

位相拡散フーリエ変換映像法による並列画像再生を 利用した分解能の改善法

劉 娜¹, 伊藤聡志¹, 山田芳文¹, 田中邦雄²,
春日正男¹

¹宇都宮大学大学院工学研究科

²旭川医科大学附属実験実習機器センター

はじめに

磁気共鳴現象を利用した生体断層像撮像 (MRI) において画像の高分解能化は画像診断の精度に直結する重要なテーマである。汎用法であるフーリエ変換映像法を使用する場合に、信号のデータ数が与えられたときに画像の分解能は画像空間での折り返しを避けるようサンプリング定理に従って決定される。高分解能画像を得るために位相エンコード方向のデータ数を増やすと一般に撮像時間が長くなるが、本研究では撮像時間を延長化することなく、再構成像を局所的に高分解能化する方法について検討を行う。

位相拡散フーリエ変換映像法^{1),2)}で得られる信号からは、逆フーリエ変換による画像再構成法ほかにフレネル変換記述式の信号に変換し、フーリエ変換を2回使用する逆フレネル変換により画像再構成を行うことも可能である³⁾。このとき、逆フレネル変換再構成法で得られる画像の分解能と視野は、一般に逆フーリエ変換再構成像のものとは独立に設定できる特徴がある^{4),5)}。この性質を利用すると、逆フーリエ変換再構成では画像の折り返しが生じる信号であっても、フーリエ変換を2回使用する逆

フレネル変換再構成ではほとんど折り返しを生じない画像を再生できる場合がある。また、逆フーリエ変換再構成で画像の折り返しが生じる場合に、折り返し画像が重なっていない部分は、画像の折り返しを生じない逆フレネル変換再構成の再生像に比べて高分解能になっている。よって、両方法で得られた画像を合成すると、画像の折り返しをほとんど生じることなく、かつ局所的に従来法を上回る高分解能な領域を有した画像を再生することができる。

本研究と同様に撮像時間の短縮を目指した方法に、複数の受信コイルを用いて並列的にデータを収集するパラレルイメージングがある^{6)~9)}。この方法では、受信コイルの数だけ撮像時間の短縮化が図られるため、実用的な方法として臨床応用が盛んに進められている。本論文で提案する方法は、同一のデータ収集時間比較ではパラレルイメージングに比べて分解能は劣るが、複数の受信コイルや受信系を導入することなく、単一の受信コイルを使用しながら新たに2次関数状の磁界を発生するコイルを用意するだけで提案法を利用できる利点がある。よって、パラレルイメージング非対応の従来型MRIでも比較的容易にかつ安価に本法を導入することができると思う。

本論文では、位相拡散フーリエ変換映像法を利用したこの新たなMR画像再生法について、理論的に検討を行い、シミュレーション並びに実験によりその実現可能性を検証した。

位相拡散フーリエ変換映像法

1. 信号式

位相拡散フーリエ変換映像法（以降、位相拡散フーリエ法と略称する）は、位相エンコード用勾配磁界に同期して2次関数状の磁界をパルス的に印加し、スピンの位相を拡散させた後、読み出し用の勾配磁界によりエコー信号を読み出す方法である^{1),2)}。Fig. 1は、 xy 平面を撮像する場合の位相拡散フーリエ法のパルスシーケンスを示したものである。読み出し用勾配磁界 G_x の反転時刻からの時間を t とし、 t_x を G_x の反転時間、 t_x を $t - t_x$ 、として、 t_x の中心をNMR信号（勾配エコー信号）の中心に設定する。緩和による減衰を無視するとエコー信号式は式(1)で与えられる。

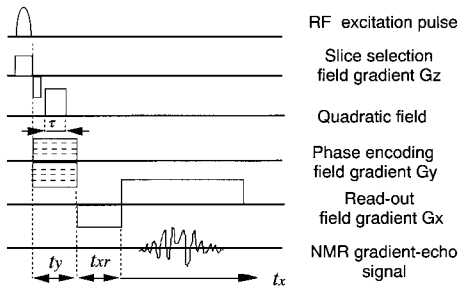


Fig. 1. Pulse sequence for phase-scrambling Fourier imaging. The quadratic field gradient is applied for a fixed time τ to produce a nonlinear phase scrambling in the x and y directions. The gradient echo signal appearing at the reversal of G_x is sampled as a data.

$$v(\gamma G_x t_x, \gamma G_y t_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \{\rho(x, y) e^{-j\gamma b \tau (x^2 + y^2)}\} \times e^{-j(\gamma G_x t_x x + \gamma G_y t_y y)} dx dy \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $\rho(x, y)$ は xy 平面のスピン密度分布であり、 b は2次関数状磁界の係数、 τ はその印加時間、 G_x と G_y はそれぞれ x 方向と y 方向の線形勾配磁界の係数である。また、 t_y を G_y の印加時間、 γ を核磁気回転比とした。

式(1)は $k_x = \gamma G_x t_x$, $k_y = \gamma G_y t_y$ と変数変換することにより、式(2)のように位相変調を施したスピン密度関数のフーリエ変換式に変形することができる。

$$v(k_x, k_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \{\rho(x, y) e^{-j\gamma b \tau (x^2 + y^2)}\} \times e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy \dots\dots\dots (2)$$

2. フレネル変換信号式への変形

式(2)において、 $x' = -k_x / 2\gamma b \tau$, $y' = -k_y / 2\gamma b \tau$ とおくと式(3)を得る。

$$v(x', y') = e^{j\gamma b \tau (x'^2 + y'^2)} \iint_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) \times e^{-j\gamma b \tau \{(x' - x)^2 + (y' - y)^2\}} dx dy = e^{j\gamma b \tau (x'^2 + y'^2)} v_{FR}(x', y') \dots\dots\dots (3)$$

ただし、 $v_{FR}(x', y')$ は式(4)で表されるフレネル変換信号とした。

$$v_{FR}(x', y') = \iint_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) e^{-j\gamma b \tau \{(x' - x)^2 + (y' - y)^2\}} \times dx dy \dots\dots\dots (4)$$

式(3)と(4)とから、位相拡散フーリエ法の信号 $v(x', y')$ に対し数値的に位相変調を与える式(5)の処理によりフレネル変換信号式 $v_{FR}(x', y')$ に変形することができる (Fig. 2(a), (c)).

