

<目的>

RF コイルあるいは MRI システムの感度評価には日常的に基準ファントムの画素値を背景ノイズで正規化した SNR がしばしば用いられる。ところが、MRI 信号値を独自の基準値で規格化してしまった瞬間に、信号値は絶対的な基準を失い、横断的な比較研究等に用いることが困難になってしまう。それだけでなく、割り算の分母として使用するノイズに、MRI システムのダイナミックレンジの下限を間違えて用いてしまった場合では、算出された SNR という値そのものが言わばまったく価値がなくなってしまう。特に感度が良好な高磁場装置で比較的体積の大きな (~数百 cc) 信号基準ファントムを使用するときには熱雑音が見えていない場合が疑われ、SNR ではコイル感度の評価ができない場合がある。

以上の状況を踏まえ、時間領域信号 [FID 他] において、**受信信号強度 S [dBm] に着目して RF コイルの感度を物理値 [dBm/cc] として計測する方法**を検討したので結果を報告する。この手法によって計測した値は、RF コイルの形状、静磁場強度、NMR 核種が異なっても使用できる。また、熱雑音との相対位置も明確になるので、撮像シーケンスを有効に選択する指針を得ることができる。

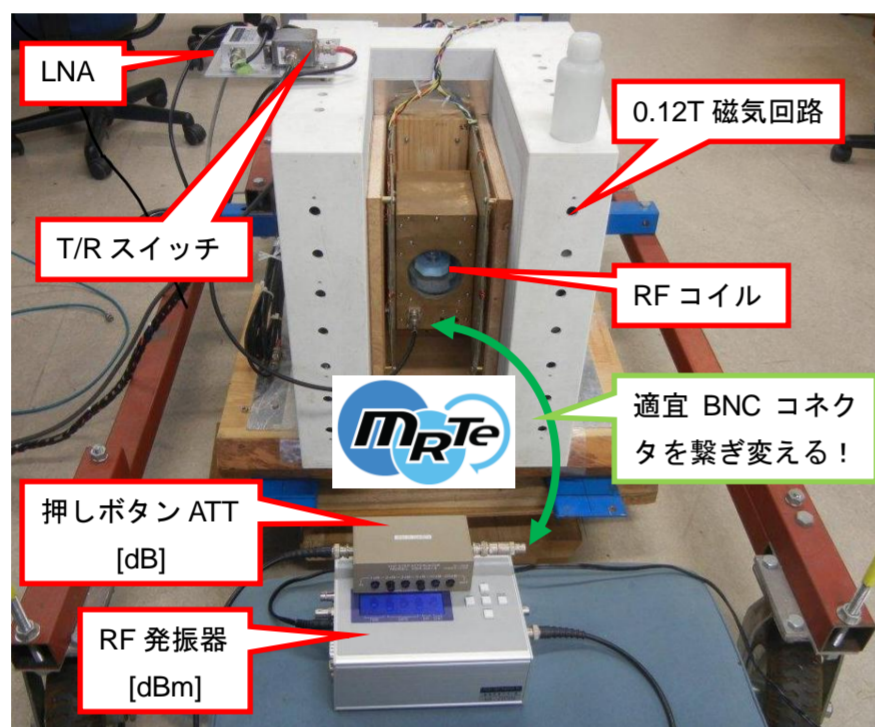


Fig. 1. 永久磁石式 0.12T-MRI の RF コイルの感度 [dBm/cc] を実測している実験

<RF コイルの感度計測に必要な道具>

RF コイルの感度計測に必要なものは、(1) 感度計測を行いたい RF コイル、(2) MRI システム、(3) 精製水 1cc (適宜増減可能) を入れた小ボトル、(4) 汎用 RF 発振器、(5) RF 用押しボタン ATT、(6) 多重シールドの同軸ケーブル、である。

<評価実験>

5 台の MRI システムで各 RF コイルの感度を横断的に評価する実験を行った。静磁場磁石として 0.12T/17cm (Fig. 1), 0.2T/16cm, 0.3T/80mm, 1.0T/90mm の永久磁石磁気回路 (NEOMAX 社製) と、4.7T/89mmφ の超伝導磁石 (Oxford 社製) を装備した、コンパクト MRI システム (自社製) を使用した。Table 1 に示すように、RF コイルは各磁石につき種類のソレノイドコイルを (内径 50mmφ, 44mmφ, 34mmφ, 36mmφ, および 27mmφ) 準備した (筑波大学巨瀬研の御好意による)。

