MRIにおける装置の出力変動の検討

正員 板垣 秀信 (三菱電機)

正員 山田 忠利 (三菱電機)

正員 依田 潔 (三菱電機)

正員 藤村 哲 (三菱電機)

1. ま え が き

MRI装置はX線CT装置と異なり、無侵襲で生化学的情報をも映像化できる特徴があるため、医用診断装置として設置される台数が急速に延びている。また近年では、プロトン密度あるいは緩和時間の情報ばかりではなく、ケミカルシフトや流速の情報も映像化でき、更に超電導マグネットを利用した高磁界化によりイメージングとスペクトロスコピーを兼用できるようになっている。MRIは現在まだ進歩中の技術であるため、今後もソフトウェアの発展により新しい応用が出現すると思われる。

ハードウェアの面から、NMR画像の S/N を向上させるための雑音低減の技術改良を雑音源別に見てみると、次の三項目が考えられる。

(i) 装置の出力の設定値からの変動によって生じる雑音

(ii) 高周波磁界系(RFコイル、増幅器など)から発生する雑音

(iii) 外部から侵入してくる雑音

これらのうち、(ii)高周波磁界系の雑音と(iii)外来雑音に関しては、既に装置の改良による雑音低減の報告がなされている⁽¹⁾⁽²⁾。ところが、(i)装置の出力の設定値からの変動によって生じる雑音に関しては、あまり報告されていない。この(i)による雑音が支配的な場合に、(ii)、(iii)による雑音低減対策だけではNMR画像の S/N を向上させることはできない。

本論文の目的は、(i)装置の出力の設定値からの変動によって生じる雑音の低減をシミュレーションによって解明し、この雑音を十分小さく抑えることができる装置の出力の変動の許容範囲を示すことである。

具体的には、MRI装置の設定値からの変動によってNMR画像上に生じるアーチファクトと呼ばれる偽像が発生することを明らかにし、それをシミュレーションにより求める。そして、このアーチファクトを雑音とみなしてNMR画像の S/N を算出し、画像の S/N で40 dB以上を確保できるようなMRI装置の設定値からの変動の許容範囲を示すことである。これまでは、実際のイメージング経験からハードウェアの設定値からの変動の許容範囲を決めているだけであり、この許容範囲についての定量的な報告は見られない。本論文では、装置の設定値からの変動の許容範囲を定量的に示す。なお、本論文で扱う変動は装置回路の不安定性に起因するような不規則に出現するものであり、(1)受信系の位相変動、(2)NMR信号の出現時間の変動、(3)位相エンコード変化量の変動の三項目である。最初に、これら三項目それぞれに対して生じるアーチファクトについて論じ、次にこれらが同時に発生したとき生じるアーチファクトについて論じる。

2. MRI装置の構成とイメージング法

MRI装置の構成を図1に示す。また、イメージングのためのパルスシーケンスを図2に示す。このパルスシーケンスはフーリエ変換イメージング法⁽³⁾と呼ばれているものの变形であり、商用のMRI装置のイメージング法の主流になっている⁽³⁾。

簡単にこのイメージング法について説明する。まず、 z 軸方向の傾斜磁界 G_z の存在下で帯域制限された $90^\circ RF$ (Radio Frequency) パルスを印加して所望の z 軸に垂直な断層内の核スピンを励起する。時間 t_1 後に $180^\circ RF$ パルスを印加することにより、更に時

An Evaluation of Output Fluctuations in MRI Equipment. By Hidenobu Itagaki, Member, Tadatashi Yamada, Member, Kiyoshi Yoda, Member, Satoshi Fujimura, Member (Mitsubishi Electric Corp.)

板垣秀信：正員，三菱電機(株)中央研究所

山田忠利：正員，三菱電機(株)中央研究所

依田 潔：正員，三菱電機(株)中央研究所

藤村 哲：正員，三菱電機(株)中央研究所

図 1 MRI 装置構成の構成図
Fig. 1. MRI system block diagram.

図 2 イメージングのパルスシーケンス
Fig. 2. Pulse sequence for Fourier imaging.