$$v_{FR}(x', y') = v(x', y') e^{-j\gamma b \tau (x'^2 + y'^2)} \dots\dots\dots (5)$$

2005年4月13日受理 2005年7月22日改訂
別刷請求先 〒321-8585 栃木県宇都宮市陽東 7-1-2 宇都宮大学大学院工学研究科情報制御システム科学専攻
伊藤聡志

このとき、フレネル変換信号空間でみた等価的なサンプリングステップ $\Delta x'$, $\Delta y'$ は、式(6)で与えられる.

$$\Delta x' = -\frac{\Delta k_x}{2\gamma b\tau}, \quad \Delta y' = -\frac{\Delta k_y}{2\gamma b\tau} \quad \dots\dots\dots(6)$$

画像再構成と空間分解能

1. フーリエ変換再構成

位相拡散フーリエ法の信号は、位相を拡散されたスピン密度分布関数がフーリエ変換された記述式となっているから、信号を逆フーリエ変換処理した後に位相補正処理を行えばスピン密度分布関数を求めることができる (Fig. 2(a), (b)).

$$\rho(x, y) = e^{j\gamma b\tau(x^2+y^2)} \left(\frac{1}{2\pi}\right) \iint_{-\infty}^{\infty} v(k_x, k_y) \times e^{j(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y \quad \dots\dots\dots(7)$$

式(7)は、式(5)と $k_x = -2\gamma b\tau x'$, $k_y = -2\gamma b\tau y'$ の関係を利用して変形すると、式(8)のように逆畳み込み積分の形式で記述することができる.

$$\rho(x, y) = \left(\frac{\gamma b\tau}{\pi}\right) \iint_{-\infty}^{\infty} v_{FR}(x', y') \times e^{j\gamma b\tau\{(x-x')^2+(y-y')^2\}} dx' dy' \quad \dots\dots\dots(8)$$

式(7)を変形すると式(8)が得られることからわかるように、いずれの再構成式を用いても分解能、画像 SN 比などが同じ性質の画像が得られる. しかしながら、式(8)の逆畳み込み再構成

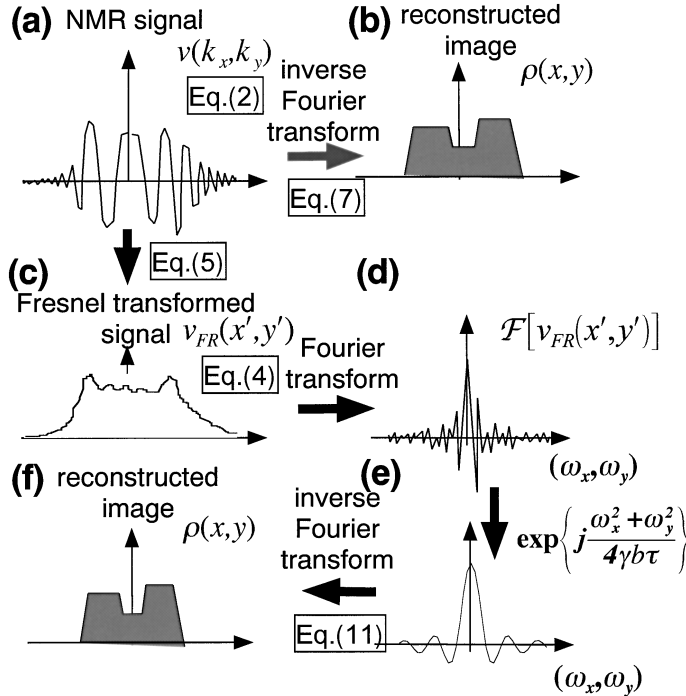


Fig. 2. The signal (a) obtained in the phase-scrambling Fourier imaging technique can be transformed to the description of Fresnel transform equation (b). Therefore, image reconstruction can be performed by not only inverse Fourier transform (from (a) to (b)), but also by inverse Fresnel transform; (from (c) to (f)).

成は、再構成の計算ステップを任意に設定でき、分解能とは独立に画素サイズを設定できる利点がある。

逆フーリエ変換処理による画像の空間分解能は、基本的に通常のフーリエ変換再構成法と同様であり、サンプリング長により決定される。簡単化のため1次元 (x 方向, リードアウト方向) のみについて考え、式(6)の $\Delta k_x = -2\gamma b\tau\Delta x'$ から符号を無視すると分解能 Δx_{FT} は以下の式で与えられる。

$$\Delta x_{FT} = \frac{2\pi}{N\Delta k_x} = \frac{\pi}{\gamma b\tau N\Delta x'} \dots\dots\dots (9)$$

2. フレネル変換信号からの画像再構成

式(4)のフレネル変換信号は畳み込み積分の形となっているから、フレネル変換信号のフーリエ変換空間において逆フィルタリング関数を乗じる逆フィルタリング法により $\rho(x, y)$ を求めることができる (Fig. 2(c)~(f))。ここで、式(10)の関係を利用すると式(11)が得られる。

$$\mathcal{F}[e^{-j(x^2+y^2)}] = e^{-j(\pi/2)} \frac{\pi}{\gamma b\tau} e^{-j(\omega_x^2+\omega_y^2)/4\gamma b\tau} \dots (10)$$

$$\rho(x, y) = \frac{\gamma b\tau}{\pi} e^{j(\pi/2)} \mathcal{F}^{-1}[e^{j(\omega_x^2+\omega_y^2)/4\gamma b\tau} \times \mathcal{F}[v_{FR}(x', y')]] \dots\dots\dots (11)$$

式(11)で \mathcal{F} はフーリエ変換演算を示す。この式はフーリエ変換を2回使用する逆フレネル変換式である。フレネル変換信号をフーリエ変換した空間は Fig. 2(d)の空間であり、 (x, y) を変数変換した(a)に示す (k_x, k_y) 空間とは異なるので、ここでは変数を区別して (ω_x, ω_y) を利用した。フレネル変換再構成法の分解能を、簡単化のため1次元 (x 方向) のみについて考える。フレネル変換信号空間に有限長サンプリングの効果を与えるために、矩形関数 $\text{rect}(x'/N\Delta x')$ を $v_{FR}(x')$ に乗じる。このフーリエ変換信号は、畳み込み定理から次式で与えられる。

$$\begin{aligned} &\mathcal{F}\left[\text{rect}\left(\frac{x'}{N\Delta x'}\right)v_{FR}(x')\right] \\ &= \left\{\sqrt{\frac{\pi}{\gamma b\tau}} e^{-j(\pi/4)} e^{j(\omega_x^2/4\gamma b\tau)} \mathcal{F}[\rho(x')]\right\} \\ &\quad * \frac{2 \sin\left(\frac{N\Delta x' \omega_x}{2}\right)}{\omega_x} \dots\dots\dots (12) \end{aligned}$$

