

## 術中 MRI に適したランニングイメージングの基礎検討

伊藤聡志, 小林裕樹, 山田芳文

宇都宮大学工学部情報工学科

## はじめに

近年, 手術中において針などの術具の位置決めを正確に行うなどの目的で患者の生体内映像を観測しながら手術を行う interventional MRI (IMRI) と呼ばれる方法が普及しつつある. この方法において, 生体内映像は高速映像法による撮像と映像再構成が行われるが, 時間分解能が必ずしも十分とはいえない. 超高速映像法<sup>1)</sup>を使用すれば, 毎秒数十枚の映像更新が可能であるが, 一般に中磁場のオープン型 MRI では超高速映像法の利用は困難であり, 高速映像法による撮像が行われている. 映像の更新レートを大きくするための映像法として, キーホール法<sup>2),3)</sup>, 投影再構成型キーホール法<sup>4)</sup>や高速ラインスキャンイメージング法<sup>5)~7)</sup>などの方法が提案されている. キーホール法は, 信号空間の低周波領域の信号のみを更新する方法であるため, 被写体の動きが大きくなると高周波信号領域の近似が成立せず, 動きによるゴーストが発生する可能性がある. 投影再構成型キーホール法は被写体の動きの影響を受けにくい投影再構成法を利用し, 信号収集を間引くことで映像更新レートを改善している. しかし, 信号空間におけるサンプリング点が放射状であるために, 信号空間の原点付近の信号までも間引くことは避けられない. ラインスキャンイメージングは動きの影響を受けにくい, 信号に寄与するスビ

ン量が圧倒的に少ないために再生像の S/N 比は小さくなる問題がある. 本研究では, 被写体の動きの影響を受けにくく, かつ映像 S/N 比が通常のフーリエ変換映像法と同等である位相拡散フーリエ変換映像法<sup>8),9)</sup>による高速映像法を使用しながら, 映像更新レートを大幅に向上し, 被写体の動きに関する情報をより迅速に知ることが可能な映像再構成法について提案を行う.

位相拡散フーリエ変換映像法は, はん用映像法として採用されているフーリエ変換映像法の位相エンコード方向勾配磁界パルスと同期して 2 次関数状磁界を印加する方法である. この位相拡散フーリエ変換映像法では, 部分的な信号からでも局所の映像を再生できる特徴がある<sup>10),11)</sup>. この局所映像再生の特徴を利用すると, 信号収集と並行して映像を連続再生するランニングイメージングが可能となる. 信号の取集中でも部分的に映像が更新されてゆくので, 信号空間の全データを収集してから映像再生を行う方法に比べて被写体の動きに関する情報をより早く得ることができる.

信号収集と並行して映像を再構成するには, 高速な映像再構成システムが要求される. 従来から我々は位相拡散フーリエ変換映像法の信号が有する回折式類似性に着目し, 光学演算の高速処理性を利用したオンライン・ホログラフィック再構成によるランニングイメージング

キーワード interventional MRI, fast imaging, phase scrambling Fourier imaging, motion artifact

を実現してきた<sup>12),13)</sup>. しかしながら, 光学演算では高速性が達成される反面, 光学系の不完全性やスペckル雑音と呼ばれる光学的な雑音の混入の問題があり, 映像 S/N の点で課題を残していた.

そこで, 本研究では映像再構成を近年の高性能化が著しい計算機により行う方法について検討し, IMRI を想定した基礎実験を行うことにした. 映像再構成処理を行うに当たり, 普及型のMRIにおいても提案法を実現することを考慮し, 映像再構成処理専用の計算機を設けずに, データ収集用の計算機が映像再構成処理を行う方式とした. この場合に, 映像再構成専用の演算ユニットを有していないので, データ収集の後に映像再構成の時間を確保する必要があり, その時間だけ RF 励起パルスの送信が遅れる. しかしながら, 位相エンコード方向の信号を取得するごとに映像再構成を行っても更新される情報はわずかであるため, 必ずしも毎TRの映像再構成処理は必要ではないことに着目し, ある程度のまとまった信号を収集してから映像を再構成する方式とした. これにより, 映像再構成時間の確保によるデータ収集時間の増大を最小限に抑えながら, 計算機処理によるランニングイメージングが可能となる.

本論文では, 提案するランニングイメージングの有効性を実証するために小型ファントムに動きを与えたイメージング実験を行い, その結果について検討を行った. 具体的には, 平行移動, 収縮とIMRIにおけるMR biopsyを模した生検針の穿孔動作を行った.

### 位相拡散フーリエ変換映像法

#### 1. 位相拡散フーリエ変換映像法の信号

位相拡散フーリエ映像法 (phase scrambling Fourier transform imaging : 以後 PSFT 法と略称する) は, フーリエ変換映像法の位相エン

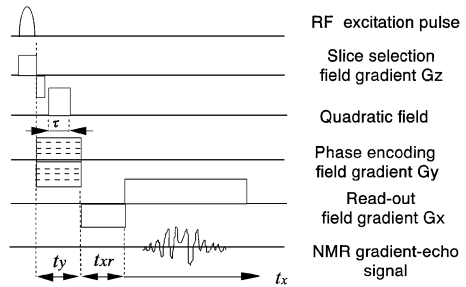


Fig. 1. Pulse sequence for phase scrambled Fourier imaging. The quadratic field gradient is applied for a fixed time  $\tau$  to produce a nonlinear phase scrambling in the  $x$  and  $y$  directions. The gradient echo signal appearing at the reversal of  $G_x$  is sampled as a data.

コード方向勾配磁界に同期して2次関数状磁界を使用する方法である. この2次関数状磁界によりスピンの位相が拡散するために得られる信号のダイナミックレンジは大幅に低減される<sup>8),9)</sup>. Fig. 1は,  $xy$ 平面を撮像する場合のPSFT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,  $t_{xr}$  を  $G_x$  の反転時間,  $t_x$  を  $t - t_{xr}$ , 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.

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

ここで,  $\rho(x, y)$  は  $xy$  平面のスピンの密度分布であり,  $b$  は2次関数状磁界の係数,  $\tau$  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,  $\gamma$  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)に変形することができる.

