

○平成30年度奨励研究

「磁気共鳴画像診断装置の新たな品質管理システムの開発」

放射線技術科学科学科 准教授 石森 佳幸

1. 研究目的

磁気共鳴画像診断(MRI)装置の性能を維持管理するために、JIS規格などで提唱されている測定項目がいくつかある¹⁾。しかし、それらは測定手順が煩雑で日常点検で実施するのは困難なため、ほとんどの医療機関においてユーザー点検はsignal to noise ratio(SNR)測定しか行われていない。そこで本研究では、MRI固有の装置性能をユーザーが日常的に評価可能な方法を開発し、MRI装置の品質管理の普及を目的とする。

MRIでは静磁場、radio frequency(RF)磁場、傾斜磁場の3つの磁場の組み合わせで信号を観測しているので、3磁場の性能を評価する3項目に絞って装置の基本性能を捉えたほうが合理的である。3項目を同時に評価するのは困難なため、本研究では静磁場とRF磁場の均一性評価が一つのファントムでできる手法の開発を行う。

2. 研究方法

Gradient echo(GRE)法では、水と油が1ピクセル内に存在すると高信号となるecho time(TE)(in phase)と低信号となるTE(opposed phase)が周期的に現れ、この周期は静磁場強度によって決まっており計算により求めることができる。そこで静磁場均一性評価は、その理論値と実際の高信号・低信号のタイミングのずれを磁場強度のずれに換算して求めた。複数TE画像の信号強度変化に対し T_2^* 減衰の補正を行い、正弦波関数へのカーブフィッティングを行って共鳴周波数をピクセルごと算出した。ファントムは1.5mM硫酸銅水溶液1Lあたりに2-エチルヘキシルスルホホコはく酸ナトリウム15gを溶解し、これにシリコンオイル(信越シリコン、KF96-1-50)を混合したゲルを直径20cmのアクリル球容器に封入して使用した²⁾。これをMRI装置の磁場中心に配置し、理論値のin phase TE, opposed TE, 両者の中間TEを最短値から選択して、最大18TEの画像を取得した。得られた画像を用いてファントム内全ピクセルの共鳴周波数を算出し、その標準偏差(SD ν_0)を静磁場均一性の指標とした。計算に用いるTEの数とSD ν_0 との関係を測定し、安定した計測ができる最少TE数を検討し最適測定条件とした。この条件下において、ファントムを磁場中心と静磁場方向に80mm移動した位置での結果を比較し、SD ν_0 が静磁場均一性を反映しているかを検証した。さらに従来法として1.5mM硫酸銅水溶液を同型の容器に封入したファントムを用いて位相差法³⁾により求めた静磁場均一性の値と比較した。撮像条件は2D GRE, repetition time(TR) = 205ms, TE = 5.5~24.6ms, flip angle(FA) = 45 degree, number of excitation(NEX) = 1, field of view(FOV) = 300mm, matrix = 64×64, number of slice = 9で行った。

前実験で作成した水・油混合ファントムは、in phase TEで画像を取得すれば両者の混在を気にすることなく均一な画像を取得できるので、RF磁場の評価にもこのファントムをそのまま使用した。in phase TEでFAを変えた2種類の画像を取得し、ファントム内に実際に浸透したFA分布をdouble angle method (DAM)⁴⁾により評価した。ファントム内全ピクセルのFAの標準偏差(SD $_{FA}$)をRF磁場均一性の指標とし、ファントムを静磁場中心に置いた時と静磁場方向に80mm移動した位置での結果を比較し、SD $_{FA}$ がRF磁場均一性を反映しているかを検証した。さらに硫酸銅水溶液のみを使用したファントムでの結果と比較した。撮像条件は前実験と同じパルスシーケンスを用い、TR = 2000ms, TE = 9ms, FA = 45, 90deg.とし、その他の条件は前実験と同じにした。

全ての実験は1.5T MRI装置 (Canon Medical Systems, Excelart Vantage) を使用し、画像解析にはimageJ (National Institute of Health) を使用した。

3. 研究結果

静磁場均一性測定に用いる画像数が少ない場合はSD ν_0 が大きな値を示し、静磁場中心とoff center位置での差も見られなかった。5つ以上のTEで撮像した画像を用いることでSD ν_0 は2MHz以下の値で大きな変化は見られなかった。またその条件下では磁場中心とoff center位置とでの測定値に一定の差が認められた。

図1に本研究で提案した手法と従来法(位相差)による共鳴周波数マップを示す。両手法とも面内の共鳴周波数の不均一が観察され、ファントムをoff center位置にすると不均一が増大した。

図2に本研究で提案したファントムと従来法(CuSO₄溶液)によるFAマップを示す。両手法とも面内のFAの不均一が観察され、ファントムをoff center位置にすると不均一が増大した。

表に各測定法における各位置でのSD ν_0 , SD $_{FA}$ の値を示す。提案法は従来法と比べ測定値は異なるものの、off center位置では静磁場、RF磁場の不均一を反映して各値が大きくなった。