式(12)の右辺は $\mathcal{F}[\rho(x')]$ に2次の位相変調項 $\exp(j\omega_x^2/4\gamma b\tau)$ が乗じられた形になっているため、sinc関数との畳み込み演算により ω_x の高域の情報は平均化されて失われる。 ω_x が有意な情報をもつ範囲は、式(12)のsinc関数の主ローブ幅 $4\pi/N\Delta x'$ 内での位相変化が 2π までと見積もることができる¹⁰⁾。

$$\left(\frac{4\pi}{N\Delta x'}\right) \frac{\partial}{\partial \omega_x} \left(\frac{\omega_x^2}{4\gamma b\tau}\right) = 2\pi \dots\dots\dots (13)$$

より $-\gamma b\tau N\Delta x' \leq \omega_x \leq \gamma b\tau N\Delta x'$ が得られ、信号の有する空間周波数が制限されることにより決定される空間分解能を Δx_k とすると、 Δx_k は式(14)で与えられる。

$$\Delta x_k = \frac{\pi}{\gamma b\tau N\Delta x'} \left(= \frac{2\pi}{N\Delta t_x \gamma G_x} = \Delta x_{FT} \right) \dots\dots\dots (14)$$

よって、この場合の空間分解能はフーリエ変換再構成と同等になる。

一方、逆フィルタリング法を基本とした再構成法では、信号空間のサンプリングステップが $\Delta x'$ であるとき、サンプリング定理で決まる観測可能な最大周波数は $|\omega_x| \leq \pi/\Delta x' (= N\Delta\omega_x/2)$ である。いま、式(13)で決まる周波数よりも $\pi/\Delta x'$ が小さい場合、すなわち、 $\gamma b\tau N\Delta x' \geq \pi/\Delta x'$ の場合を考える。このとき離散的なフーリエ変換を連続空間で考えると、Fig. 3(a)に示すようにフレネル変換信号の周波数成分のうち $N\Delta\omega_x/2$ を超えた信号の高周波域は折り返される形になる。よって、式(12)の逆フィルタ関数 $\exp(j\omega_x^2/4\gamma b\tau)$ を適用する場合も、図(b)に示すように $|\omega_x| \leq \pi/\Delta x'$ の範囲は正しく

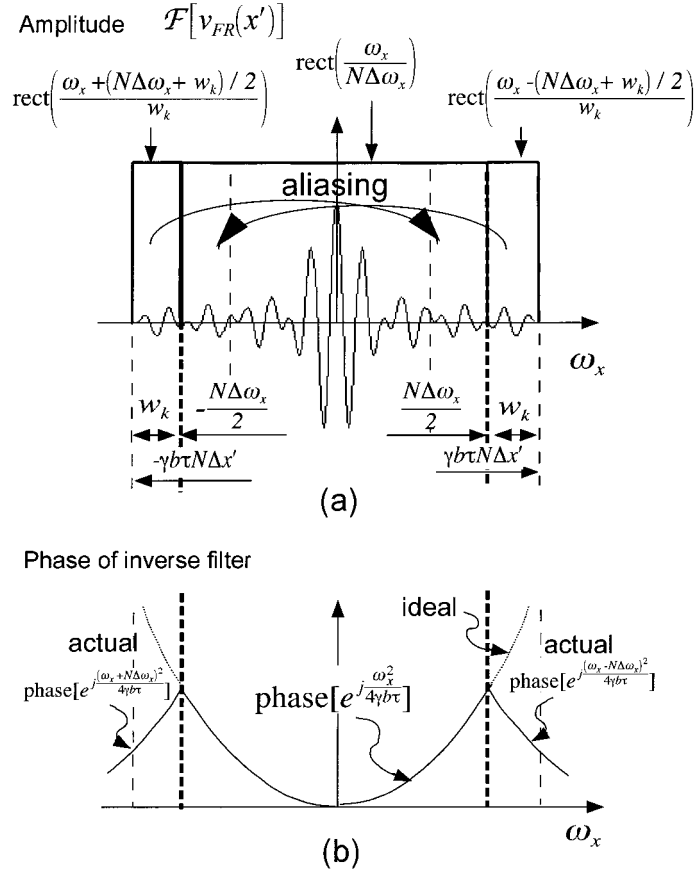


Fig. 3. The Inverse Fresnel transform can be performed by applying an inverse filter in the Fourier space of Fresnel transformed signal. When aliasing appears in this space, inverse filter does not work correctly over the nyquist frequency $|N\Delta\omega_x/2|$.

乗じられるが、 $|\omega_x| \geq \pi/\Delta x'$ の範囲にあっては、折り返し効果により理論的な逆フィルタ関数が与えられず、 $|\omega_x| \leq \pi/\Delta x'$ 内の関数が繰り返される形となる。その結果として得られる再生像を $\rho_{alias}(x)$ とすると、 $\rho_{alias}(x)$ は $|\omega_x| \leq \pi/\Delta x'$ の範囲と、その両端の $|\omega_x| \geq \pi/\Delta x'$ の範囲の線形和として以下の式で与えられる。

$$\rho_{alias}(x) = \sqrt{\frac{\gamma b\tau}{\pi}} e^{j(\pi/4)} \mathcal{F}^{-1} \left[e^{j(\omega_x^2/4\gamma b\tau)} \right]$$