MRI コンソールは受信ゲインを手動設定できる自社製 (DTRX4/DTRX5) のものを用いた。基準 NMR 信号源としてプラスチック容器に封じた 1 cc の精製水を使用した。NMR 信号強度 [dBm/cc] を直接比較する基準 RF 信号源として、汎用 RF 発振器 (DST 社製 FireFox_GPS) と押しボタン ATT を用いた。

Table 1. 実験に用いた磁石の静磁場強度と RF コイル直径 (ソレノイド)

磁石	0.12T	0.2T	0.3T	1.0T	4.7T
コイル直径	50 mmφ	44 mmφ	34 mmφ	36 mmφ	27 mmφ

・ RF コイル感度 [dBm] 測定方法

(い) 各 MRI システム (各 B_0 磁場強度) において精製水 1cc の FID 信号 (TR=10 秒) を取得して、受信信号をスペクトロメータ上のオシロスコープで確認して強度 V_{nmr} [V] を記録する。この際、NMR 信号が MRI システムの受信レンジの 25% もしくは 50% 程度になるように受信ゲインを調整する。もし信号強度が小さい場合は精製水の量を計測して事前に増やしておく。逆の場合では量を減らす。

(ろ) ここで NMR 信号の計測を一旦停止 [Pause] して、RF 電力送信機の電源のみを手動で止める。後の工程で、RF 電力送信機についてのハードウェアエラーが出る場合は、RF 電力送信機の電源を OFF にできない代替として出力にダミーロードを接続し、MRI システムのインターロックを回避するよう工夫する。

(は) RF コイルと T/R スイッチ (T 型回路等) を接続しているコネクタを取り外し、

既述 RF 発振器を押しボタン ATT 経由で T/R スイッチに接続する。このとき、RF 発振器のレベルは -100 [dBm] 程度から慎重に増加させていく。

(に) MRI システムの信号計測を再開して、あたかも NMR 信号を受信するが如く、RF 発振器からの正弦波をオシロスコープ上で確認する。

(ほ) Fig. 2 に示すように基準 RF 信号波形の強度をオシロスコープ上で見ながら、RF 発振器からの出力強度 [dBm] を外部 ATT 等で上述 (い) に等しくなるように微調整して、FID 信号の絶対強度 [dBm/cc] を調べる。もし精製水の量を増やしていた場合は、計測値を [dB] 換算で引き算する。

(へ) RF 発振器と押しボタン ATT の値を読んで、精製水体積 [cc] で規格化すると、**この読み値 [dBm/cc] が RF コイル感度である。**

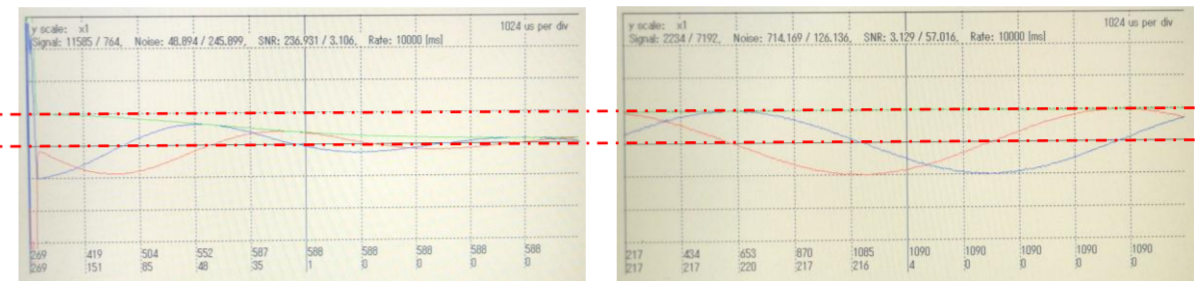


Fig. 2. 精製水の FID 信号 (左) とその最大振幅に合致した RF 発振器の信号 [dBm]