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

PSFT法の信号からスピン密度分布を再構成するには、式(3)のようにエコー信号 $v(k_x, k_y)$ を逆フーリエ変換し位相拡散効果を補正するか、あるいは逆フーリエ変換後にその絶対値をとればよい。

$$\rho(x, y) = e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \mathcal{F}^{-1}[v(k_x, k_y)] \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 $\mathcal{F}^{-1}$ は逆フーリエ変換を意味するものとする。

2. 映像再生範囲と局所映像再構成

PSFT法の信号は被写体関数に2次の位相変調を施した関数がフーリエ変換された形になるために、ナイキスト周波数で決まる視野の他に映像の再生範囲を左右するパラメータがある。一般的な例として、ここでは信号が位相エンコード方向に部分的に存在する場合を考える。式(2)で得られる $k$ 空間の信号のサンプリング間隔を $\Delta k$ とし、信号が中心を $n\Delta k$ 、幅が $m\Delta k$ ( $n, m$ は自然数)の領域のみに局在する場合について考える (Fig. 2(b))。この局在信号は式(4)のように幅が $m\Delta k$ の矩形窓を信号に乗じた関数として書くことができるから、この局在信号から得られる映像を $\Delta\rho_n(x, y)$ とすると、 $\Delta\rho_n(x, y)$ は式(4)のように書くことができる。

$$\Delta\rho_n(x, y) = e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \mathcal{F}^{-1} \times \left[ v(k_x, k_y) \text{rect} \left( \frac{k_y - n\Delta k}{m\Delta k} \right) \right] \dots\dots\dots (4)$$

ここで、 $\text{rect}(k_y/m\Delta k)$ は幅が $m\Delta k$ の矩形関数を意味するものとする。式(4)で $k'_y = k_y - n\Delta k$ と置くと、次式が得られる。

$$\Delta\rho_n(x, y) = e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \mathcal{F}^{-1} \times \left[ v(k_x, k'_y + n\Delta k) \text{rect} \left( \frac{k'_y}{m\Delta k} \right) \right] \dots\dots\dots (5)$$

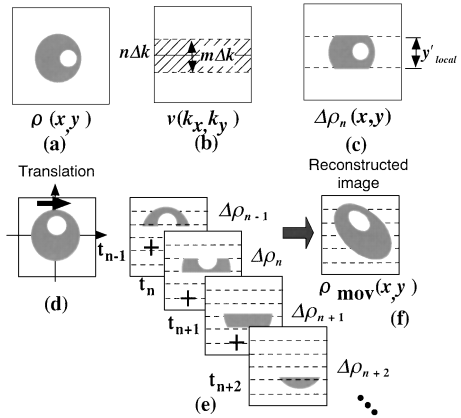


Fig. 2. PSFT has the characteristic of localized image reconstruction, by which a partial image can be reconstructed from the segmented signal. (a) imaging object, (b)  $k$ -space signal is restricted in the area of which center is located on  $k_n$ , and which has a width of  $2kw$  for the phase encoding direction, (c) reconstructed image from the segmented signal shown in (b), the reconstructed area  $2yw$  is roughly equal to the segmented signal region in the  $x'-y'$  wave front coordinate, (d) suppose that the moving object is considered as still for the  $t_w$  period as shown in (e); (f) the image of moving object becomes the sum of the each partial images at a time  $t_n$  and the reconstructed image will appear as the slant object.

式(5)を書き直すと、式(6)を得る。

$$\begin{aligned} \Delta\rho_n(x, y) &= e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \left[ \rho(x, y) e^{-jy b \tau (x^2 + y^2)} \right. \\ &\quad \times e^{-jn\Delta ky} \text{sinc}(m\Delta ky) \left. \right] \\ &= e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \left[ \rho(x, y) \right. \\ &\quad \times e^{-jy b \tau \{x^2 + (y^2 + 2(n\Delta k/2y b \tau)y + (n\Delta k/2y b \tau)^2)\}} \\ &\quad \times e^{jy b \tau (n\Delta k/2y b \tau)^2} \text{sinc}(m\Delta ky) \left. \right] \\ &= e^{jy b \tau (x^2 + y^2)} \left[ e^{-jy b \tau y_n'^2} \rho(x, y) \right. \\ &\quad \times e^{-jy b \tau \{x^2 + (y'_n - y)^2\}} \text{sinc}(m\Delta ky) \left. \right] \dots\dots\dots (6) \end{aligned}$$

$$y'_n = -n\Delta y' \quad \text{ただし、} \Delta y' = \frac{\Delta k}{2y b \tau} \dots\dots\dots (7)$$

式(6)の関数  $\rho(x, y) \exp[-jy b \tau \{x^2 + (y'_n - y)^2\}]$  は、 $y'_n$ からの距離の2乗に比例し激しく

振動する形となる．ゆえに  $y'_n$  から離れた位置のスピンドensity値は，sinc関数との畳み込み積分により sinc関数の主ローブ内で平均化される効果により，ある境界以上では情報を消失する形となる． $y'_{local}$  を， $y'_n$  を中心として  $\rho(x, y)$  が畳み込みにより情報を失わない限界とすると， $y'_{local}$  は畳み込む sinc関数のメインローブ  $2\pi/(m\Delta k)$  内における位相変化  $\exp(-j\gamma b\tau y^2)$  が  $2\pi$  になる点として見積もることができる<sup>14)</sup>．

$$\left(\frac{2\pi}{m\Delta k}\right) \left[\frac{\partial}{\partial y} \{\gamma b\tau (y'_n - y)^2\} \Big|_{y=y'_{local}}\right] = 2\pi. \quad (8)$$

式(8)から， $y'_{local}$  は式(9)で与えられ，式(7)を利用すると式(10)と表すことができる．そして，映像再生範囲はおおよそ式(11)として与えられる．

$$y'_{local} \approx \frac{m\Delta k}{2\gamma b\tau} \quad (9)$$

$$= m\Delta y' \quad (10)$$

$$y'_{local} \leq |y - y'_n| \quad (11)$$

被写体映像全体が欠損なく再生される条件について考える．そのためには，式(11)で与えられる映像の再生範囲  $y'_{local}$  はナイキスト周波数により決定される視野と同等の領域を確保する必要がある．ナイキスト周波数により決定される視野  $y_{FOV}$  は，式(12)により与えられる．

$$y_{FOV} = \frac{2\pi}{\Delta k_y} = N\Delta y \quad (12)$$

一方，式(11)において  $n=0$ ， $m=N$  と与えて求められる映像化範囲  $y'_{local}|_N$  は，式(13)として求められる．

$$y'_{local}|_N = \frac{N\Delta k_y}{2\gamma b\tau} \quad (13)$$

以上から， $y'_{local}|_N$  と  $y_{FOV}$  が等しくなる条件として  $\gamma b\tau$  は以下の式を満足しなければならない．この  $\gamma b\tau$  を  $\overline{\gamma b\tau}$  とすると，以下の式で表す

ことができる．

$$\overline{\gamma b\tau} = \frac{N\Delta k_y^2}{4\pi} \quad \text{あるいは} \quad \overline{\gamma b\tau} = \frac{\pi}{N\Delta y^2} \quad (14)$$