$$\begin{aligned} & \times \mathcal{F} \left[v_{FR}(x') \cdot \text{rect} \left(\frac{x'}{N\Delta x'} \right) \right] \\ & \times \text{rect} \left(\frac{\omega_x}{N\Delta\omega_x} \right) + e^{j((\omega_x - N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b\tau)} \\ & \times \mathcal{F} \left[v_{FR}(x') \cdot \text{rect} \left(\frac{x'}{N\Delta x'} \right) \right] \\ & \times \text{rect} \left(\frac{\omega_x - (N\Delta\omega_x + w_k)/2}{w_k} \right) \\ & + e^{j((\omega_x + N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b\tau)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & \times \mathcal{F} \left[v_{FR}(x') \cdot \text{rect} \left(\frac{x'}{N\Delta x'} \right) \right] \\
 & \times \text{rect} \left(\frac{\omega_x + (N\Delta\omega_x + w_k)/2}{w_k} \right) \dots (15) \\
 = & \sqrt{\frac{\gamma b \tau}{\pi}} e^{j(\pi/4)} \left[\rho_{limit}(x) * \frac{2 \sin(N\Delta\omega_x x)}{x} \right. \\
 & + e^{j(N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b \tau} \rho_{limit}(x - N\Delta x) \\
 & * \frac{2 \sin(w_k x)}{x} e^{j2\pi x(N\Delta\omega_x + (w_k/2))} \\
 & + e^{j(N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b \tau} \rho_{limit}(x + N\Delta x) \\
 & \left. * \frac{2 \sin(w_k x)}{x} e^{-j2\pi x(N\Delta\omega_x + (w_k/2))} \right] \dots (16)
 \end{aligned}$$

式(15)から(16)に変形する際に、フレネル変換信号空間において $N\Delta x'$ のサンプリング長制限を受けた再生像を $\rho_{limit}(x)$ とし、逆フィルタ関数を適用時に折り返し効果により逆フィルタ関数の中心が $\pm N\Delta\omega_x$ だけずれた場合の再生像の関係式(18)を利用した。

$$\begin{aligned}
 \rho_{limit}(x) = & \mathcal{F}^{-1} \left[e^{j(\omega_x^2/4\gamma b \tau)} \mathcal{F} \left[v_{FR}(x') \right. \right. \\
 & \left. \left. \times \text{rect} \left(\frac{x'}{N\Delta x'} \right) \right] \right] \dots (17) \\
 \mathcal{F}^{-1} \left[e^{j(\omega_x \pm N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b \tau} \mathcal{F} \left[v_{FR}(x') \right. \right. \\
 & \left. \left. \times \text{rect} \left(\frac{x'}{N\Delta x'} \right) \right] \right] \\
 = & e^{j(N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b \tau} \rho_{limit} \left(x \pm \frac{2N\Delta\omega_x}{4\gamma b \tau} \right) \\
 = & e^{j(N\Delta\omega_x)^2/4\gamma b \tau} \rho_{limit}(x \pm N\Delta x) \dots (18)
 \end{aligned}$$

式(16)の第1項は空間周波数帯域が $|\omega_x| \leq \pi/\Delta x'$ による再生像成分であり、第2項と第3項はそれぞれ $\pi/\Delta x' < |\omega_x| \leq \gamma b \tau N\Delta x'$ による再生像の正負の高周波成分である。高周波成分は第1項の画像成分とは $\pm N\Delta x$ だけシフトした位置に現れるから、分解能は第1項の成分によって決定され $\Delta x'$ となる。また、逆フーリエ変換再構成を行った場合に現れる折り返し像も $\pm N\Delta x$ だけシフトした位置に現れるから、逆

フレネル変換再構成によっても折り返し像の生じる位置は変わらないことがわかる。ただし、逆フレネル変換再構成では画像の高周波成分のみが折り返される点が大きく異なる。以上から、フレネル変換再構成の空間分解能を Δx_{FR} とすると、 $\gamma b \tau N\Delta x'$ と $\pi/\Delta x'$ の大小関係で決定され、以下の2通りの場合がある。

$$\text{(case 1) } \gamma b \tau \leq \frac{\pi}{(N\Delta x')^2}$$

のとき

$$\Delta x_{FR} = \Delta x_k (> \Delta x') \dots (19)$$

$$\text{(case 2) } \gamma b \tau > \frac{\pi}{(N\Delta x')^2}$$

のとき

$$\Delta x_{FR} = \Delta x' (> \Delta x_k) \dots (20)$$

逆フレネル変換再構成では、Fig. 2(f)に示すようにフレネル変換信号が得られる空間に画像が再生されるので、画素幅は (case 1)、(case 2) によらずフレネル変換信号空間のサンプリング幅 $\Delta x'$ となり、視野は $N\Delta x'$ に固定される。

3. 局所高分解能画像の再生

MRIで撮像を行う場合に、一般に画像の折り返しを避けるために視野 $N\Delta x_{FT}$ は再生像より大きく設定する必要がある。本論文では、被写体と信号データ数 N が設定されたときに、この条件を満足して設定する撮像と分解能をそれぞれ便宜的に標準的撮像、標準的分解能と称することにする。

位相拡散フーリエ法を使用し、上の (case 2) の撮像条件で $\Delta x'$ を標準的分解能に設定する。このとき、式(9)の関係から $\Delta x' \geq \Delta x_{FT}$ となり、逆フーリエ変換再構成では標準的分解能よりも高分解能画像が得られる。しかしながら、再生像が視野よりも大きくなると画像の折り返しが生じる。提案法ではそれぞれの再構成法の視野と像のサイズにおいて、以下のような条件を設定する。

(標準的撮像視野 = $N\Delta x'$) > (被写体幅)

$$> N\Delta x_{FT} \dots \dots \dots (21)$$

式(21)を満足する条件を調べるために、 $N\Delta x' = N\Delta x_{FT}$ を満足するパラメータ $\gamma b\tau$ を $\overline{\gamma b\tau} (= \pi / N\Delta x'^2)$ とする. そして、 $\gamma b\tau$ 値を補助係数 h を用いて $\gamma b\tau = h\overline{\gamma b\tau}$ と表すことにする. このとき、式(9)から

$$\Delta x_{FT} = \frac{\Delta x'}{h} \dots \dots \dots (22)$$

の関係が得られる. h が 1 より大きくなると逆フーリエ変換再構成像の分解能 $\Delta x'$ の値は小さくなり高分解能化される. 以上から、 h は画像の分解能比を与えるパラメータと考えることができる.

本論文で提案する画像再構成法は、 h を 1 以

上に設定し、標準的分解能であるが画像の折り返しをほとんど生じない逆フレネル変換再構成像と、折り返しが生じるが局所的に高分解能な画像が得られる逆フーリエ変換再構成像の 2 種類の画像から、局所的に標準的撮像を上回る分解能を有する画像を合成する方法である.

