

呼吸性体動による NMR
断層像の歪補正

Software Correction for the
Body Motion Artifacts due to
Breathing in MR Images

藤田明徳 ((株)島津製作所中央研究所)
大原博志 (同 上)
喜利元貞 (同 上)

キーワード
NMR image, respiratory motion, moving artifact, blurring, software correction

要 旨
Usually it takes at least a few minutes to take MR images. This causes blurring and artifacts in the images of the abdomen or breast due to the respiratory motion. We can remove effects from such a periodic motion as breathing by using the hardware respiratory gating which acts in synchronization to the motion. However, for this, not only do we need an exclusive hardware, but also it takes two to three times longer for data acquisition. Here, we propose a method of setting the marker on the body surface, and detecting the signal of the marker, which in turn is used to correct the respiratory motion by means of the software.

1 はじめに

核磁気共鳴断層撮像装置による人体の断層像の撮影には、 T_1 緩和時間を待つという物理的制約があるため、現在のところ通常数分から 10 分程

度の時間を必要とする。このため、生体胸部や腹部などの呼吸により伸縮運動を伴う部位の撮影においては、体動による画像のぼけ、および、アーティファクトによる画像の劣化を生じる^{1,2)}。

これに対して、心拍や呼吸のような周期的な運動の場合には、体動に同期したトリガ信号を用い

て、いつも同じ体位でデータを採り込む手法が存在する^{3,4)}。しかし、このためには専用のハードウェアを付加する必要があるだけでなく、特に呼吸に関しては、撮影時間がさらに長くなるという欠点を生じる。

そこで、我々は、体表面上にマーカー物質を付着し、このマーカーからの信号を検出して、呼吸による体動をソフトウェアで補正する方法を試みたので、これについて報告する。

2 データ採取方法

図1に示すように、被験者の腹の上に適当なスペーサーを置き、その上に油脂、あるいは塩化ニッケル水溶液などを詰めた小さな容器をマーカーとして付着する。スペーサーには伸び縮みしないものを用い、マーカーが体表の動きに連動して変位できるように固定する。

また、撮像方法は二次元フーリエ変換法を使用して、周波数変調軸を体動による揺動方向、すなわち図1のX軸方向に選び、位相変調軸をY軸方向に選ぶようにする。すなわち、スライス方向は、トランスバースアクシャルあるいはサジタルを選択する。

図2は、このようなセッティングの下で採ったボランティアの像である。マーカーとしては、塩化ニッケル水溶液を詰めた内径約1cm、長さ約6cmのバイアルを用いた。

また、ここでは、以下の議論の便宜のために体動軸、すなわち周波数軸Xを横軸方向にとった。このため図2の右側が腹側であり、左側が背中側である。なお、補正の効果がより明確に現れるように、被験者は通常より深めの呼吸をしている。腹側では、呼吸によるボケと同時に、位相方向に

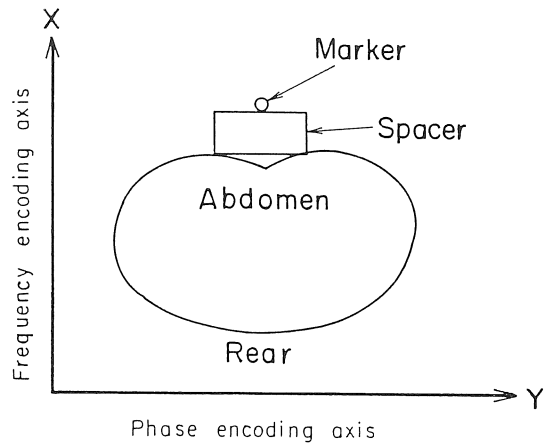


図1 データ採取方法



図2 元像

アーティファクトの発生がみられる。このように、体の動きの方向によらず、必ず位相方向にムービングアーティファクトを生じるのが、二次元フーリエ変換法の特徴である^{1,2)}。

また、データ採取は、島津製作所三条工場内第二診療所に設置されたプロトタイプ超電導装置を用いた。静磁場強度は、0.35 T であり、パルスシーケンスは、SE (25, 1500) を採用した。スラ