間 t_2 後に NMR 信号 (スピネコー⁽⁴⁾ 信号) を発生させる。この NMR 信号をサンプリング期間 t の間サンプリングし、データとして取得する。このとき NMR 画像に x, y 方向の二次元情報を与えるため、周波数エンコード磁界 G_x と位相エンコード磁界 G_y が、それぞれ用いられる。 G_y を所定回数変化させた NMR 信号を二次元フーリエ変換することにより、NMR 画像が形成される。

3. シミュレーション方法

本論文でのシミュレーション実験は次の三項目について行った。

- (i) 受信系の位相変動
- (ii) NMR 信号の出現時間変動
- (iii) 位相エンコード変化量の変動

表 1 アーチファクトを生じる出力変動の原因
Table 1. Causes of output fluctuation.

アーチファクトの要因	出力変動の原因
1) 受信系の位相変動	・位相検波器の参照信号の不連続性
2) NMR 信号の出現時間変動	・傾斜磁界の積分値の変動 ・A/D変換器のサンプリング開始時間の変動
3) 位相エンコード変化量の変動	・傾斜磁界の積分値の変動

表 1 にこれらの変動原因として考えられるものを示す。同表では、これら (i) ~ (iii) の変動を NMR 画像に出現するアーチファクトの要因として、それら個々の変動を生じさせる装置の出力の設定値からの変動の原因を示した。以下、装置の出力の設定値からの変動という意味で装置の出力変動と記す。(i) の受信系の位相変動は、マルチスライス撮像⁽⁵⁾ を行うときに、位相検波器の参照信号の周波数を変化させることによって、参照信号の連続性が失われることから生じる。(ii) の NMR 信号の出現時間変動は、周波数エンコード磁界 G_x の立上り変動により、180° RF パルスからエコー信号のピークが出現するまでの時間 t_2 が変動するために生じる。更に、この (ii) の場合、AD 変換器でサンプリング期間 t の間サンプリングするが、その開始時間が変動することによっても発生する。(iii) の位相エンコード変化量の変動は、位相エンコード傾斜磁界 G_y の積分値が傾斜磁界電源の出力変動により設定値どおりにならないことから生じる。

図 3 にシミュレーション実験の手順を示す。同図に示すように、上記三項目の変動量の最大値の絶対値を Δ としたとき装置の出力変動は、 $\pm \Delta$ の範囲でランダムになると仮定した場合に得られる NMR 信号を生成する。そして NMR 画像を構成して、理想画像からの変化分である画像の雑音の標準偏差 σ_0 の 2 倍を生じた雑音として画像の S/N を求める。これを同じ Δ に対して 10 回繰返して、その Δ に対する画像の S/N の平均値 M_1 と標準偏差 σ_1 を求める。次に Δ を変えて同様にシミュレーションを行い、各 Δ に対して $M_1 - 2\sigma_1$ の点をグラフにプロットして、画像の S/N が 40 dB のラインと交差する点から装置の出力変動の許容範囲を求める。

ここで、標準偏差 σ_0, σ_1 の 2 倍をそれぞれ雑音の規準にした理由は、前記三項目の装置の出力変動の要因が同時に起こった場合にも、画像の S/N を 40 dB 以上にするのできる装置の出力変動の許容範囲を求めることが目的であるので、個々の変動要因だけによる雑音を厳しく押える必要があるからである。また、

図 3 シミュレーション法の流れ図
Fig. 3. Flow of the simulation method.

それぞれの Δ に対して σ_1 の算出を 10 回のシミュレーションから行っているが、後述の図で $M_1 - 2\sigma_1$ の線と $M_1 + 2\sigma_1$ の線との差 $4\sigma_1$ の値は、各 Δ に対してあまり変化しないことから 10 回でも大きな誤差を示さないと言える。

次に、本シミュレーションでのファントム像を以下に示す。

(1) ファントム像 一辺 22.4 cm の正方形で視野の中心に位置する。ファントム内の核スピンの横緩和時間 T_2 は観測時間に比べて十分長いとして省略する。周波数エンコード磁界強度 G_x は $G_x = 0.5$ G/cm, サンプリング周波数 f_s は $f_s = 150$ kHz, 取得データマトリックスサイズは 256×256 である。

(2) ファントム像を構成するための基本演算
次式で表される二次元フーリエ変換と絶対値演算である。

$$G(k, l) = \left| \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{M-1} g(n, m) \exp(-j2\pi nk/N) \times \exp(-j2\pi ml/M) \right| \dots (1)$$

ここで、 G : 構成された NMR 画像の入るマトリックス、 g : NMR 信号が入る複素二次元マトリックス、 N : 位相エンコード方向のデータ数で 256 に設定、 M : 周波数エンコード方向で 256 に設定

このファントム像を図 4 に示す。この写真は装置の出

図 4 装置変動がないときのファントム像
Fig. 4. Original image of the phantom without output fluctuation.