Fig. 4 に本方法のアルゴリズムを示す. (a) は位相拡散フーリエ法の信号であり、この信号に対し数値的に 2 次の位相変調を与えるとフレネル変換信号 (b) に変形することができる.

(b) の信号を逆フレネル変換すると標準的分解能であるが画像折り返しをほとんど生じない再生像 (c) を得る. (a) の信号を逆フーリエ変換すれば高分解能画像が得られるが、再生像の視野と画素幅が分解能に伴い変化して画像合成が煩雑になるので、本研究では式 (8) の逆畳み込み積分により画像再生を行った (画像 (d)). こ

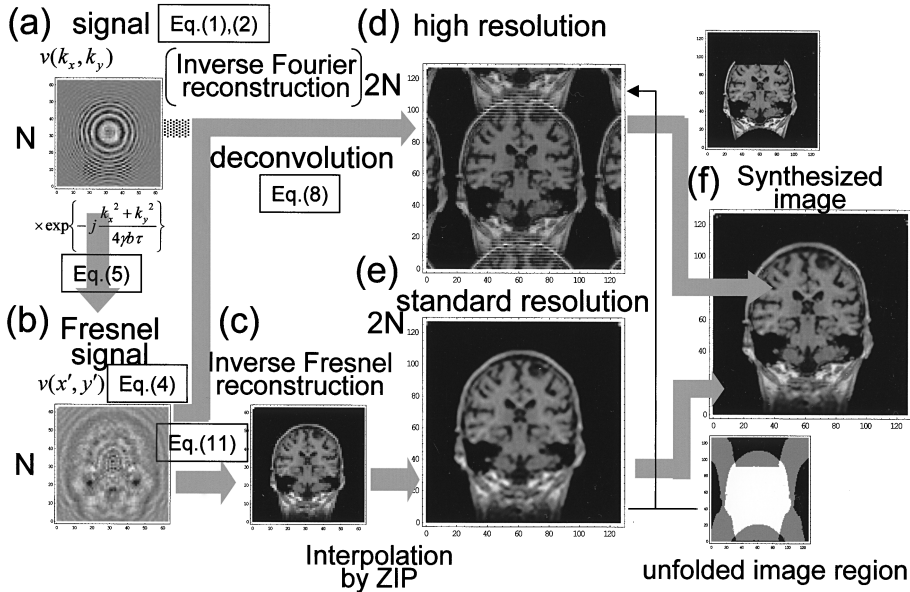


Fig. 4. Process flow of image synthesis algorithm ; the signal (a) is transformed to Fresnel signal (b) by applying phase modulation term $\exp\{(\omega_x^2 + \omega_y^2) / 4\gamma b\tau\}$, standard resolution image (e) is reconstructed by inverse Fresnel reconstruction and that image is interpolated to 2N image matrix by zerofill interpolation in the Fourier space. High-resolution image (d) having the same size of image matrix can be reconstructed by the deconvoluting the Fresnel signal. By using the images of (d) and (e), partially high-resolution image can be synthesized.

の方法では再生像の画素幅を任意に設定できる利点があり、みかけの視野に対する像のサイズ比を逆畳み込み積分再構成像と一致させることができる。逆畳み込み積分を利用して高分解能画像を再生する場合に、高分解能化に対応するために再構成画像のデータマトリックス数は少なくとも hN が必要であるが、本研究では逆フレネル変換再構成像をフーリエ変換を使用した補間処理によりデータ数を2倍の $2N$ にしたので、高分解能画像も一律に2倍の $2N$ に設定した。逆畳み込み積分再構成の画像サイズを(d)に一致させるために補間処理を行った画像が(e)である。(e)の画像の中に(d)の画像の中から折り返しを生じていない部分を埋め込んだ画像が(f)である。高分解能画像のうち折り返しを生じていない領域は、折り返しを生じていない標準分解能画像(e)から像の存在領域を求め、その画像を分解能比 h により決定されるシフト量を与えて折り返し像の生成領域を計算し、画像重複のない領域から求めることができる。これらの一連の操作により周辺部は標準的分解能であり、中央領域は標準的な分解能より高い分解能が得られる。

分解能比 h を大きくすると、逆フーリエ変換再構成像の折り返し量が大きくなり、高分解能領域は狭くなる。 h の取り得る範囲は、 $h=2$ のとき画像が完全に折り返されるから $1 \leq h \leq 2$ である。

実 験

1. シミュレーション実験

提案法の有効性を検証すべく、数値的に合成した位相拡散フーリエ法の信号から画像再構成シミュレーションを実施した。信号は 128×128 データのマトリックス、標準的分解能は 0.05 cm であるものとし、 $\Delta x' (\Delta y')$ は標準的分解能と同じ値に設定した。均一なスピン密度の中に、 $0.0375, 0.0625, 0.125, 0.25 \text{ cm}$ のスリットを設けた数値モデルを被写体として使用し

た。比較のためにフーリエ変換映像法を使用した場合の再生像を Fig. 5(a-1)に示す。分解能は標準的分解能として設定した 0.05 cm である。

提案法により分解能比 h を、1.4, 1.6, 1.8 とした再生像を(b-1)から(d-3)に示す。高分解能領域の分解能はそれぞれの h で $0.036, 0.031, 0.028 \text{ cm}$ となる。Fig. 5の(b-1), (c-1), (d-1)は逆フレネル変換による再生像である。逆フーリエ変換再構成を実施すると画像の折り返しが生じる条件であるが、逆フレネル変換再構成では像上にわずかに縞模様が生じているものの極端に大きな画像の折り返しがみられない再生像が得られている。また、矢印で示す位置の1次元像のプロファイル像を見ると、逆フレネル変換再構成像の分解能は、(a-1)のフーリエ変換映像法と同等のものが得られていることがわかる。(b-2), (c-2), (d-2)の画像は逆畳み込み積分再構成による高分解能画像である。 h が大きくなるに従い、折り返し量が大きくなると同時に高分解能領域として使用できる領域面積は小さくなっている。1次元像のプロファイルより、 h に比例して分解能が改善される様子が示されている。(b-3), (c-3), (d-3)の画像は逆フレネル変換再構成像と逆畳み込み積分再構成による合成画像であり、画像中央領域が高分解能化されている。