この  $\overline{\gamma b\tau}$  を基準として  $\gamma b\tau$  を考えるために，補助変数  $\beta$  を使用して  $\gamma b\tau = \beta \overline{\gamma b\tau}$  と表すと式(15)の関係が得られる．

$$\frac{y'_{local}|_N}{y_{FOV}} \approx \frac{m}{\beta N} \quad \text{あるいは,} \quad \Delta y' = \frac{\Delta y}{\beta} \quad (15)$$

式(15)は， $\beta=1$  とした場合に視野における映像再生範囲の比と信号空間における信号の存在範囲が等しくなることを意味する．そして，次のように  $y'_{local}|_N \geq$  (被写体幅) の条件が満足されるとき，被写体映像はほぼ欠損なく再構成される．

(1)  $y'_{local}|_N \geq y_{FOV} \geq$  被写体幅 ( $\beta \leq 1$ )

(2)  $y_{FOV} \geq y'_{local}|_N \geq$  被写体幅 ( $\beta \geq 1$ )

次に，局所映像を再生する場合について考える．信号が被写体全体を映像化する前述の(1)と(2)の条件を満足しない場合，すなわち(被写体幅)  $\geq y_{FOV}$  の場合でも，局所の映像をおおまかに再生することができる．いま， $128 \times 128$  の信号空間において位相エンコード方向の中央に44行の信号のみが存在する場合を考える (Fig. 3)．(a)，(b)，(c)は，それぞれ  $\beta=0.5$  ( $\Delta y' = 2\Delta y$ )， $\beta=1$  ( $\Delta y' = \Delta y$ )， $\beta=1.33$  ( $\Delta y' = 0.75\Delta y$ ) の場合の帯域制限信号とその再構成像である．(b)では， $\Delta y' = \Delta y$  であるので映像空間における映像再生範囲比は，信号空間における信号の存在範囲比とほぼ同じである．位相エンコード方向にリングングがみられるが，おおむね被写体モデルの局所の映像を表している．一方，(a)では，映像再生範囲が(b)の2倍になるので，ほぼ被写体の全体像が表れている．(c)では，映像再生範囲が(b)の0.75倍となるので，映像空間において信号の存在範囲比よりやや狭い範囲の映像が再生されている．信号の分布をみると， $\beta$  が大なるほど信号空間全体にわたって干渉縞に似た分布の信号が出現す

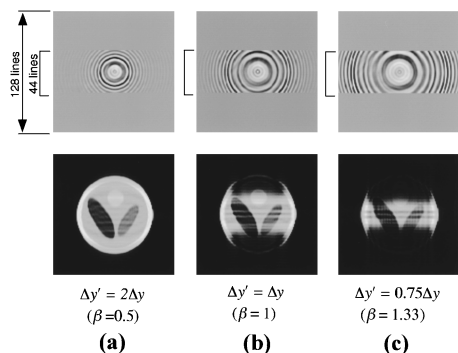


Fig. 3. Simulation results of localized image reconstruction. (a), (b) and (c) show the segmented signals and reconstructed images when  $\beta=0.5$ ,  $\beta=1.0$  and  $\beta=1.33$ , respectively. Note that partial images are reconstructed from the segmented signals.

る傾向がみてとることができる。理論的には  $\beta=0$  のときが通常の一変換映像法の信号である。

### 運動物体のイメージング

#### 1. ランニングイメージング

PSFT 法を使用し、運動を伴う被写体のイメージングについて考える。一般に撮像中の被写体の動きは連続運動と考えることができるが、高速映像法において位相エンコード方向の信号数本のデータを収集する時間内における被写体の動きが小さい場合には、近似的にこの時間内の信号に対して被写体が静止しているものと考えることができる。このときの部分的な信号から得られる映像は式(4)あるいは式(6)で与えられた。信号空間の全データを使用して得られる映像を  $\rho_{mov}(x, y)$  とし、信号空間が Fig. 2 に示すように時相  $n$  の異なる  $m\Delta k$  時間のセグメント信号  $M$  個から構成されるものとする、 $\rho_{mov}(x, y)$  は近似的に式(16)のように各時相の局所映像である  $\Delta\rho_n(x, y)$  の和として表すことができる。

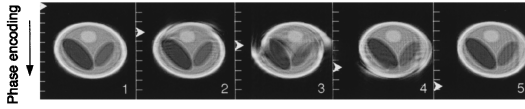
$$\rho_{mov}(x, y) = \sum_{n=0}^M \Delta\rho_n(x, y) \dots\dots\dots (16)$$

Fig. 2(c)は式(16)で得られる映像  $\rho_{mov}(x, y)$  を模式的に示したものである。被写体が移動している場合の再構成像は、各時相の信号による局所映像の合成として再生される。よって、この場合に Fig. 2(c)に示すように変形した映像となって再生される。このように PSFT 法では被写体の動きによるアーチファクトが映像の変形等として表れ、フーリエ変換映像法による撮像時にしばしばみられるような視野全体に広がる 2 重像のようにはなりにくい。また、部分的な信号からでも局所映像再生が可能であることから、信号収集と並行して映像再構成を行うランニングイメージングが可能と考える。本手法によれば、再生像は常に局所的に最新映像を含んでおり、被写体の動きに関する情報を部分的ではあるが迅速に入手することができる。

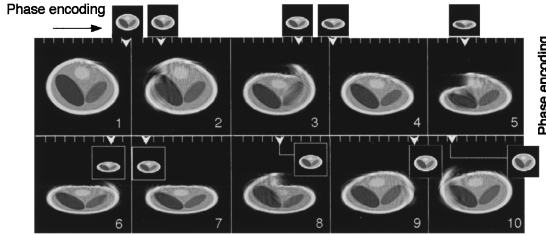
#### 2. ランニングイメージングのシミュレーション

ランニングイメージングの実現可能性と再生される映像の質について検討するために数値シミュレーションを実施した。運動形態として臨床 MRI おいて想定される平行移動、拡張・収縮と、IMRI の動作として手指動作を考えた。データマトリックスは  $128 \times 128$  とし、 $\gamma\beta\tau$  は映像再構成範囲がナイキスト周波数により決まる視野と一致する  $\beta=1$  の条件を選んだ。撮像時間の基準を与えるものとして、信号空間の全信号を収集する時間  $N \cdot TR$  を  $T_{acq}$  とする。