受 付 1985年4月30日
最終稿受付 1985年5月11日
別刷請求先 (〒604)京都市中京区西ノ京桑原町1
(株)島津製作所中央研究所
藤田 明 徳

イス厚は 10mm で、128×128 でデータを収集した。

3 データ処理方法

3.1 データ処理の概要

図2の像は、採取した生データに二次元フーリエ変換を施し、絶対値をとったものであるが、一方、図3の像は、同じ生データに対して、周波数方向すなわち横軸方向に対してのみフーリエ変換を施し、絶対値をとって表示したものである。この第一次フーリエ変換した後の複素数状態のままの中間データに対して、さらに縦軸方向に第二次フーリエ変換を行えば、図2の像を得るわけである。

ここで、図3の右端に見えるラインは、マーカーによる像である。本来マーカーが静止しているならば、この像は毎回同じ周波数で共鳴するため、X座標の一定の位置に直線として現れるはずである。逆に、このマーカーの揺動変位量から、呼吸による体の変位を知ることができるわけで、これを利用して中間複素データに対して周波数方向の補正を施した後、位相方向にフーリエ変換することにより、呼吸による体動の影響を除くということである。図3のマーカーの像は、位相コーディング量の大きい両端では、信号が小さくなって補正に使いにくい。しかし、画質への寄与は、中心部での変位が非常に大きく、両端は小さいので、両端部は補正しなくても十分な効果を上げることができる²⁾。

さて、図4は、今の横軸方向にのみフーリエ変換した中間データを模式的に表したものである。ここで、AはX座標上の固定点を表し、体内の固定の位置を指定するものであり、B(l)は各周波数ラインl上での体表面の位置(X座標)を表すものである。B(l)の値は、マーカーの位置の重心を計算することより求めた。

ここで、呼吸により腹の伸び縮みする部分は固

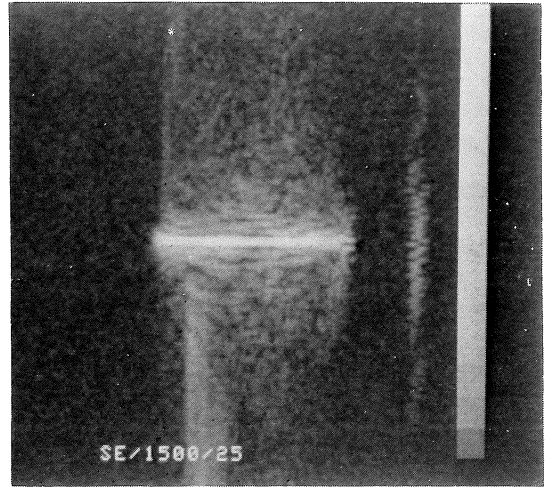
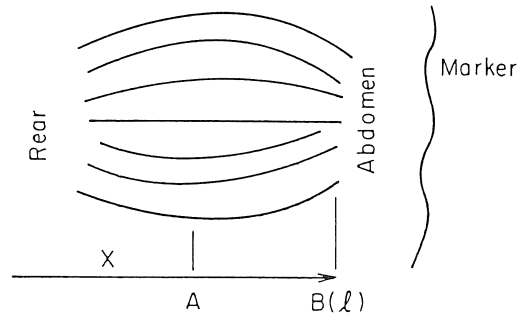


図3 中間データ像



$$B_0 = \overline{B(l)}$$

$$x' = \frac{B_0 - A}{B(l) - A} (x - A) + A \quad (1)$$

図4 中間データの模式図

定点 A から B(l) までであり、その変位量は A からの距離に比例すると仮定する。そして、B(l) の平均位置に最も近い整数を B₀ で表した場合、次の(1)式による変換をこの中間複素データに施すことにより、呼吸による体動を取り除くことができる。

$$X' = \frac{B_0 - A}{B(l) - A} (X - A) + A \quad (1)$$

A の位置としては、体の中心線を採用した。

ところで、この (1) 式の変換で周波数方向に中間データを伸び縮みさせることは、重心がちょうどサンプル点毎には対応しないために、図 5 に示すように、(2) 式による補間操作を伴う。

$$c'(j) = (1-a)c(i) + ac(i+1) \quad (2)$$

(ただし $0 \leq a \leq 1$)