2. 撮像実験

実験は静磁場強度が 182 gauss 、共鳴周波数が 779 kHz の試作MRIを使用した。データ数は、信号のSN比が小さな場合でも分解能の改善効果がわかるように 64×64 とし、再構成画像は 128×128 とした。この場合の標準的分解能として 0.12 cm の場合を想定し、 $\Delta x' (\Delta y')$ を 0.12 cm とした。このとき $\gamma b \tau = 3.41 \text{ rad/cm}^2$ となる。撮像パラメータは以下の順序で決定した。1) 分解能比 h を決定する。本実験では、 $h=1.4, 1.6, 1.8$ とした。それぞれの場合の高分解能領域の分解能は、 $0.086, 0.075, 0.067 \text{ cm}$ となる。3) h に合わせて勾配磁界係数等を決定する。式(6)より、 h すなわち $\gamma b \tau$

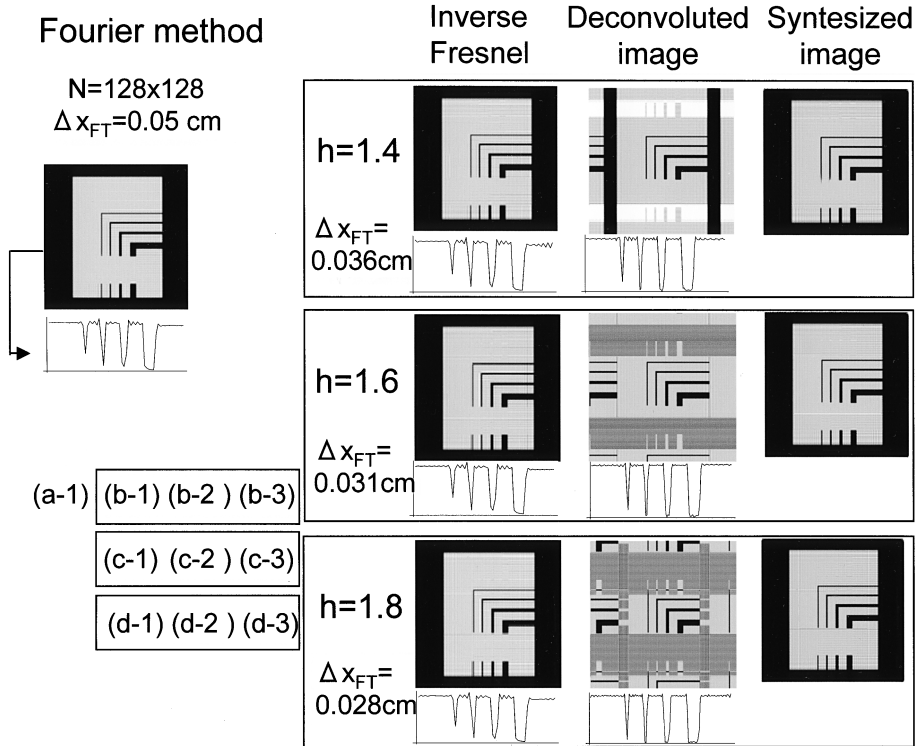


Fig. 5. Results of simulation experiment. The reconstructed image obtained in Fourier imaging technique is shown in (a-1), the synthesized images using the inverse Fresnel reconstruction and deconvoluted images are shown in from (b-1) to (d-3). The improvement ratio of spatial resolution h is set to 1.4, 1.6, 1.8, respectively.

を大きくしたときに $\Delta x'(\Delta y')$ の値を不変とするためには、 $\Delta k_x(\Delta k_y)$ を大きくする必要がある。リードアウト方向では、勾配磁界の強度とサンプリング刻みを大きくする方法、位相エコード方向では、勾配磁界強度による方法と勾配磁界印加時間長を大きくする方法とがあるが、本実験ではエコー時間を一定とするため、いずれの方向とも勾配磁界強度を変える方法とした。撮像対象は柚子断面とした。スライス厚さは 0.8 cm である。結果を Fig. 6 に示す。(a-1) は、比較のために分解能 0.12 cm としてフーリエ変換映像法を使用して撮像した結果で、(a-2) は中央部の拡大図である。(b-1), (c-1), (d-1) は、逆フレネル変換再構成像である。

$h = 1.6, 1.8$ の場合は、逆フーリエ変換再構成では像の折り返しが生じる条件であるが、逆フレネル変換再構成を使用した場合に像の折り返しはほとんどみられない。また、フーリエ変換再構成像と同等の分解能が得られていることがわかる。(b-2), (c-2), (d-2) は合成画像であり、画像の合成境界を破線で示した。(b-3), (c-3), (d-3) は、中央部の拡大像である。この図から、 h に比例して、柚子の房や種子の境界がより詳細に映像化され、高分解能画像が得られていることがわかる。本実験結果から、シミュレーションと同様に逆フレネル変換再構成では画像折り返しが極めてわずかな画像が得られること、分解能比 h に応じて局所的に高分

