

原 著

スピン・ワープ(2DFT)法 における呼吸同期画像撮影 の高速化

Acceleration of Respiratory Ga-
ted Imaging by Reordered Phase
Encoding in Spin-Warp(2DFT)
Method

山下昌哉 (旭化成工業(株))
豊島日出夫(同 上)
牧 壮 (同 上)

キーワード

MRI, Spin-Warp method, motion artifact, computer simulation, phase encoding

要 旨

Artifacts due to respiratory and other cyclic motion can be eliminated in the direction of the phase-encoding axis of MR images obtained by the spin-warp (2DFT) technique, through virtual expansion of the cyclic motion period. This expansion is obtained by utilization of a computer program which reorders the series of warp values used for phase encoding, assigns the warp values to the signal data in the modified order, and then arranges the signal data in the order of increasing warp value, thus grouping like phases from all cyclic motion periods together, before the signal data are subjected to Fourier transformation. The resulting image is largely free of motion artifacts, with no need for increased scan time.

1 はじめに

MRI は、一枚の画像撮影に、現在の技術で数分の時間を必要とする。これは他の画像診断用モダリティと比べてかなり長い時間であって、被検者に与える負担が大きいのはもちろんの事、撮影中に被検者が動く事による画質の劣化を無視する事ができないという欠点にもなっている。特に胸部画像や腹部画像においては、心臓の拍動や呼吸運動に起因するモーション・アーチファクトが、極めて大きな問題であり、現在その画質改善が強く望まれていると言えよう¹⁾。

従来は、画像に対するこのような動きの影響を避ける目的で、同期撮影法が試みられてきた。これは、周期的に繰り返される運動に対して常に一定のタイミングで信号データのサンプリングを行い、信号データ上で動きを止めて見せようという手法である。特に心電波形に対して同期をとる心電同期撮影法は、心臓疾患の MRI 診断において必要不可欠なものとして、すでに臨床使用が始まっており、普及が期待されている。これに対して、腹部臓器の動きを止めて見せようとする呼吸同期撮影法は、人間の呼吸運動の周期が平静時に 4~8 秒と割合長いため、もともと長い一枚の画像撮影時間が、さらに延長して耐え難い程の長さになるという欠点を持ち、臨床使用上問題が残されている²⁾。

この問題を解決するために、本稿では、一般の呼吸同期撮影法のような撮影時間の延長を必要とせず、しかもモーション・アーチファクトに関して同期撮影法並の画質改善が期待できる新しい撮影法を提案する。この方法は、2DFT (2次元フ

ーリエ変換) 法を基本とする画像再構成が行われている場合に適用できるものであるが、本稿では、2DFT 法の一手法であるスピン・ワープ法について説明をしている。そして、さらにその具体的手法について、2つの例をあげて説明し、コンピュータ・シミュレーションと実際の撮影に応用した場合に得られた画像によって、その効果を確めたので、その結果を報告する。

2 モーション・アーチファクトの特徴と解消法についての基礎的検討

スピン・ワープ法では、画像上の一方向を周波数エンコードし、それと直角なもう一方向を位相エンコードした上で、その直交座標に対する 2次元フーリエ変換を行う事により、核スピンの 2次元空間情報を得ている。このため、スピン・ワープ法で撮影した画像に表れるモーション・アーチファクトには、一般に次のような特徴がある。

- (1) 実空間での実際の運動方向とほとんど関係なく、モーション・アーチファクトは、おもに画像上で位相エンコード方向に直線的に表れる。
- (2) 運動に周期性が強い場合には、位相エンコード方向の対称的な位置にゴースト像を生じるような、モーション・アーチファクトが表れる³⁾。
- (3) 位相エンコードの傾斜磁場が小さくて零に近いような信号データ収集時に、運動の変位が大きいと、モーション・アーチファクトによる画質の劣化が著しい。

以上のような特徴に関しては、すでに本誌 Vol. 4, No. 2; 11 (1984)⁴⁾ で詳しく報告した通りである。そして今、スピン・ワープ法で実際に撮影された腹部画像を改めてよく見ると、モーション・アーチファクトの中で、最も問題になるのは、前記 (2) に示したゴースト像である事に気づく。すなわち、通常の撮影法で得た腹部トランスバース

受 付 1985 年 10 月 12 日
 最終稿受付 1985 年 12 月 17 日
 別刷請求先 (〒243-02) 神奈川県厚木市棚沢 221
 旭化成工業(株)システム機器エンジニアリング研究所
 山下 昌 哉