しかし、実際に(2)式を用いて補正を行い、さ

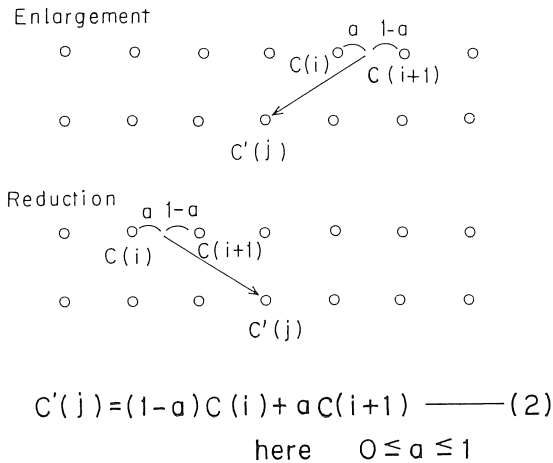


図 5 補間を伴う伸縮

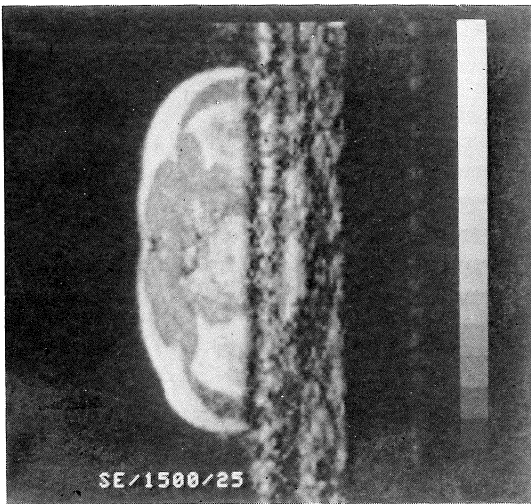


図 6 位相を考慮しない補正像

らに位相方向にフーリエ変換して断層像を作ると、図 6 に示す非常に劣化した像を得る。これは、中間データは周波数方向にフーリエ変換された結果で、複素数であるが、これに (2) 式の補間操作を施すと、傾斜磁場 G_y による位相コーディング情報が壊されてしまうためである。

3.2 位相情報を保存するデータ処理法

上述のことから、位相情報を保存する補間操作を工夫する必要があることがわかる。

図 7 は、二次元フーリエ変換法で得られる生データの模式図で、位相コーディング量 (G_y) を変化させて、 $l=0 \sim N-1$ までデータを採取したものである。ここで、 t_0 はエコーのピークが出現する時刻を、 N'' はピークが現れるライン番号を表す。

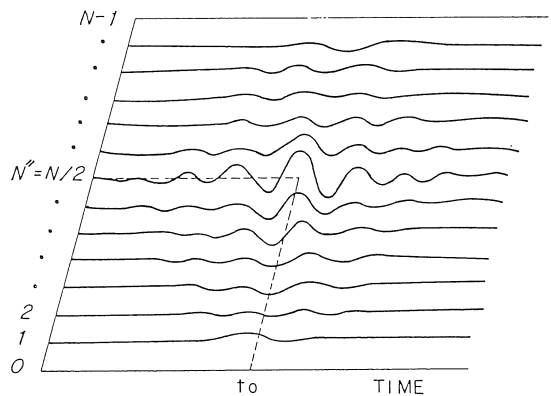
このエコー信号は、(3) 式により表される。

$$S(t, l) = \int_0^{L_x} dx \int_0^{L_y} dy d(x, y) \sin \left\{ 2\pi f(x/L_x - 1/2)(t - t_0) + 2\pi(y/L_y - 1/2)(l - N'') + \theta \right\} \quad (3)$$

($l=0, 1, 2, \dots, N-1$)

ここで、 $d(x, y)$ は水素密度分布関数、 f はエ

SEQUENCE NO. (l)