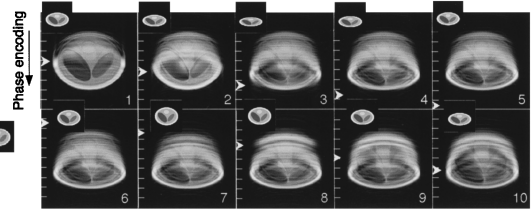
Fig. 4(a)は、 $16 \text{ pixel}/T_{acq}$  の等速度で図上の水平方向に移動する状態の撮像シミュレーションである。上下方向が位相エンコード方向、左右方向が周波数エンコード方向である。図中の矢印は、対応する信号空間の更新部から計算される映像の更新境界を示している。撮像中にも被写体が移動しているので、1 の映像では、被写体が斜に変形した形状を呈し、若干のぼけがみられるが、映像全体に際立ったアーチファク



(a) Movement for read-out direction



(b) Contraction for read-out direction



(c) Contraction for phase-encoding direction

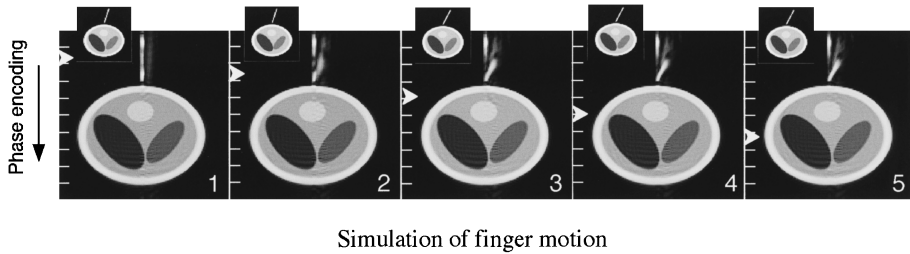
Fig. 4. Simulation results of running reconstruction. (a) Movement for read-out direction, (b) Contraction for read-out direction. Subset small images show the phantom structure when echo signal is calculated. (c) Contraction for phase-encoding direction.

トはみられない．2や3の映像では，古い映像の上に新しい時相の映像が更新された形になっている．映像更新境界部では  $16 \text{ pixel}/T_{acq}$  間の速度で被写体が移動しているため，境界の上下で分断されている．境界部では映像に乱れがみられるが，更新された部分的な信号から再生される映像は大きな乱れを伴うことなく再生されている．信号の更新が進み位相エンコード方向の下端に達すると映像は再び1と同様の映像が得られる．5の再生像の右側が乱れているのは，局所映像再生の映像再生範囲限界付近に達し，映像の情報が一部失われているためである．

Fig. 4(b)は，被写体が収縮・拡張する場合のシミュレーション結果である．被写体の下端は固定されているものとし，収縮・拡張の周期が  $4T_{acq}$  の場合について行った．ここでは，図の横方向を位相エンコード方向に設定している．位相エンコード方向の中央のデータ系列から収縮を開始し，128データ系列までのデータを収集した後の再構成図が1である．各再構成図の脇に各像が再生された時相の被写体構造を示した．映像更新に伴い収縮量が大きくなるので，再構成像は上下方向にゆがんでいる．また，映像が更新されるに従い被写体の収縮の程度が進むので，映像の更新部では  $T_{acq}$  間の収

縮量だけ映像が分断された形になっている．Fig. 4(a), (b)の映像は，被写体がゆがんだものとなっており，その各時相の被写体形状を正しく表したものとなっていないが，Fig. 4(a)の場合に撮像中の被写体の形状に著しい変化がないと考えることができれば，更新部の映像から被写体全体の位置を推定することができる．また，Fig. 4(b)の場合では，被写体の拡張・収縮において拡張・収縮率が位相エンコード方向に大きな相違がないと考えることができれば，最新を情報を有する映像更新部から被写体の拡張・収縮の程度を推測することができる．また，映像更新境界部からは， $T_{acq}$  間の拡張・収縮の変化量を知ることができる．

Fig. 4(a), (b)の例では，映像更新方向と運動方向が直交する場合であり，映像更新部に常に被写体映像の一部が反映されるため，被写体の動きをおおまかに推定できる場合であった．それに対し Fig. 4(c)は，Fig. 4(b)と同様な拡張・収縮運動であるが，位相エンコード方向を Fig. 4(b)と違って拡張・収縮の運動方向と沿う方向に設定した場合である．収縮・拡張の周期は  $4T_{acq}$  と Fig. 4(b)と同じである．この場合に映像更新部と同方向に収縮・拡張する物体を映像化するため映像更新部に被写体映像が含まれない時相が多く発生する．そのため，ラン



Simulation of finger motion

Fig. 5. Simulation results of running reconstruction. An example of Monitoring a finger position and angle in a interventional MRI procedure.

ニングイメージングを実施しても多重のゴースト像が得られるだけで被写体の収縮状況を推測することが困難である。また、映像更新部に被写体映像が含まれる場合でも、極端な例として映像空間における映像更新部の移動速度と被写体の収縮速度が同速度の場合には、常に被写体の同一部分が映像化されるため、ゴーストを発生した映像となることが予想される。このように、局所映像再構成を利用したランニングイメージングにおいて位相エンコード方向と同方向の動きを描出するのは困難であるから、被写体あるいは注目対象の動きの方向が既知の場合は、その方向と直交する方向に位相エンコード方向を設定することが要求される。

Fig. 5 は、IMRI を想定した簡単なシミュレーション結果である。フリーハンドで行う穿刺・生検およびドレナージでは、術者の指をマーカーとして穿刺点を MR 透視映像上で確認し、この指を目安に麻酔や切開が行われる<sup>15)</sup>。ここでは、術者の指を棒状のモデルにみため、その棒の被写体に対する入射角度を変えた場合の再構成映像計算結果である。被写体に対して垂直に立ててある指を斜に傾けたときに、手指の映像化領域に映像更新が行われる条件となっている。1 の映像では垂直に立っている指が、傾き始めたときの映像である。対応する映像化領域の指の映像強度が弱くなっている程度で、被写体に対する指の角度が変わったことを察知することはできないが、2 の映像から指

が断裂した形ではあるが指の先端部の入射角度が変わり始め、3, 4, 5 と推移するにつれて指の像の明瞭さが増した映像となっている。実際の手術において指の位置決めは正確さを期すために指をとどめてからすべての信号を収集し、ぼけのない映像を取得してから行うと考えるが、このシミュレーションにより、指の位置決めまでの過程を高速化できる可能性があると考えられる。