像を例にとるならば、画質を劣化させているのは、画像の上に重なった横方向の帯状アーチファクトであり、これは、体表面の脂肪層が、呼吸によって撮影中周期的な運動を繰り返したために、そのゴースト像がいく重にも重なって表れたものである。脂肪層のように、MRIのほとんどのパルス・シーケンスにおいて、かなり明るく描出される部位というのは、ゴースト像もまた、それに比例して明るく表れるため、これが臓器等の画像と重なる場合に、診断上極めて大きな障害となる。

そこで我々は、一般に腹部画像の画質を改善するためには、この周期的運動によるゴースト像を解消する事が最も効果的であると考え、ゴースト像の特徴をさらに詳しくコンピュータ・シミュレーション等で解析した結果、次のような結論を得た。

- (4) 運動に周期性が強い場合、一般に振幅が小さい程、ゴースト像による画質の劣化が少ない。
- (5) 同様に運動に周期性が強い場合、一般に周期が長い程、ゴースト像による画質の劣化が少ない。

この結論は、我々が長年に渡ってスピンのワープ法で腹部画像を撮影してきた経験から得ている定性論と、よく一致している。ただし、正しい理解のためには、次の点に注意しなくてはならない。つまり、この結論で言うところの振幅・周期とは、あくまでコンピュータに取り込んだ後の信号データ上に表れている振幅と周期であって、実際の運動におけるそれとは、必ずしも一致しないという点である。例えば、従来の周期撮影法というのは、実際にはある振幅で動いている被検体が、一定の変位になった時だけサンプリングする事により、信号データ上の振幅を最小にしようとする方法であって、その結果、画質が改善されるという事実は、前記(4)の特徴を裏付けていると言える。

これに対して本稿では、前記(5)の特徴を生か

して、モーション・アーチファクトを解消する新しい方法について、提案をしている。スピン・ワープ法における位相エンコード方向の信号データ列と言うのは、インターバル： T_r の間欠的サンプリングで得た結果を、単に位相エンコードの順序に従って並べたものにすぎない。この場合、運動の周期を決める時間パラメータに相当するのは、 T_r と、信号データの順序であり、注目すべきは、この順序がコンピュータにプログラムされた傾斜磁場の大きさだけで決まるという点である。この性質を利用して、たくみに信号データの位相エンコードの順序を入れ替えると、例えば、実際には4~8秒の周期で運動している被検体の呼吸を、あたかも数百秒の長周期運動であるかのごとく見せる、信号データのサンプリングを行う事が可能なのである。

3 方法

先に述べたような新しい撮影方法が、画質改善に対して有効であることを検証するために、実際に2つあげ、位相エンコード方向の一次元コンピュータ・シミュレーション(図1~4)を行った。解析が一次元のシミュレーションでも充分である事は、前記(1)の特性により裏付けられている。

以下、説明のために、位相エンコードに用いる傾斜磁場強度の時間積分量を、ワープ量と呼び、その時に画像視野の中心のスピンと端のスピンの間に生じた位相差で、この量を表す事にする。図1は従来の位相エンコード順序と、本方法の位相エンコード順序を並べてワープ量で示したものである。すべての呼吸運動は、周波数分析をすれば必ずいくつかの正弦波運動の合成としてとらえられるものであるから、ここでは、運動を単一正弦波で代表させた。そしてシミュレーションにおいては、視野を256ピクセルとし、腹部臓器の呼吸運動の代わりとして、図2-Cの実線で示したような大きさ64ピクセルの均一矩形物体が、周期4

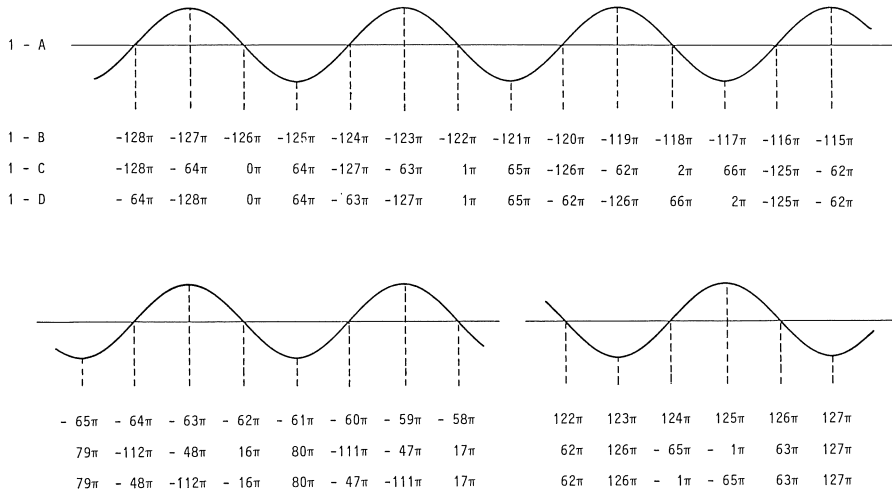


図 1 腹部呼吸運動を模した同期 4 秒の正弦波運動の軌跡

図 1-A: 信号サンプリングのタイミング ($T_r=1$ 秒)