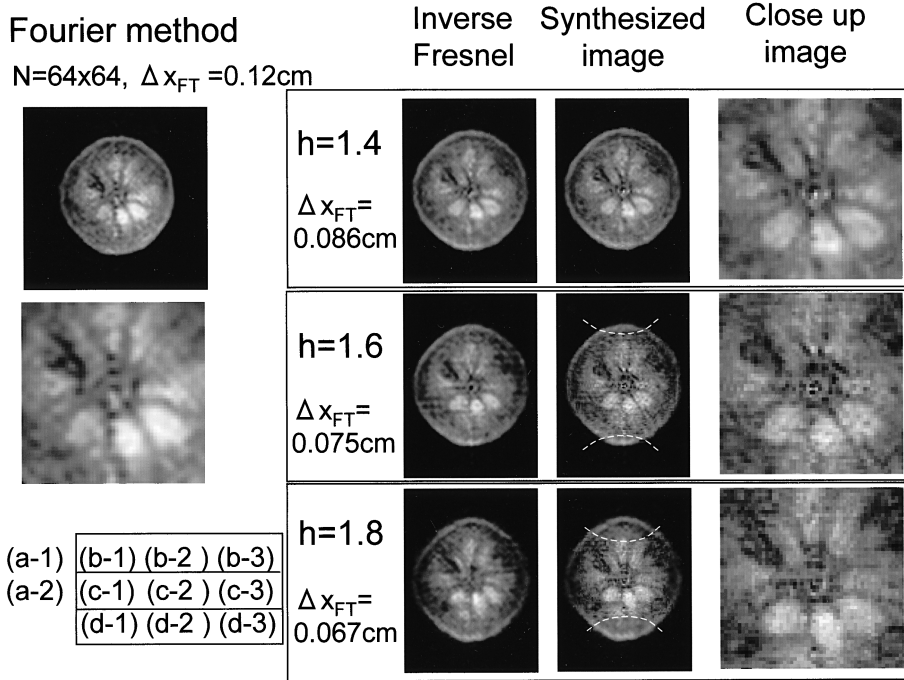


Fig. 6. Results of imaging experiment using 0.0187T MR scanner. The “yuzu” orange was used in the experiment. The reconstructed images obtained in Fourier imaging technique are shown in (a-1) and (a-2), the reconstructed images by inverse Fresnel transform and the synthesized images are shown in from (b-1) to (d-3). The improvement ratio of spatial resolution h is set to 1.4, 1.6, 1.8, respectively.

解能画像が得られることが確認できた。

考 察

提案法を利用するには撮像法として位相拡散フーリエ法を利用する必要がある。位相拡散フーリエ法を実現するためにスピ密度関数に対し2次の位相変調を与える操作が必要となる。この方法には本研究のように2次関数状磁界を使用する方法と、RF励起パルスによる方法とがある¹⁾。本研究では $\Delta B = b(x^2 + y^2)$ となる2次関数状磁界を使用したが、Nazarovらが設計した円筒面上に形成する $\Delta B = b(x^2 - y^2)$ なる2次関数状磁界でも適用可能である¹¹⁾。2次関数状磁界は主磁界の補正として使用される

ことが多く、これらの補正コイルを使用する方法も可能と考える。RF励起パルスによる方法では、2次関数状磁界の発生は必要なく、2次の位相変調と波形整形を行ったRFパルスを G_x (あるいは G_y) 勾配磁界下で印加する。パルスシーケンスなどの具体的な方法についてはMaudslayの論文に記述されている¹⁾。

本研究では高分解能領域を画像中央に設定したが、この領域は2次関数状磁界の中心位置と対応関係があるため、撮像時に2次関数状磁界の中心位置を移動させることで任意の位置に設定できる。磁界を用いた例では、2次関数状磁界に同期して x と y 方向に線形勾配磁界 G_{xc} と G_{yc} を印加すると次関数状磁界の中心位置を移動させることができる。この場合の合成

磁界は以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned} & \gamma\tau\{b(x^2+y^2) + G_{xc}x + G_{yc}y\} \\ & = \gamma b\tau\left\{\left(x + \frac{G_{xc}}{2b}\right)^2 + \left(y + \frac{G_{yc}}{2b}\right)^2 - \frac{G_{xc}^2 + G_{yc}^2}{4b}\right\} \\ & \dots\dots\dots(23) \end{aligned}$$

式(23)の右辺第1項と第2項は、2次関数状磁界の中心位置を x, y 方向にそれぞれ $-G_{xc}/2b, -G_{yc}/2b$ だけ移動したことを意味する。右辺第3項の $-(G_{xc}^2 + G_{yc}^2)/4b$ は磁界オフセット成分であるから、再生画像に一定の位相シフトを与えるだけの効果となる。このように2次関数状磁界の中心位置を任意の位置に移動できることは、画像の折り返しを生じない高分解能領域の位置を自由に設定できることを意味している。

MRI の撮像対象は生体の内部像であるから、視野の中央付近が周辺に比べて高分解能になる提案法は、病変部の位置が不特定な状態での撮像を行う場合でも一般的に有効な場合が多いと考える。高分解能領域内に病変部がある場合は、標準的撮像より画像から得られる情報量が多くなり、画像診断の精度向上が期待できる。しかしながら、病変部が周辺に位置し高分解能領域から外れた場合には標準的分解能で病変部を観察することになり、提案法は有効なものとはならなくなる。よって、提案法を利用する場合には分解能比 h は比較的小さな値に設定して高分解能領域を広く取った状態で撮像を行い、病変部が特定できた場合には、前述の2次関数状磁界の中心位置を移動する方法により、高分解能領域の中心を注目領域に設定し、さらに h を大きくして高分解能で観察するような手順が有効かと考える。

提案法をパラレルイメージング^{6)~9)}と比べた場合に、同一のデータ収集時間比較では単一コイルを使用した従来型撮像法に比べて少なくとも2倍の分解能を視野全域で得られるパラレルイメージングの方が有利である。しかしながら、パラレルイメージングで画像再生を行うた

めには、受信コイルの感度分布を調べるための予備的な撮像操作が必要であり、また感度分布が不正確であると再生像に画像折り返しが残る場合がある。システム設計の観点では、受信コイルの要素となるコイルの干渉を抑制する必要がある。このようにパラレルイメージングでは技術的な問題をいくつか解決し、さらに撮像においては感度分布取得のための予備的な撮像作業が必要となる。それに対し、提案法では画像合成のための予備的な撮像は必要なく、受信コイルは技術的に確立されているコイルを単一で使用すれば実現できる。画像再構成処理では、得られた信号を位相変調処理、フーリエ変換や逆畳込み積分などの単純な画像再生アルゴリズムだけで再生像が得られ、画像合成処理に起因するアーチファクトが発生することはない。提案法を汎用 MRI で実現するには2次関数状の磁界を発生するか、あるいは RF 励起パルスに位相変調操作を与える操作のいずれかが必要になる。励起パルスに位相変調を与える方法では、発振器が任意波形を発生することが可能であれば特別な装置の導入は不要である。2次関数状磁界を発生するコイルを新設する場合でも、弱い2次関数状磁界を発生するコイルと駆動する電源があればよい。よって、複数の受信コイルとプリアンプ、アンプ、位相検波回路、AD変換器などからなる受信系が必要となるパラレルイメージングに比べると安価に導入できることが予想される。このように提案法はパラレルイメージングと比較して同一撮像時間で得られる画像分解能の観点からは比肩し得る方法ではないが、システム設計、撮像と再構成処理の単純さにおいて特徴を有していると考える。この特徴は、パラレルイメージング非対応のMRIでもRF励起パルスの変調操作かあるいは2次関数状磁界発生コイルを設けるだけで提案法が比較的容易にかつ安価に導入できる可能性があることを示唆しており、既設のMRIへの導入が容易である点にも提案法の特徴があると考えられる。