4. 考察(結論)

静磁場均一性の指標とする SD_{ν_0} は、提案法では従来法の 10^5 倍程度の値を示した。これは複数画像を使用したカーブフィッティングでは計算の脆弱性があり誤差が大きいことが要因と考えられる。またファントム素材の T_2^* 値が従来法より短いため、観察される周波数帯域が広がってしまうことも要因と考えられる。しかしoff center位置では静磁場不均一を反映して SD_{ν_0} の値も大きくなることから、日常点検として均一性管理の指標に用いることは可能である。現在、静磁場均一性は信号スペクトルの半値幅や撮像領域内の位相分布によって評価する方法が規格化されているが、特別な設備やソフトウェアを要するため現実にはユーザーが実施することができない。提案法はどの装置でも実装されている撮像法でTEを変えた5枚の画像を取得するだけで簡便に実施できる。

RF磁場均一性の指標とする SD_{FA} は、提案法では従来に比べ小さな値を示した。これはファントム素材の T_1 , T_2^* 値が異なることに加え、電気伝導率、誘電率が異なる事が要因と考えられる。しかしこれもoff center位置ではRF磁場不均一を反映して大きな値が観察され、均一性管理の指標に用いることは可能である。この方法もどの装置にも実装済みの撮像法を用いているので、ユーザーは2枚の画像を取得するだけでRF磁場分布を得ることができる。

提案法は従来法との相関は乏しいものの、静磁場、RF磁場の均一性を同一のファントムについて、TEやFAを変えた画像7枚を撮像するだけで測定可能であり、日常点検として簡便に実施可能である。

5. 成果の発表(学会・論文等, 予定を含む)

- 1) 石森佳幸, 門間正彦, 赤津敏哉, 鈴木康平. QCとしての簡易的なB0, B1均一性測定法の提案. 日本放射線技術学会第75回総会学術大会. 2019年4月. 横浜.
- 2) 鈴木康平, 石森佳幸, 門間正彦, 赤津敏哉. GRE系シーケンスを用いたflip angle map取得の高速化. 日本放射線技術学誌. (投稿準備中)

6. 参考文献

- 1) 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法—第1部:総則, 磁気共鳴画像診断装置—第1部:基本画質パラメータの決定方法. 日本規格協会. JISハンドブック77医用放射線. 2012;1748-1757, 2232-2279.
- 2) Roe JE, et al. Prentice WE, Hornak JP. A multipurpose MRI phantom based on a reverse micelle solution. Magn Reson Med. 1996; 35(1); 136-141.
- 3) Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, Gao JH, Roby JW 3rd. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. Med Phys. 2006; 33(11); 4299-4306.
- 4) Stollberger R, Wach P. Imaging of the active B1 field in vivo. Magn Reson Med. 1996; 35(2); 246-251.

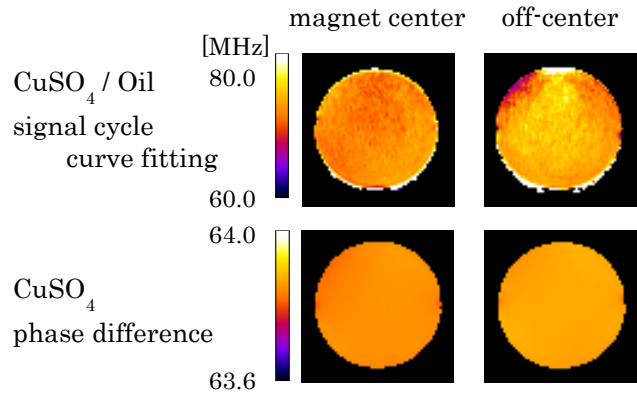


図1 共鳴周波数 (ν) マップ

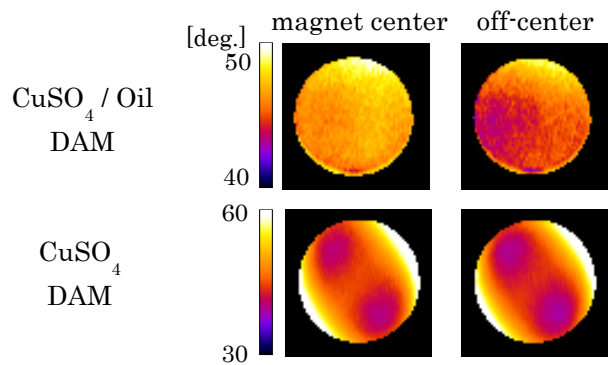


図2 FAマップ

表 SD_{ν_0} , SD_{FA} の測定結果

		magnet center	Off center
SD_{ν_0}	CuSO ₄ / Oil (signal cycle) [MHz]	1.40	1.80
	CuSO ₄ (phase difference) [Hz]	10.52	16.86
SD_{FA}	CuSO ₄ / Oil [deg.]	1.70	3.72
	CuSO ₄ [deg.]	5.82	6.96