化が基本となり、高周波特性が複雑な生体の場合、特に生体の R_p を実測する本研究の方法が有効になる。

結 語

RFコイルの高周波特性をネットワークアナライザにより簡単に測定するだけで測定対象に最適なRFコイルを設計する方法およびS/Nを予測する方法を確立した。このことにより、最近必須となりつつあるカスタムデザインRFコイル¹¹⁾などイメージングのみならずスペクトロスコピーなど広い研究対象に応じたRFコイルの最適設計が可能となった。

謝 辞

本研究に関する研究設備調達に際し、山口教授（本学診療放射線技術学科）に多大なるご支援をいただいた。記して深甚なる謝意を表したい。

本研究は本短期大学の平成6年度研究助成金の援助を得て行われたものである。

引用文献

- 1) P. B. Romer, W. A. Edelstein, C. E. Hayes, et al.: The NMR Phased Array, Magn. Reson. Med. 16: 192-225, 1990.
- 2) C. E. Hayes, N. Hattis and P. B. Romer: Volume Imaging with MR Phased Arrays, Magn. Reson. Med. 18: 309-319, 1991.
- 3) S. Ogawa, D. W. Tank, R. Menon, et al.: Intrinsic Signal Changes Accompanying Sensory Stimulation: Functional Brain Mapping with Magnetic Resonance Imaging, Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 89: 5951-5955, 1992.
- 4) US Asia Instrument: MRI RF Coils, Diag-

- nostic Imaging, 17(5) : 71, 1995.
- 5) A. Abragam : Principles of Nuclear Magnetism, 1-2, 1961, Oxford University Press, New York.
 - 6) 久保亮五, 長倉三郎, 井口洋夫, 他 : 熱雑音, 理化学辞典, 951, 1987, 岩波書店, 東京.
 - 7) T. Yamamoto, S. Yamai, N. Iriguchi, et al. : An Estimation for the S/N of a Coil, Abstracts of Soc. Mag. Reson. Med. 5th Annual Meeting, 1 : 211, 1986.
 - 8) 山本 徹 : 原子核数測定法. 特許公報, : 特公平 04-003217, 1992.
 - 9) D. I. Hoult and P. C. Lauterbur : The Sensitivity of the Zeugmatographic Experiment Involving Human Samples, J. Magn. Reson. 34 : 425-433, 1979.
 - 10) W. A. Edelstein, T. H. Foster and J. F. Schenck : The Relative Sensitivity of Surface Coils to Deep Lying Tissues, Abstracts of Soc. Mag. Reson. Med. 5th Annual Meeting, : 964, 1985.
 - 11) D. I. Hoult : The NMR Receiver : A Description and Analysis of Design, Progress in NMR Spectroscopy. 12 : 41-77, 1978.
 - 12) D. I. Hoult and R. E. Richards : The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment, J. Magn. Reson. 24 : 71-85, 1976.
 - 13) 舘野之男, 遠藤真広, 亀井裕孟, 他 : 法規 (安全性), MR 入門講座テキスト (第3版), 459-470, 1990, 日本磁気共鳴医学会, 東京.
 - 14) R. G. Shulman, T. R. Brown, K. Ugurbil, et al. : Cellular Applications of ^{31}P and ^{13}C Nuclear Magnetic Resonance, Science 205 : 160-166, 1979.
 - 15) C. E. Hayes and P. B. Romer : Noise Correlations in Data Simultaneously Acquired from Multiple Surface Coil Arrays, Magn. Reson. Med. 16 : 181-191, 1990.