分解能の異なる2種類の画像の合成処理は必ずしも必要ではないと考えるが、実用的には1枚の画像に被写体の内部情報を集約した方が便利と考え、画像の合成処理を行った。異なる画素幅の画像を合成するための補間法などには多くの方法を考えることができるが、本研究ではフーリエ変換空間における零データ外挿による補間処理により2倍のサイズに拡大した。異なる分解能画像のサイズを厳密に一致させて画像を合成することはできたが、分解能の異なる2種類の画像の合成は、やや不自然な画像に見える場合もある。今後は、超解像や最尤法等のデータ処理法を用いて、周辺部の高分解能化について検討を行いたい。

実験結果の Fig. 6 をみると、分解能比 h が大きくなるに伴い、画像の SN 比が小さくなっている。一般に、同一実験条件下でデータ数を固定して撮像する場合、勾配磁界強度やサンプリング刻み等を変えて高分解能化するほど画像の SN 比は低下する。本方法で h を大きくすると画像 SN 比が低下するのは同様の理由によると考えるが、分解能比と画像 SN 比の関連について詳細に検討を行うことが今後の課題である。

位相拡散フーリエ変換映像法を使用し逆フレネル変換再構成法を利用すれば、逆フーリエ変換再構成では像の折り返しが生じる条件であっても折り返し量がわずかな画像を再生できる点に本方法の大きな特徴があり、局所高分解能画像再生を実現できる基礎となっている。本方法により実用に供する画像を再生するためには、この逆フレネル変換再生像において、より高周波成分の折り返しを抑制した良質な画像の再生が必要と考える。この画質改善については今後の課題としたい。

結 語

NMR 位相拡散フーリエ変換映像法を利用すると、逆フーリエ変換再構成のほかにフレネル変換信号形に変形した後に逆フレネル変換再構

成を行う再構成法を利用することができる。本研究では、同一の信号から分解能の異なる2種類の画像を再構成し、それらを合成する方法により、分解能が汎用法を局所的に上回る画像を生成する方法について検討を行った。シミュレーションと撮像実験を行った結果、逆フーリエ変換再構成で折り返しが生じる条件でも逆フレネル変換再構成法を利用すると像の折り返しがわずかな画像を再生でき、結果として画像合成が有効に機能し、局所的に従来法を上回る高分解能画像を再生できることが明らかとなった。また、その際の分解能の改善比には被写体関数に与える位相拡散の係数が関連していることが示された。今後は再生画像の SN 比の検討、およびフレネル変換再構成画像上に生じる縞模様の抑制について検討を行う予定である。

謝 辞

本研究の一部は、実吉奨学会の研究助成のものに行われた。ここに記して深謝いたします。

文 献

- 1) Maudsley AA: Dynamic range improvement in NMR imaging using phase scrambling. *J Magn Reson* 1988; 76: 287-305
- 2) Wedeen VJ, Chao YS, Ackerman JL: Dynamic range compression in MRI by means of a nonlinear gradient pulse. *Magn Reson Med* 1988; 6: 287-295
- 3) 神崎修大, 伊藤聡志, 上村佳嗣, 山田芳文: NMR 位相拡散フーリエ変換映像法による画像 S/N 改善法. *電子情報通信学会論文誌* 2001; J84-D-II: 2140-2149
- 4) 山田芳文, 田中邦雄, 阿部善右衛門: 走査型非線形勾配磁場を用いた NMR フレネル変換イメージング. *電子情報通信学会論文誌 C* 1987; J-70-C-3: 439-446
- 5) Yamada Y, Tanaka K, Abe Z: NMR Fresnel transform imaging technique using a quadratic nonlinear field gradient. *Rev Sci Instrum* 1992;

- 63 : 5348–5358
- 6) Carlson JW, Minemura T : Imaging time reduction through multiple receiver coil data acquisition and image reconstruction. *Magn Reson Med* 1993 ; 29 : 681–688
 - 7) Ra JB, Rim CY. Fast imaging method using multiple receiver coils with subencoding data set. In : *Proceedings of the SMRM 10th Annual Meeting* 1991 ; 1240
 - 8) Sodickson D, Manning WJ : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997 ; 38 : 591–603
 - 9) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 952–962
 - 10) 山田芳文, 林 武彦, 田中邦雄, 阿部善右衛門 : NMR フレネル変換法の空間分解能. *電子情報通信学会論文誌 C* 1988 ; J-71-C-8 : 1203–1209
 - 11) Nazarov NB, Zabrodin VA, Krainskii IS, et al. : Compensations for non-uniformity of the magnetic field of a superconducting solenoids. *Cryogenics* 1972 ; 12 : 470

Resolution Improvement with Phase-Scrambling Imaging Technique in Parallel Image Reconstruction

Liu NA¹, Satoshi ITO¹, Yoshifumi YAMADA¹,
Kunio TANAKA², Masao KASUGA¹

¹*Graduate School of Engineering, Utsunomiya University
7-1-2 Yoto, Utsunomiya 321-8585*

²*Central Laboratory for Research and Education, Asahikawa Medical College*

The spatial resolution of medical images is very important to accurate diagnosis. However, obtaining high-resolution images takes time. In this paper, we propose a new image reconstruction scheme that does not lengthen data acquisition time. The signal obtained in phase-scrambling Fourier imaging, in which a nonlinear field gradient is added to the phase-encoding step of conventional Fourier transform imaging, can be transformed to the description of Fresnel transform signal. Therefore, image reconstruction can be performed by inverse Fourier transform (IFT) and by inverse Fresnel transform (IFR). In general, the field of view of reconstructed images and spatial resolution are different in each reconstruction method. IFR reconstruction can produce almost alias-free images, even from signals with serious aliasing in IFT reconstruction. Combining these images, the synthesized image has an area with higher spatial resolution than conventional FT imaging. Simulation and experimental studies using a 0.0187T MR scanner were performed for the new image reconstruction technique. The proposed image reconstruction method produced images with areas of higher resolution than the standard imaging. The improvement ratio of spatial resolution is proportionate to the coefficient of quadratic phase modulation applied in the phase-encoding step. We conclude that the proposed technique has a potentially strong role in the new scheme of image reconstruction.