RAW DATA BY 2D-FFT METHOD

図 7 生データの模式図

コー信号の共鳴周波数帯域を表し、sin 関数中の第一項が周波数変調項、第二項が位相変調項である。

対象を $N \times N$ に離散化し、 $1/f$ の時間間隔でサンプリングを行うと (4) 式を得る。

$$S(k, l) = \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} d(m, n) \sin \times \{2\pi(m/N-1/2)(k-N') + 2\pi(n/N-1/2)(l-N'') + \theta\} \quad (4)$$

(ただし $t_0 = N'/f$)

Quadrature 検波の手法で、互いに 90 度位相の異なる信号を得て、これをペアにすることにより (5) 式の複素信号 $C(k, l)$ を作る。

$$C(k, l) = \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} d(m, n) \exp \times [\{2\pi(m/N-1/2)(k-N') + 2\pi(n/N-1/2)(l-N'') + \theta\}j] \quad (5)$$

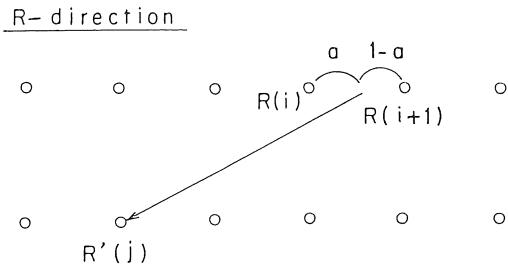
この (5) 式を周波数方向、すなわち k について第一次フーリエ変換すれば (6) 式を得る。

$$Q(m, l) = F_k \{C(k, l)\} = N \left[\sum_{n=0}^{N-1} d(m+N/2, n+N/2) \exp \times (-2\pi N''n/N + 2\pi nl/N)j \right] \times \exp(-2\pi N'm/N)j \cdot \exp(\theta j) \quad (6)$$

(6) 式において、最初の exp の項は、対象の分布と傾斜磁場 G_y により決まる位相項であるが、これ以外に第二の exp 項として、 x 軸上の位置によって変化する位相項が現れるのがわかる。しかも、これはエコーのピークが生データの中心に現れるよう $N' = N/2$ とすると、一画素毎に 180 度位相を変化させることがわかる。この項の寄与が、先程の (2) 式による補間の際に、位相コーディング情報を壊してしまったわけである。

そこで、この項の影響を除外するため、我々は中間複素データを絶対値 R と位相 θ とに分けて、それぞれについて補間を行った。

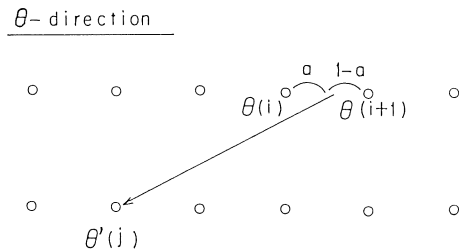
絶対値方向の補間は、(2) 式と同じように (7)



$$R'(j) = (1-a)R(i) + aR(i+1) \quad (7)$$

here $0 \leq a \leq 1$

図 8 絶対値方向の補間



$$\theta'(j) = (1-a) \{ \theta(i) - (j-i)\pi \} + a \{ \theta(i+1) - (j-i-1)\pi \} \quad (8)$$

here $0 \leq a \leq 1$

図 9 位相方向の補間

式で行った (図 8)。

$$R'(j) = (1-a)R(i) + aR(i+1) \quad (7)$$

(ここで $0 \leq a \leq 1$)

一方、位相項の補間は、(8) 式で行った (図 9)。

$$\theta'(j) = (1-a) \{ \theta(i) - (j-i)\pi \} + a \{ \theta(i+1) - (j-i-1)\pi \} \quad (8)$$

(ここで $0 \leq a \leq 1$)