### 3. ランニングイメージングの方法

高速映像法を使用したランニングイメージングにおいて信号収集に遅れずに映像を更新するには、励起パルスの印加時間間隔である TR 以内に再構成と映像表示を実行しなければならない。TR が数 ms から数十 ms の範囲の値になる高速イメージングにおいて、このような時間内に映像再構成と表示を実現するには高性能の演算処理システムが要求される。従来、我々はいままで PSFT 法の信号式が有する回折式類似性を利用した光学的な画像処理システムを利用してきた<sup>12),13)</sup>。この光学演算を利用する方式は、NMR 信号をホログラムに変換しホログラフィによる映像再構成法であり、VGA 信号のビデオレートである 60 frame/s の映像再構成が可能であった。しかしながら、光学的な再構成方式により高速化は達成されるが、ホログラムを表示する液晶空間光変調器の光変調特性が十分な特性を有していないことや光学再生映像特有のスペckル雑音の混入などの問題があり、映像の S/N 比に課題を残していた。

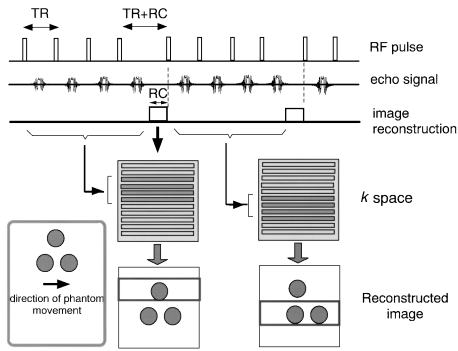


Fig. 6. Strategy of acquiring signal and reconstructing images in running reconstruction. After acquiring several echo signals, image reconstruction is performed in a RC period and then the latest information of an object is reflected on the image. In image reconstruction steps, an interval of RF excitation pulse is lengthened by RC.

そこで、本研究では近年の高性能化が著しいパーソナルコンピュータ（PC）を使用し、映像更新の頻度と画像処理能力を考慮したランニングイメージングについて考えることにした。また、普及型 MRI に特別な改造を行うことなく適用する場合を考え、ここでは映像再構成専用の演算ユニットを設けずに RF 励起パルスや各勾配磁界の発生を制御するコンピュータに映像再構成を行わせる簡単な構成のシステム構成を考えた。Fig. 6 に本研究で行うランニングイメージングの信号収集と再構成のタイミングチャートを示す。データを収集することに映像再構成演算を行うと再構成と映像表示の時間だけ次の RF 励起パルスの送信が遅れ、TR が長くなってしまふ。しかしながら、この TR 延長による撮像時間の長大化はランニングイメージングにおいて更新される情報量を考慮することにより必要最小限にとどめることができる。ランニングイメージングではエコー信号収集ごとに映像再構成をすれば映像上に被写体の情報が反映された形になるが、映像上において更新される情報量はエコー信号 1 本分であり、そこ

から得られる被写体の情報は少ない。よって、更新映像から有意な情報を入手するには、数本から十数本のエコー信号を収集してから映像再構成を行う必要がある。本研究ではこの要求を踏まえ、エコー信号をまとまった量だけ収集してから映像再構成を行うことにした。これにより、適当な数のエコー信号を収集してから映像再構成を行うので、映像再構成を行う時相では一時的に TR が長くなるが、それ以外の時相では TR が長大になることはなく、全信号空間の信号を収集する時間の延長は大きくならず済む。

## 実 験

### 1. 装置と方法

実験は、主磁界強度が 0.0183T で共鳴周波数が 779 kHz の試作 MRI を使用した。データマトリックスは  $128 \times 128$ 、TR は映像再構成を行わない時相で 40 ms とした。使用した PC は、CPU が Pentium IV 1.7 GHz、メモリを 256 MB 搭載し、OS として Windows98 をインストールした PC/AT 互換機である。この PC により RF 励起パルス、各勾配磁界の発生パルスが送信される。パルス発生用の D/A 変換器や A/D 変換器、トランジェントメモリなどのデータ収集システムは CAMAC 規格に準拠したシステムで構成されており、PC 側で任意のパルス系列のプログラムとデータの収集を行うことができるようになっている。映像の更新プログラムは Visual C++ 5.0 の環境で作成した。本計算機環境でデータ収集後に  $128 \times 128$  マトリックスのデータを二次元フーリエ変換し、再構成映像データをグレースケール表示のための規格化処理と映像をモニタ上にウィンドウ表示するまでに要する時間 RC は 60 ms であった。映像再構成を実施する時相では、エコー信号収集後にこの映像再構成のための時間 RC だけ RF パルスの送信が遅れ、本実験では TR+RC で 100 ms になる。本研究では、局所



映像再構成の特徴を生かしつつ  $T_{acq}$  を短縮する観点から検討した結果、エコー信号を 10 本収集することに映像再構成を行うことにした。よって、映像更新は  $10 \cdot TR + RC$  である 0.46 s ごとに行われ、全信号空間のデータを収集するのに 5.9 s を要することになる。信号空間の全信号を更新する 5.9 s 内に 12.8 回の映像更新が実施される。

データ収集を開始してから 0.46 s おきに映像が更新されるが、遅延時間として計測を開始してから被写体全体の映像が表示されるまでの時間は、通常のフーリエ変換法と変りはなく、信号空間のすべてのデータの収集時間に加え画像再構成と表示の時間を要し、本実験の場合には 5.9 s になる。ここで、遅延時間として部分的な映像が表示される場合を許せば、最初に映像が現れるのは、計測開始後 0.46 s である。ただし、視野全体に被写体が分布する場合以外は、被写体が存在しない背景領域を映像化するので有意な映像が得られない場合が多い。一般的に映像更新を数回行うと被写体の上端部が現れる形になり、徐々に映像化される範囲が広がり、5.9 s 後に全体像が映像化される形となる。

超低磁界 MRI を使用することから映像の S/N 比を上げるために実験に使用するファントムは厚さ方向に同一の構造を与え、スライス選択を行わずに主磁界方向のスピンの寄与を多くする方法と、分解能を小さくし、単一ピクセルに寄与するスピンの量を増やす方法の 2 法を採用した。実験条件は、 $\gamma b \tau = 4.4 \text{ rad/cm}^2$ 、分解能  $\Delta x = \Delta y = 0.16 \text{ cm}$ 、 $\Delta x' = \Delta y' = 0.035 \text{ cm}$  ( $\beta = 4.6$ ) の場合である。これは、 $y_{FOV} (= 20.5 \text{ cm}) \geq y_{local} (= 4.5 \text{ cm}) \geq$  (被写体幅) の条件にあたる。