図 1-B: 従来法による位相エンコードのための傾斜磁場強度と時間の積を示すワープ量

図 1-C: 本方法の Ver.1 によるワープ量

図 1-D: 本方法の Ver.2 によるワープ量

秒, 振幅 8 ピクセルの正弦波振動をすると考え, $T_r=1$ 秒で信号データをサンプリングして 256 ポイントの画像を撮影する場合を想定している⁴⁾.

この時の信号データ: $S(t)$ は, z, t を整数として次の式で表される.

$$S(t) = \sum_{z=-128}^{127} \rho(z, t) \cdot \exp\left\{-\frac{2\pi}{256}(z \cdot t)\right\} \quad (1)$$

ここで, $\rho(z, t)$ は, z 座標上のスピンドンシティであり, 撮影中に物体が動くという事は, この $\rho(z, t)$ が, t に依存して変化するわけである.

従来方法は, ワープ量を図 1-B に示したように, -128π から $+127\pi$ まで, π ずつ漸増的に変化させる. この場合, 信号データ配列上に含まれている呼吸運動のパターンは, 図 2-A で示され, このようなサンプリングをした時に得られる信号データは, 図 2-B のようなものになる. (ただし, ここでは太い線と細い線がそれぞれ NMR 信号を直交位相検波した後の \cos 成分〈実数部〉と \sin 成分〈虚数部〉を表しており, 信号データ

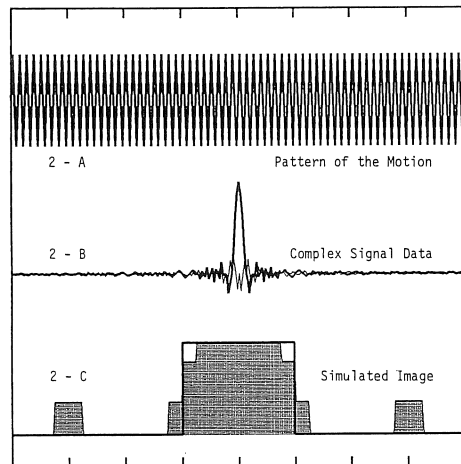


図 2 従来の位相エンコード法を用いて, 信号データをサンプリングした場合の, モーション・アーチファクトに対するシミュレーション結果

図 2-A: 信号データ上にとらえられた運動の変位

図 2-B: 複素信号データ

図 2-C: シミュレーションによる再構成画像

はコンピュータ上で複素数として扱われる事に注意したい。)そして、この信号データを複素フーリエ変換する事により、図2-Cのシャドウ部分で表したような画像が得られる。動きがなければ、本来の正しい画像は図2-Cの実線になるはずであるから、シャドウ部分の画像との差がモーション・アーチファクトであると言えよう⁴⁾。

これに対し、本方法の Ver. 1 と Ver. 2 では、図1-C と 1-D に示したように、呼吸運動の位相に合わせて、ワープ量を非漸増的に変化させる。そして、このようなサンプリングをした時に得られる信号データを、フーリエ変換処理前に、コンピュータ・メモリ上で、ワープ量の順に並べ替えると、この再配列したデータ上に含まれている呼吸運動のパターンは、図3-A と 4-A で示されるような、極めて長周期でしかもステップ状に変化する運動になっている事がわかる。さらに Ver. 2 は、ワープ量が零に近い信号データサンプリング時に、できる限り運動変位を零にするようなシーケンスであり、前記特徴の (3) と (5) を両方利