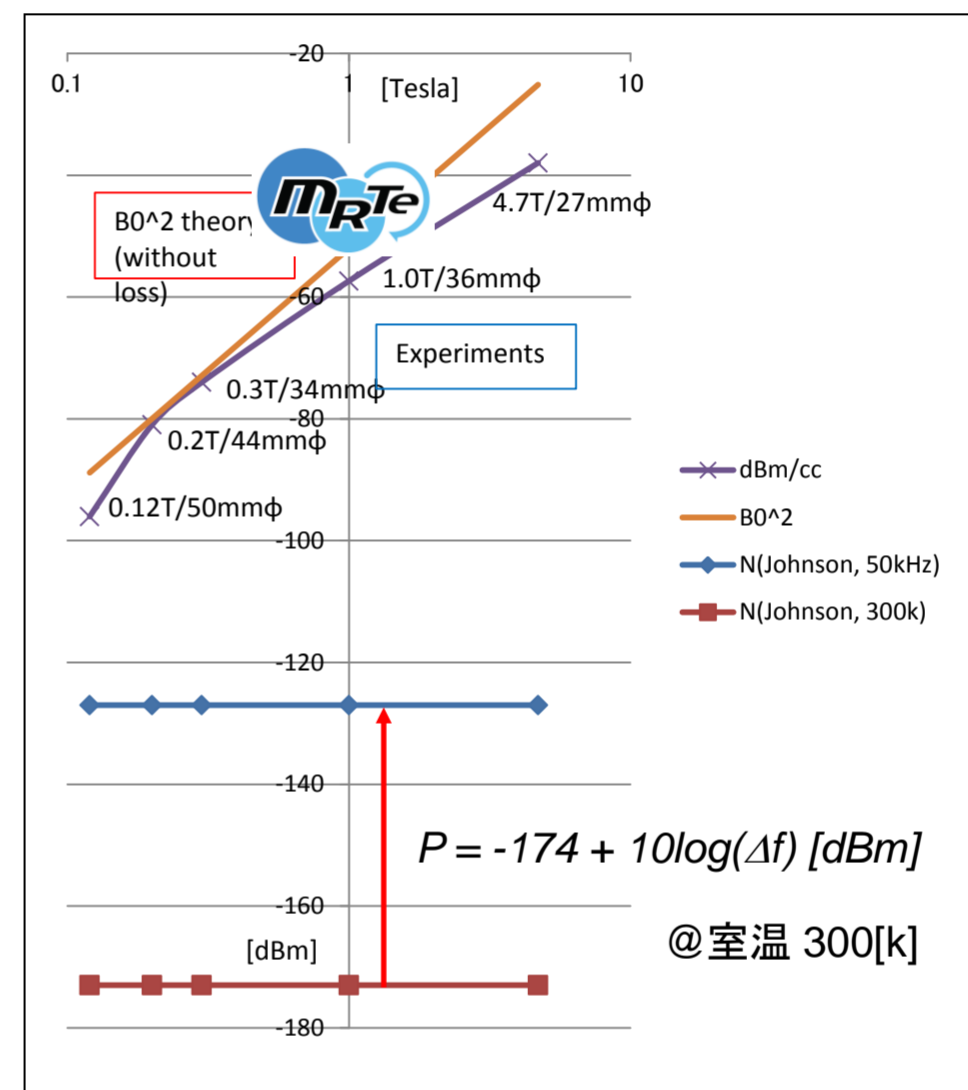


Fig. 3. 磁場強度横断的に取得したコイル感度 [dBm/cc] と熱雑音レベル

<実験結果と考察>

Fig. 3 は実験で得られた数値を、両対数グラフの横軸に B_0 [T]、縦軸を NMR 信号強度 [dBm/cc] としてプロットしたものである。36mmφ コイル [1T 用] の絶対感度は -57.4 [dBm/cc] であった。50kHz でサンプリングした場合の熱雑音 (推定位置) は -127 [dBm] であった。また、静磁場強度を横断した場合の傾きはおおよそ $B_0^{1.55}$ に比例した。五つの RF コイル特性は近いので感度を直接比較してみると、高磁場側で信号強度が B_0^2 (信号強度 = 静磁場強度 × 歳差運動周波数に比例するという定式) から外れる傾向が見られた。

<結語>

飽和していない精製水 [1cc] の FID 信号強度を用いて、RF コイルの感度を [dBm/cc] で記述することができた。この結果より、複数の MR システムを横断的に評価することが確認できた。また、**MRI 被写体そのものの信号強度 [dBm] を測定すれば、k-power-plot を見ながら MRI システムのダイナミックレンジに合致させていくことで、高空間分解能撮像を有効におこなうことができる。** 現在、画像領域での画素値の絶対値化 [dBm/Hz] に取り組んでいる。

<参考文献>

第 39 回日本磁気共鳴医学会大会 小動物イメージングスタディグループ発表資料 拝師智之

