

1. MRIの技術進歩で変わる臨床の今と未来

1) 高磁場MRIにおける高性能RFコイルがもたらす臨床的有用性と今後の展望

金子 幸生*1/大竹 陽介*1, 2/尾藤 良孝*2

*1 (株) 日立製作所研究開発グループ *2 (株) 日立製作所ヘルスケアビジネスユニット

MRI装置において、画像診断能の向上をめざして、これまでさまざまな観点で技術開発がされてきた。ハードウェアの観点での技術開発の一つとして、MRI装置の高磁場化が挙げられる。1.5Tから3Tといった高磁場化に伴い、生体内のプロトンからの信号強度が大きくなり、信号雑音比 (signal to noise ratio : SNR) が向上するという大きな利点がある。これにより、3T装置は、1.5T以下の装置と比べてより高画質な画像を取得できるポテンシャルを持ち、主に、頭部撮像においては3T装置開発当初から高画質な画像の取得が実現され、高い評価を得ていた。

その一方で、腹部撮像においては、当初十分な画質を得ることができなかった。その原因の一つとして、照射ラジオ波 (radio frequency : RF) の空間分布の不均一が挙げられる。プロトンを励起するためには、生体に向けてRFを照射する必要があるが、3T装置では、使用するRF周波数が1.5T装置の64MHzから128MHzと2倍となり、RFの波長が半分に短くなる (128MHzのRFの生体内での波長は約30cmとなる)。これに伴い、腹部のスケールとRFの波長が同程度のスケールとなり、1.5Tと比べて照射RFの空間分布の不均一が生じやすくなる。この不均一によりRFの照射ムラが生じ、正確なプロトン励起ができず、画質が低下するといった課題が生じた。

また、励起されたプロトンからの磁気共鳴信号を受信するために体表に受信RFコイルを配置するが、高磁場化に伴うRFの高周波数化により、受信RFコイルの信号

受信感度が被写体内の場所ごとで大きく変化する。被写体内全体にわたって高いSNRを得るためには、受信RFコイルの設計の工夫が必要となる。

上述したRFに関連する課題を解決すべく、これまで照射RFコイルおよび受信RFコイルの工夫がなされてきた。本稿では、高磁場MRIにおけるこれまでの開発技術のうち、ハードウェアに焦点を絞り、高性能RFコイル (照射RFコイル・受信RFコイル) に関連する技術を中心に紹介する。

照射RFコイル

MRI装置では、RF照射によって回転磁界 B_1 を生成し、プロトンを励起することで体内から信号を得ることができる。しかし、先に述べたように、腹部領域内において B_1 の空間分布の不均一 (以下、 B_1 不均一) が生じることにより、画像の輝度ムラが生じやすくなる。ここでは、3T装置による腹部撮像において、 B_1 不均一を低減するために現在広く使用されているRFシミング技術¹⁾について紹介

する。

RFシミングとは、複数のチャンネル (以下、ch) を持つ照射RFコイルに対して、 B_1 不均一をできるだけ低減できるように、各chに与える照射RFの波形パラメータ (振幅と位相) を調整する手法である。図1に、RFシミングの概略図を示す。図1 aのように、複数の給電ポート (port) に対して振幅や位相の異なるRF波形を送信する。RF波形の決め方の例としては、最適化したい関数を目的関数 (f) と置き、fを最小とするような最適化問題を解く。均一化したい領域を関心領域 (region of interest : ROI) として設定し、ROI内における B_1 不均一度を表すような指標を定義する。指標の一例としては、ROI内の B_1 の標準偏差を、 B_1 の平均値で除した値 (以下、 U_{SD}) がある。 U_{SD} を最小化するような最適化を行うことによって、 B_1 不均一低減に最適なRFの波形パラメータを求める。このように決められたRF波形を照射RFコイルの各chに送信し、RF照射することにより、図1 bのように、

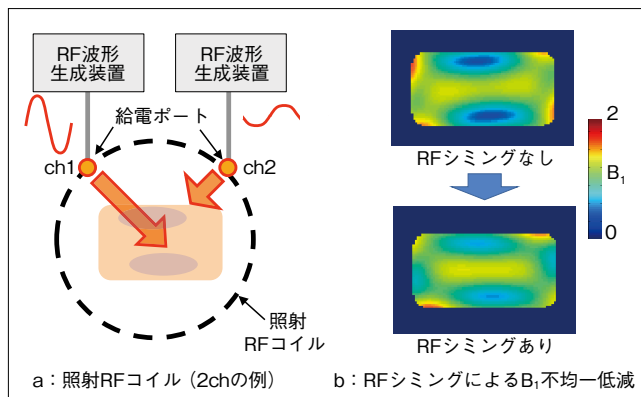


図1 RFシミング概略図