被写体にはシミュレーションと同様に平行移動、拡張・収縮、IMRI を模した針状ファントムによる動きを与え実験を行った。

## 2. 実験結果

### 1) 平行移動

平行移動に関して、受信コイル内径 7 cm の

中でファントムに大きな移動距離を設けることは困難であったので、RF 発振器の周波数を変化させることにより周波数オフセットを与え、模擬的に被写体が再構成像において周波数エンコード方向に移動する方法を採った。Fig. 7 (b) は、RF 発振器の共鳴周波数を連続的に掃引させることにより、(a) に示す構造のファントムが連続的に等速度で移動する場合を模擬した結果である。局所映像再生の特徴から被写体の移動に伴って局所映像の再生位置が移動しているので斜めにゆがんで再生されているが、映像全体を覆うような顕著なアーチファクトの発生はみられない。また、RF パルスの発生間隔が不等間隔になることによるアーチファクトの発生も認められなかった。(c) は、ファントムを撮像中にステップ的に約 8 mm 移動させる模擬実験結果である。シミュレーションの Fig. 4 (a) の 1 に相当する実験結果である。ビデオ映像から映像更新 2 回に相当する 0.92 s ほどの映像を抽出して示した。図の上下方向が位相エンコード方向であり、映像の上端から下端に向けて映像更新が行われる。4, 5 の映像は信号空間でデータ収集が約 1/2 終了する前後の映像であるが、既に映像更新が済んでいる上半分の映像は、移動後の位置にあり、更新が済んでいない下側の映像は、移動前の位置で分断されて再生されている。映像更新境界では、映像のぼけが大きいのが、更新境界の上下の映像には際立ったアーチファクトが見られず、部分的な信号からでも映像再生が可能な局所映像再生の特徴がよく表れている。

本実験では、RF 発振器の周波数の掃引により被写体の移動を模擬し、実際に被写体に動きのある場合とは厳密には異なるが、被写体再生位置が映像空間で変化する場合に顕著なゴーストやモーションアーチファクトを生じることなく、映像再生できることが示された。

### 2) 拡張・収縮

拡張・収縮運動として底辺が 3 cm の容器に硫酸銅水溶液を満たし、その中に入れた円筒状

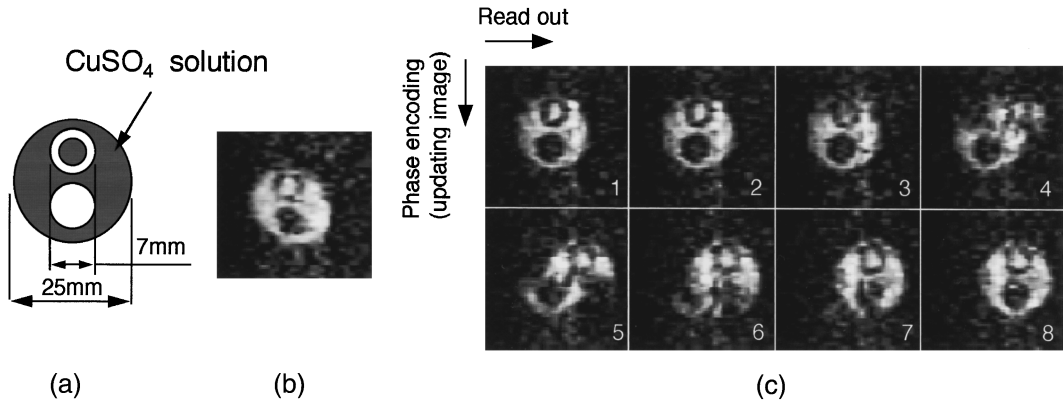


Fig. 7. Reconstructed images of translating object. (a) shows the reconstructed images of phantom translating stepwisely for read-out direction. (b) shows the reconstructed image for continuously translating for read-out direction. Translations were simulated by sweeping the frequency of RF oscillator. (c) shows the structure of phantom used in the experiments.

の弾性物体をアクリル製の針状物体で上部から押すことにより、この円筒状物体を収縮させた。円筒物体とアクリル製の針状物体は低強度で映像化され、背景の硫酸銅水溶液部分は高強度の映像として現れる。シミュレーションの Fig. 4 (b) に相当する実験結果であるが、拡張運動はステップ的に行われる。Fig. 8(a)は、位相エンコード方向の信号収集をほぼ 1/2 終了した時点、すなわち映像更新の 1/2 が終了した時点で針状物体による力を弱め、円筒物体をステップ的に拡張させた過程を撮像した結果で、0.92 s ごとの映像を抽出して示している。図の水平方向が位相エンコード方向であり、映像更新は左端から右端に向けて行われる。データ収集の途中であっても、円筒物体が収縮した状態から拡張していることが 1, 2 の映像の右半分から察知することができる。被写体の運動は拡張後に停止させたので、映像空間の左側映像に相当する信号を収集し、映像を更新すると再生像は円筒の正しい形状を表すようになる。

Fig. 8(b)は、シミュレーションの Fig. 4(c) に相当する実験結果で、Fig. 8(a)と同じ実験条件であるが、位相エンコード方向と周波数エンコード方向を入れ替えた状態で撮像した。映

像更新レートである 0.46 s ごとの映像を示す。この場合に、円筒物体の拡張・収縮方向と映像更新方向が同方向となっているので、映像空間において円筒物体の位置に映像更新境界が達しないと円筒物体の動きを映像に反映することができない。また、円筒物体が拡張する場合には一気に拡張する形となり、その前後の時間において 4, 5 の映像にみられるように収縮像と拡張像が混在するゴースト像が発生している。

### 3) 針状物体の移動

IMRI における生検針による穿刺を模擬した簡単な実験として、Fig. 8の実験で使用した容器に硫酸銅水溶液を満ちし、アクリル製の針状物体を動かした。シミュレーションの Fig. 5 に相当する実験の結果を Fig. 9 に示す。図の上下方向が位相エンコード方向で、映像は上端から下端に向けて更新が行われる。Fig. 8(a)は針状物体をステップ的に平行移動した 0.92 s ごとの映像を抽出して示した。上部から時間的に新しい映像が更新されるので、針状物体は断裂した形になっているが、針状物体の直線状の形態が変形しないものとの前提が成り立てば、更新映像に注目することで針状物体の最新位置を察知することができる。

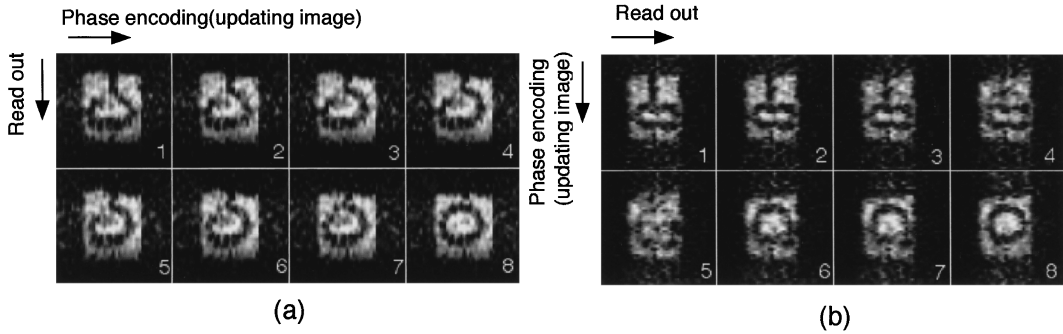


Fig. 8. Reconstructed images of expanding object. (a) shows the images where elliptic phantom, pressed by needle-shaped phantom, was expanding for read-out direction by releasing the pressure of the needle-shaped phantom. (b) shows the images expanding for phase-encoding direction.