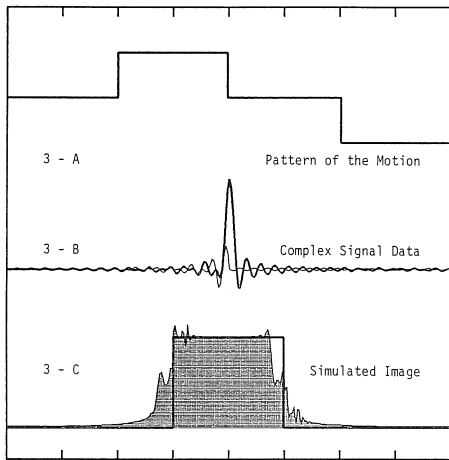


図3 本方法 Ver. 1 の位相エンコード法を用いて、信号データをサンプリングした場合の、モーション・アーチファクトに対するシミュレーション結果
図3-A, B, Cの意味は、それぞれ図2-A, B, Cに対応する

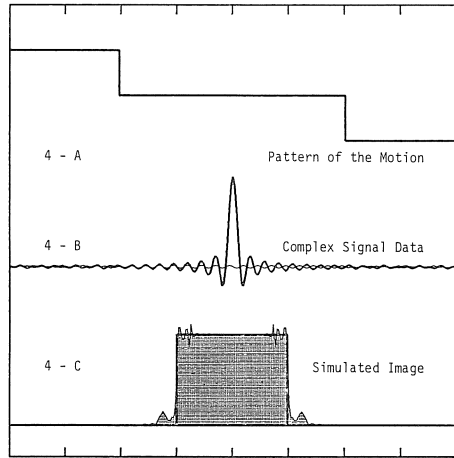


図4 本方法 Ver. 2 の位相エンコード法を用いて、信号データをサンプリングした場合の、モーション・アーチファクトに対するシミュレーション結果
図4-A, B, Cの意味は、それぞれ図2-A, B, Cに対応する

用して、より大きな画質改善の効果をねらうものである。図3-B, 3-C と図4-B, 4-Cの表す意味は、図2-B, 2-Cと同じであるから、明らかにゴースト像が解消し、シミュレーション上、モーション・アーチファクトが軽減しているのを知ることができるであろう。

4 結果および考察

コンピュータ・シミュレーションの結果を検証するために、通常の方法と本方法により、同一条件下で腹部画像の撮影を行い、得られた画像のモーション・アーチファクト、特にゴースト像について、比較検討を行った。

撮影に用いた装置は、旭 Mark-J の商用機で、すべて 256×256 の SE (40/1000) 像である。呼吸に関しては、常に一定の状態となるようボランティアに特別な注意を払ってもらい、呼吸周期も約4秒と、3種類の画像撮影期間で差が出ないようにした。また本方法の効果を確認するために、

腹式深呼吸をしており、モーション・アーチファクトの観点からは、最悪の条件下で実験を行っている事に注意が必要である。

撮影した3種類の画像を、図5~7に示す。画像はすべて、モーション・アーチファクトをわかりやすくするために、ディスプレイの輝度等を調整して、バックグラウンドを際立たせている。ゆえに、本来の画像は、明るくなりすぎて細部が見えにくくなっているけれども、ここでは画像の上下に表れるゴースト像に注目していただきたい。

図5は従来の位相エンコード法を用いた通常の撮影法による腹部トランスバース像であり、深呼吸を繰り返したせいもあって、はっきりしたゴースト像がいく重にも重なって、画質が明らかに劣化している。

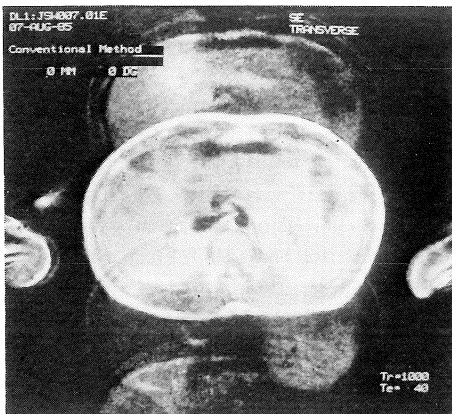


図5 従来の位相エンコード法を用いて撮影した、腹部トランスバース画像

これに対して、本方法の Ver. 1 および Ver. 2 で撮影した画像図6、図7には、ゴースト像がまったくなく、通常の撮影法による画像と比べて、モーション・アーチファクトが軽減しているのを確かめる事ができた。

このように、画像再構成がスピン・ワープ (2DFT) 法であるような装置では、その位相エンコードのワープ量を非漸増的順序で変化させる事によって、被検体の動きを実際とは異なった動きと