力変動がないときの理想的な画像であり、水平方向が周波数エンコード方向、垂直方向が位相エンコード方向にそれぞれ対応している。なお、NMR 信号の出現を有限時間内に限定することによって生じるギブス現象⁽⁶⁾を低減するためにハニングウィンドをかけた。

4. シミュレーション実験

〈4・1〉 受信系の位相変動による影響 最大誤差量を Δ_θ (°) とすると、このとき得られる NMR 信号 $g_\theta(n, m)$ は (1) 式の $g(n, m)$ から

$$g_\theta(n, m) = g(n, m) \exp(j\theta) \dots (2)$$

$$\theta = \{(RND) \times 2 - 1\} \Delta_\theta \dots (3)$$

と表される。ここで、 $(RND)_n$ は n に対して、0 から 1 の範囲の乱数を発生する関数である。

図 5(a) にアーチファクトの様子を示す。同図では、アーチファクトを強調するため $\Delta_\theta = 10^\circ$ の場合を示した。(b) 図に最大受信位相変動に対する画像の S/N の変化を示す。同図より、 $M_1 - 2\sigma_1$ の線が画像の S/N で 40 dB になるときの Δ_θ は $\Delta_\theta \approx 1.2^\circ$ である。

〈4・2〉 NMR 信号の出現時間の変動による影響

NMR 信号の出現時間が各位相エンコード量に対するデータごとに、相対的に変動することによって生じるアーチファクトのシミュレーションであるから、規準となる時間が必要である。その時間として、サンプリング間隔 $T = 1/f_s$ (s) を選ぶ。従って、相対的に T (s) だけ NMR 信号の理想出現位置が変位したときは、その誤差を 100 % であると定義する。このときの NMR 信号 $g_T(n, m)$ は最大誤差量を Δ_T (%) として、

$$g_T(n, m) = \frac{\sin(n-129)}{n-129} \frac{\sin(m-129+d_T)}{m-129+d_T} \dots (4)$$

$$d_T = \{(RND)_n \times 2 - 1\} \Delta_T / 100 \dots (5)$$

図 5 受信系の位相変動による影響
Fig. 5. Influence of the phase fluctuation in the receiving system.

図 6 NMR 信号の出現時間の変動による影響
Fig. 6. Influence of the appearance time fluctuation in NMR signal.

で表される。

図 6(a) にこの変動が $\Delta T=30\%$ のときに発生したアーチファクトを示す。(b) 図は NMR 信号の出現時間変動に対する画像の S/N の変化を示す。同図より、 $M_1-2\sigma_1$ の線が画像の S/N で 40 dB になるときの ΔT は $\Delta T \approx 4.9\%$ である。

〈4・3〉 位相エンコード変化量の変動による影響

位相エンコード量は位相エンコード磁界 G_Y の積分値であるが、フーリエ変換イメージング法では、この G_Y の積分値を系統的に一定量 δG_Y だけ変化させる必要がある。従って、位相エンコード変化量の変動の大きさは δG_Y を規準とする割合で示す。最大誤差量を $\Delta_p(\%)$ とすると、このときの NMR 信号 $g_p(n, m)$ は

$$g_p(n, m) = \frac{\sin(n-129+d_p)}{n-129+d_p} \frac{\sin(m-129)}{m-129} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$d_p = -\{(\text{RND})_n \times 2 - 1\} \Delta_p / 100 \quad \dots\dots\dots (7)$$

で表される。位相エンコード変化量 δG_Y とサンプリング間隔 T_p は、比例定数を k として $T_p = k / \delta G_Y$ の関係があるから、 δG_Y の微小変化 $\Delta \delta G_Y$ に対して $\Delta \delta G_Y / \delta G_Y = -\Delta T_p / T_p$ となる。従って、位相エンコード変化量の変動の影響はサンプリング間隔の変動の

図 7 位相エンコード変化量の変動の影響
Fig. 7. Influence of the phase encode fluctuation.