すなわち、画素の移動量に 180 度をかけた値を差し引くことにより、画素の位置による位相の変

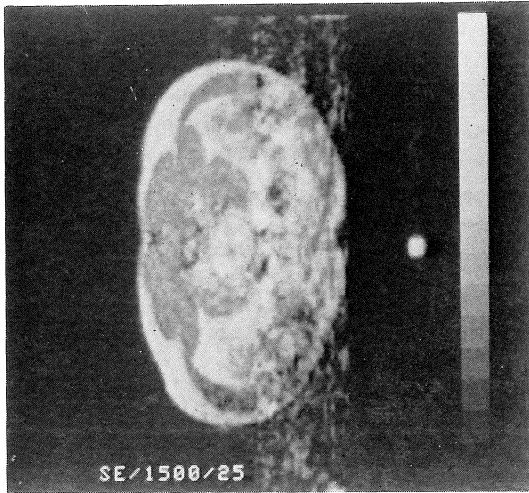


図 10 位相を考慮した補正像

化の寄与を予め取り除いてから補間を行った。この方法を用いることにより、我々は図 10 に示す補正像を得た。

4 おわりに

図 2 の元像に対して、マーカーからの信号を利用してソフトウェアで呼吸性体動を補正することにより、図 10 に示す像を得た。

腹部の伸縮による画像のぼけがかなり改善されているのがわかる。この例では、上述の (1) 式で表される非常に単純な腹の伸縮運動を仮定しているが、もう少し体動の実体に即した補正式を工夫することにより、実用に供してゆけるのではないかと考える。これに関しては、ハードウェアによるゲート法のトリガ位置を変化させてゆき、腹部の伸縮に関しての一連の同期像を得れば、これらの像を比較することにより、補正式を改善してゆくことができよう。

さて、本手法とゲート法との比較であるが、まず第一にゲート法では、呼吸に関しては同期をかけることにより、撮像時間がさらに長くなるという欠点を持つ。実際ベットに安静に寝た状態で

は、呼吸間隔すなわち繰り返し時間 T_r は、3~5 秒になり、上述の SE (25, 1500) の例では、3 倍近い時間を必要とする。

一方、画像の計算に関しては、本手法では、第一次フーリエ変換後の中間データのソフト操作を必要とする。しかし、これは、FFT 演算に比べて非常に少ない演算量であり、また、この部分の計算にもアレイプロセッサを用いることができるので、計算時間の増加は微少である。

また、本手法は、臨床に際して問題になる患者の呼吸の乱れ、せき等による腹部の不規則な動きについてもゲート法より robust であると思われる。

他方、本手法は、周波数軸方向に沿った動きしか補正できないという欠点を持つ。呼吸性体動によるアーティファクトとしては、断層面内の位相変調軸方向の harmonics の他に、肝の体軸方向の周期性運動もあり、トランスバースアクシャル像の場合、断層面がふらついてしまい、これはゲート法でないと補正できない。このことは、画質の低下としては目立たないが、将来 MRI のスライス厚がさらに薄くなり、微小肝細胞癌の診断にまで挑戦するような場合には、partial volume 効果等もからんで問題となるであろう。

本手法のようなソフトウェアの手法により呼吸性体動を補正することは、基本的には点マーカーのボケを点像に戻すことになる。

現在は、周波数軸方向の動きしか補正できないが、もし位相変調軸方向の動きに対してのボケを点像に戻すようなデータ処理法が実現できれば、ソフトウェアによる補正法はより完全なものとなる。また、3次元 FFT 法でデータを採取することにより、上述の断層面に垂直な動きに対しても対処可能となろう。

今後、この点についての研究を進めてゆくことが必要である。

文 献

- 1) C.L. Schultz, R.J. Alfidi, A. Dennis, et al.:
The Effect of Motion on Two-dimensional Fourier Transformation Magnetic Resonance Images, *Radiology*, **152**, 117-121, 1984.
- 2) 山下昌哉, 山井 智: スピノウォーブ法の画像におけるムービングアーティファクトについて, *NMR 医学*, Vol. 4, No. 2, 11-19, 1984.
- 3) K.R. Jones: A respiration monitor for use with CT body scanning and other imaging techniques, *British Journal of Radiology*, **55**, 530-533, 1982.
- 4) 井上圭介, 佐伯文彦, 山川和夫他: 心血管系の心電図同期 MRI の検討, *NMR 医学*, Vol. 4, No. 2, 64-70, 1984.