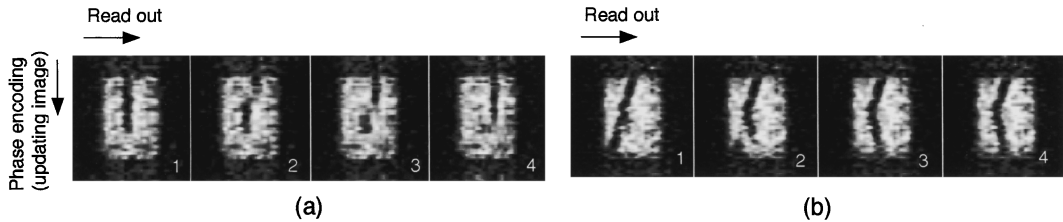


Fig. 9. Reconstructed images of a needle-shaped phantom. (a) shows the images while the needle-shaped phantom was being translated to another position in a stepwise manner, and (b) shows the transient images while the angle between the needle-shaped phantom was being varied.

Fig. 8(b)は Fig. 8(a)と同じ実験条件で、映像更新境界が針の中央位置にある状態で針状物体の挿入角度を変えた例である。1ではほぼ直線状の針状物体が、2からの映像では下半分の映像のみが針の最新の角度を示しているため、針状物体が屈曲した映像となって現れている。この場合も針状物体が屈曲しないという前提条件が成り立てば、針状物体の動きを止めて全信号を収集・映像再構成を待たなくても、針状物体の挿入角度を察知することができる。

### 考 察

IMRIにおいて術者は手指動作あるいは生検針などの術具を移動させるが、術者の動作と画像による結果の表示に時間遅れがあるためにリ

アルタイム性の欠如が生じ、画像による状況把握に手間取る結果として手術時間の増大につながる。手術時間の増大は、患者に投与する麻酔量、MRI室の占有時間などを増大させる。

提案法は、時間的に連続な映像更新が可能であり、術者は連続的な映像観測が可能となる。これにより手術や治療の時間的な効率が改善されることが期待される。実験では、超低磁界MRI装置のS/N比が悪い点をばん回すために分解能を低く設定した。そのため視野に占める被写体サイズ比が小さくなり、映像更新境界における映像のぼけが被写体映像サイズに対して相対的にやや大きくなっている。しかしながら、撮像中に被写体の動きを時間的に連続に観測できることが確認でき、シミュレーションによる結果を実証する映像が得られた。

提案法では、位相エンコード方向の信号収集と並行して映像更新を行う。この方法の局所映像再生特性をさらに進めたものは、ラインスキャンイメージングになると考える。ラインスキャンイメージングでは、被写体の動きに強いことから拡散イメージングや IMRI 向けの研究が実際に行われている<sup>5)~7)</sup>。しかしながら、ラインスキャンイメージングは、一般に 1 回の励起に寄与するスピンの量が少ないために、フーリエ変換に基本をおいた二次元イメージングに比べて信号の S/N 比が小さく、得られる再構成映像の S/N 比も小さくなる問題がある。それに対し、提案法では被写体を二次元で励起しているので再構成像の S/N 比は通常のイメージングと同等であり、ラインスキャンイメージングに比べて遥かに良い。ラインスキャンイメージングに比べると、映像更新境界における映像のぼけ量は大きくなると考えるが、実用を考えた場合は PSFT 法を使用した提案法の方が有利と考える。

再構成像の S/N 比は、通常のフーリエ変換映像法で得られる映像とそん色のない映像が得られと記述したが、PSFT 法を使用し  $\beta$  を 1 程度に設定する場合は、信号空間上の広い領域で比較的大きな信号振幅が現れ、その振幅が信号空間の高周波領域で緩やかに減衰する形となる。そのため、有限なサンプリング長による打ち切りにより失われるエネルギーはフーリエ変換映像法に比べるとわずかに大きくなる。Fig. 3 に示した数値モデルを使用した計算結果では、フーリエ法の信号に比べて約 0.5% 分だけ信号のエネルギーが小さくなった。視野に占める被写体の相対的なサイズ比が大きくなれば信号エネルギーのロスが大きくなるが、実用において信号エネルギーのロスは大きな問題にはならないと考える。

Fig. 4(c) や Fig. 8(b) に示されるように、提案法によっても被写体の運動方向と位相エンコード方向が同一になる場合は、実質的にランニングイメージングの連続映像再生はその有効

性のほとんどを失う。よって、基本的に提案法による観測を実施する場合は、運動の主方向を位相エンコード方向と垂直方向に設定することが望ましい。また、注目する生検針が映像更新境界と平行な位置関係にある場合は、映像更新境界が再度その位置に来るまで生検針の映像は更新されないため、提案法は有効ではなくなる。このように、被写体の位置や運動方向によってランニングイメージングが実質的に有効ではない場合がある。

しかしながら、このような場合でも注目領域が位相エンコード方向に局所に存在する場合には、局所映像再生の特徴を利用すると有効性を与えることができる。いったん全信号による映像再構成を実施した後に、位相エンコード方向の注目領域に相当する信号を選択的に反復収集すれば、注目領域の映像更新率を向上できると考える。例えば、生検針が映像空間中で局所に存在し、その生検針のみが注目対象であれば、生検針の映像上位置に相当する信号のみを収集し、映像更新すれば映像の更新率を数倍に向上できる。映像の更新率が大きくなれば、動きによるゴーストの発生量が減少させることができると考える。このように注目領域が映像空間の局所に存在する場合は、位相エンコード方向の信号収集量を制限することにより映像更新を高速化でき、その有効性を高めることができると考える。本研究では連続イメージングの応用として IMRI を考えたが、提案法が実用に供する方法となれば IMRI に止まらず心臓イメージングや関節部分の運動イメージングなどへの応用可能性もあると考える。

PSFT 法を実現するためにスピン密度関数に対し 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。2 次関数状磁界を発生する方法には各種の方法があるが、Nazarov らが  $\Delta B = b(x^2 - y^2)$  なる 2 次関数状磁界を発生するためのコイル設計を行っている<sup>15)</sup>。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<sup>14)</sup>,  $\Delta B=b(x^2+y^2)$  なる形式の磁界を使用しても提案法と同様の結果が得られる. Nazarovらのコイルは円筒面上に形成されるコイルであるが, Andersonは永久磁石型MRIに設置可能な平面型のコイルを提案している<sup>16)</sup>. 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<sup>8)</sup>. RF励起パルスによる方法では, 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Mansfieldの論文に記述されている<sup>8)</sup>.