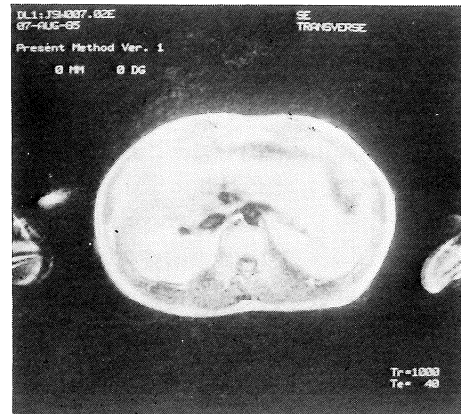


図6 本方法 Ver. 1 の位相エンコード法を用いて撮影した、腹部トランスバース画像

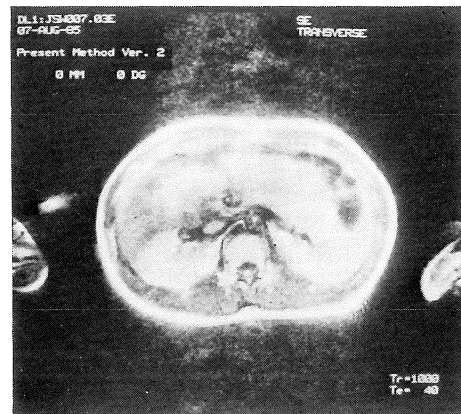


図7 本方法 Ver. 2 の位相エンコード法を用いて撮影した、腹部トランスバース画像

してデータ上にとらえる事が可能である。本方法の Ver. 1 は、この手法を利用して、被検体の呼吸運動が信号データ収集1周期となるように位相エンコードの順序を入れ替えたものであるが、この場合に画質改善がなされる理由は、2つあると考えられる。第1の理由は、運動が基本的に長周期(図3の例では256秒)とみなされる動きとしてとらえられるために、モーション・アーチファクトが本来の画像の極めて近傍のみ表れている事であり、第2の理由は、4つの区間にわたっ

てステップ状に変化する動きとしてとらえられるために、運動が基本の 1/256 Hz 以外の周波数成分にも分散し、アーチファクトが局在しなくなってゴースト像が解消している事である。

この第 2 の理由に注目して、これを最大限に生かそうとするならば、位相エンコードのワープ量をまったくランダムに変化させる方法が考えられ、実際にゴースト像の解消が確認されている。この方法は、呼吸等被検体の運動周期を検出する必要が無い点で簡便な方法であるが、モーション・アーチファクトの量そのものが減少するのではなく、画面全体に分散しノイズとなるだけであって、その上、信号成分も減少して画像の S/N が低下する点で問題が残る。

この点を改良したのが、本方法の Ver. 1 であると言う事もできるが、さらに信号成分の減少をふせぐ立場で最適化したのが、本方法の Ver. 2 である。同じ運動変位でも、その時のワープ量が零に近い程、NMR 信号の変化量（運動変位が零である時の NMR 信号との差）は大きくなり、結果として画像の S/N が低下する。そこで、ワープ量が零に近いデータ収集時に、できるだけ運動変位を小さくするように考慮して改良したのが、本方法の Ver. 2 であると言える。

本方法は、Ver. 1, Ver. 2 とともに、一枚の画像を撮影するのに必要とされる時間が、上記例において 256 秒であり、従来の呼吸周期撮影法のように、撮影時間が延長するという問題もない点で、実用的な方法である。

5 まとめ

スピン・ワープ法において、運動周期と信号データ・サンプリング周期を考慮して、あらかじめ位相エンコード用のワープ量の順序を入れ替え、これにもとづいて取り込んだ信号データを、コンピュータ・メモリ上で、本来のワープ量の順序に並べ替える事により、フーリエ変換する前の信号データ配列上で、みかけの運動周期を長くしたり、ワープ量が零に近い信号データ上の変位を小さくする事ができる。この方法を用いると、撮影時間を延長する事なしに、位相エンコード方向のモーション・アーチファクトを軽減する事が可能になる。

参考文献

- 1) C. L. Schultz, R. J. Alfidi, A. D. Nelson, et al.: The effect of motion on two-dimensional fourier transformation magnetic resonance images, *Radiology*, **152**: 117-121, 1984.
- 2) B. Vinocur: Motion-reduction software brightens outlook for body MRI, *Diagnostic Imaging*, August: 79-84, 1985.
- 3) M. L. Wood, R. M. Henkelman: MR image artifacts from periodic motion, *Med. Phys.*, **12** (2): 143-151, 1985.
- 4) 山下昌哉, 山井 智: スピンウォープ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*, **4** (2): 11-19, 1984.