影響と符号が異なり、大きさが等しくなる。

図7(a)に $\Delta\phi=30\%$ のときに発生したアーチファクトを示す。(b)図は位相エンコード変化量の変動に対する画像の S/N の変化を示す。同図より、 $M_1-2\sigma_1$ の線が画像の S/N で40 dBになるときの $\Delta\phi$ は $\Delta\phi\approx 3.9\%$ である。

〈4・4〉変動が総合したときの影響 装置の各出力変動の許容範囲を前述の結果より得られる $\Delta\theta=1.2^\circ$, $\Delta\tau=4.9\%$, $\Delta\phi=3.9\%$ とした場合のシミュレーション実験を100回行ったところ、画像の S/N の平均値は40.2 dB、標準偏差で1.3 dBであった。このときの画像の S/N の定義は、一般的に使用されているもので、画像の信号強度を雑音の標準偏差で割った値を S/N とする定義である。

5. 考 察

シミュレーション実験により、装置の出力変動がNMR画像にアーチファクトを発生させることがわかった。これらのアーチファクトは高周波磁界系や外来の雑音とは独立に発生する。従って、MRI装置を調整するには、装置の出力変動による雑音を他の雑音と区別し、この出力変動による雑音だけでNMR画像の所望の S/N を下回らないようにする必要がある。

NMR画像の S/N で40 dBを確保するためには、装置の出力変動だけによる雑音の影響を画像の S/N で40 dB以上にしなければならない。そのための装置の出力変動の許容量を求めた。結果は次のとおりであった。受信系の位相変動は $\pm 1.2^\circ$ 以下、NMR信号の出現時間の変動は信号のサンプリング周期の $\pm 4.9\%$ 以下、位相エンコードの変化量の変動は $\pm 3.9\%$ 以下である。実際、シミュレーションにより、これらの出力変動がそれぞれの許容量の範囲内で同時に生じた場合の画像の S/N が40.2 dBとなることがわかった。

また、本論文ではシミュレーションをした各々の変動を一樣乱数を使って表現したので、実際のNMR画像の場合より条件が厳しくなっている。更に、経験的にファントム像のほうが実際のNMR画像より、

装置誤差による変動の影響を強く受けることもわかっている。この理由は、一般的に臨床で使われるようなNMR画像の周波数成分は低周波数領域に集中しているが、ファントム像の場合かなり高周波数成分を多く含んでいるためである。実際、受信位相誤差に対する画像の S/N を人体頭部スピネコ像についてシミュレーションしたところ、ファントム像より画像の S/N で8 dB高かった。

更に本論文では、それぞれの装置変動が生ずる雑音の影響が片寄らないようにして、画像の S/N で40 dBを規準に考えてきたが、図5～図7より所望の S/N での装置誤差による変動の許容範囲が求まることも自明である。

6. ま と め

シミュレーションにより、MRI装置の設定値からの変動がNMR画像上にアーチファクトを発生させることがわかった。

画像の S/N で40 dB以上を確保できるような装置の出力変動の許容範囲を受信系の位相変動・NMR信号の出現時間変動・位相エンコード変化量の変動について、それぞれ定量的に示した。実際に、これらの出力変動が同時に起こる場合にも40 dB以上の画像の S/N があることを確かめた。

終りに、本研究に対し御指導いただいた三菱電機(株)中央研究所 岩本雅民部長に感謝いたします。
(昭和63年1月22日受付、同63年11月4日再受付)

文 献

- (1) T. A. Cross, S. Müller & W. P. Aue: "Radiofrequency Resonators for High-Field Imaging and Double-Resonance Spectroscopy", *J. Mag. Reson.*, **62**, 87 (1985)
- (2) 例えば、山崎 編: 電子回路のノイズ技術 (昭56) オーム社
- (3) 核磁気共鳴医学研究会 編: NMR医学 (昭59) 丸善
- (4) フェラー・ベッカー (赤坂, 他訳): パルスおよびフーリエ変換NMR (昭51) 吉岡書店
- (5) 及川, 他: 「島津超電導形MRIシステムSMT-50」, 島津評論, **43**, No. 2・3 (昭61)
- (6) A. バボリス (大槻, 他訳): 応用フーリエ積分 (昭42) オーム社