提案法では普及機種にも応用可能な方式として映像再構成処理専用の演算ユニットを設けなかったが, データ収集を行う計算機と別に映像再構成処理専用の演算ユニットを設けパイプライン方式で結べば, 映像再構成時にRFパルスを出すタイミングを遅らせる必要はなくなる.

本実験では, 原理の確認のため超低磁界MRIを使用した, 提案法の有効性を検証するには, 今後さらに高S/N比の再構成映像における撮像実験が必要になると考える.

## おわりに

位相拡散フーリエ変換映像法が有する局所映像再生の特徴を利用したランニングイメージングを計算機処理により実現する方法について実験的な検討を行った. その結果, ランニングイメージングでは部分的ではあるが, 最新情報を映像上に更新することができることが示された. 被写体の動きが大きい場合には, 再生像は被写体を正しく映像化したものとはならないが, 再生像は顕著なモーションアーチファクトが少なく, 被写体の構造や運動条件などを加味して考えることにより, 高速映像法を使用しながらも被写体の状態を極めて高速に知ることが可能となる.

このような連続的な観察法は interventional MRIにおける患者や術具の位置確認に応用できる可能性があると考えられる. Interventional MRIにおいて使用された場合に, 術者は映像更新のための待ち時間を大幅に減少させることができるので, 患者の負担を軽減し, 外科的手術の実行時間を減少できる可能性がある. 今後は, さらに, 高S/N比の映像取得と, 小動物等の実験を行うことを計画している.

## 文 献

- 1) Mansfield P: Multi-planar image-formation using NMR spin echos. *J Phys C* 1977; 10: L55-L58
- 2) Duerk JL, Lewin JS, Wu DH, et al.: Application of keyhole imaging to interventional MRI: a simulation study to predict sequence requirements. *J Magn Reson Imag* 1996; 6: 918-924
- 3) Hwang KP, Lim JS, Wendt M, et al.: Improved device definition in interventional magnetic resonance imaging using a rotated stripes keyhole acquisition. *Magn Reson Med* 1999; 42: 554-560
- 4) Shankaranarayanan A, Wendt M, Aschoff AJ, et al.: Radial keyhole sequences for low field projection reconstruction interventional MRI. *J Magn Reson Imag* 2001; 136: 142-151
- 5) Gudbjartsson H, Maier SE, Mulkern RV, Mórocz IÁ: Line scan diffusion imaging. *Magn Reson Med* 1996; 36: 509-519
- 6) Ailion DC, Ganesan K, Case TA, et al.: Rapid line scan technique for artifact-free images of moving objects. *Magn Reson Imag* 1992; 10: 747-754
- 7) Kacher DF, Maier SE, Mamata H, et al.: Motion robust imaging for continuous intraoperative MRI. *Magn Reson Imag* 2001; 13: 158-161
- 8) Maudsley AA: Dynamic range improvement in NMR imaging using phase scrambling. *J Magn Reson* 1988; 76: 287-305
- 9) Wedeen VJ, Chao YS, Ackerman JL: Dynamic range compression in MRI by means of a non-linear gradient pulse. *Magn Reson Med* 1988; 6:

- 287-295
- 10) Yamada Y, Ito S, Tanaka K, Abe Z : NMR local imaging by the fresnel transform technique using a nonlinear field gradient. 15th Int. Conf. on MBE, San Antonio, Texas, USA, MP31. 14 1988 ; 112
  - 11) 山田芳文, 伊藤聡志, 田中邦雄, 阿部善右衛門 : 非線形勾配磁場を用いたフレネル変換法による局所イメージング. 日磁医誌 1998 ; 8 (Suppl) : 138
  - 12) Kanzaki N, Ito S, Kamimura Y, Yamada Y. Ultra-fast reconstruction of MR images using the optical computation in the phase scrambled Fourier imaging technique. In : Proc. Int. Sympo. on Ultrafast Magnetic Resonance Imaging in Medicine 99, Kyoto, Japan : Elsevier Science B. V, 1999 ; 89-92
  - 13) Ito S, Kamimura Y, Yamada Y. Holographic Running Reconstruction of MR Images in Phase Scrambled Fourier Imaging Technique. 7th ISMRM, Philadelphia, USA 1999 ; 1 : 97
  - 14) Yamada Y, Tanaka K, Abe Z : NMR Fresnel transform imaging technique using a quadratic nonlinear field gradient. Rev Sci Instrum 1992 ; 63 : 5348-5358
  - 15) Nazarov NB, Zabrodin VA, Krainskii IS, et al. : Compensations for non-uniformity of the magnetic field of a superconducting solenoids. Cryogenics 1972 ; 12 : 470
  - 16) Anderson WA : Electrical current shims for correcting magnetic fields. Rev Sci Instrum 1961 ; 32 : 241

## Running Image Reconstruction for Intraoperative MRI

Satoshi ITO, Yuki KOBAYASHI, Yoshifumi YAMADA

*Faculty of Engineering, Utsunomiya University  
7-1-2 Yoto, Utsunomiya, Tochigi 321-8585*

Recently there has been a growing interest in the use of MR-guided navigation to improve the safety and effectiveness of surgical procedures. The purpose of our work was to develop and demonstrate an imaging strategy which allows a physician to continue operating without the delays caused from imaging. Phase scrambling Fourier transform imaging technique allows for a localized image to be reconstructed from the segmented signal. Therefore, continuous imaging (a running reconstruction) of MR images is feasible by combining this localized imaging property with fast image reconstruction. Since local images are updated in several TR periods, even during data acquisition, the orientation or location of the subject (devices) can be monitored faster than by the conventional fast imaging technique. Feasibility studies of the proposed imaging were performed using a 0.0183T MRI scanner and a personal computer for image reconstruction. Since the image SNR obtained by the ultra-low field MRI scanner was quite small, experiments using the phantom were performed. The proposed running reconstruction strategy appears to be feasible for a variety of guided interventional MRI procedures. It also appears to provide some important advantages over conventional 2DFT imaging. The proposed technique can be readily applied in a well established MRI equipped with the fast imaging technique by pulsing the resistive shim coils that are already present.