

## 磁気標識付MR動画像の移動量計算

画像濃度値の局所位相差を用いて

杉本 国昭、木村 文隆、鶴岡 信治、三宅 康二、関岡 清次、紀ノ定 保臣

三重大学 工学部 情報工学科

〒514 津市上浜町 1515 三重大学 工学部 工学科 三宅研究室

あらまし 磁気標識付MR画像から、動きを求める方法として、磁気標識を線画像として抽出し、この線画像の交点を求め、それを追跡する方法を試みてきた。しかし、この方法では、標識の線画像がうまく得られなければ、交点を出して追跡することができなかった。また、原理的には1 pixel 単位の動きしか出せなかった。

本研究では、通常のMR画像上に縞あるいは、格子状の標識を重ね合わせて各フレームにおける標識の局所位相を求める。そして局所位相の差を隣り合うフレーム間でとることにより、移動量を計算した。

和文キーワード 磁気標識 MR画像 オプティカルフロー 解析信号 局所位相

## Calculation of Moving Quantum on Magnetic Labelling MR image

By using local phase remainder of image intensity

Kuniaki Sugimoto, Fumitake Kimura, Shinji Tsuruoka, Kiyotsugu Sekioka, Yasutomi Kinoshita

Mie University, faculty of engineering, information engineering

〒514 Tsushi Kamihama-chou 1515 Mie University faculty of engineering, information engineering, Miyake laboratory

Abstract As a method of calculating moving quantum of heart's wall, we suggested the method of making out stripe image from magnetic labelling or tagging MR image and tracing the movement of lattice on stripe image. However, on this method, it needs to make out clearly stripe shape on magnetic labelling and, in principle, it's possible only to follow the motion of one pixel on heart's wall image.

On this study, we put stripe or mesh label on normal MR image and get local phase on each frame, and calculate moving quantum from local phase remainder between neighboring frames.

英文 key words magnetic labeling, MR image, optical flow, analytic function, local phase

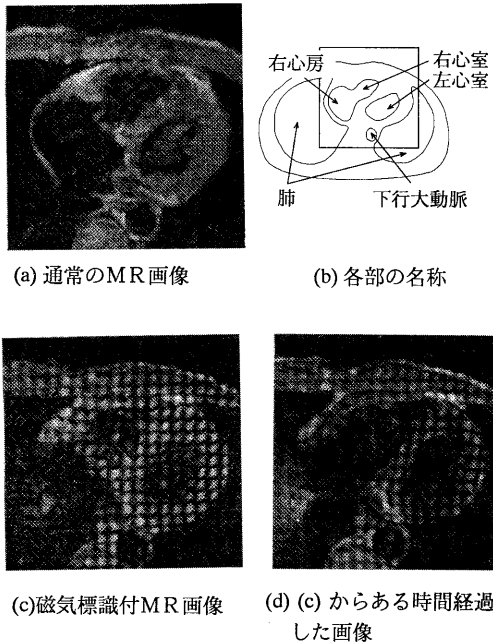


Fig.1 通常のMR画像と磁気標識付きMR画像

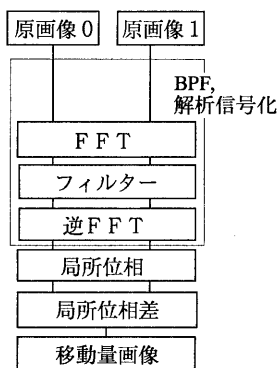


Fig.2 1つの縞についての流れ図

## 1. まえがき

MRI装置は、核磁気共鳴現象を利用して、生体内の情報を非侵襲、非観血的に得ることができる。また、通常の撮影シーケンスの前にスピンの状態を、空間的に変化させるシーケンスを入れることにより、MR画像に縞あるいは、格子状の標識を入れることができる<sup>(1) (2) (3) (4)</sup>。このような標識を入れると標識なしの場合に比べて、動きの抽出が遥かに容易になる。

これまで磁気標識付MR画像から、動きを求める方法として、磁気標識を線画像として抽出<sup>(5)</sup>し、この線画像の交点を求め、それを追跡する方法を試みてきた。しかし、この方法では、標識の線画像がうまく得られなければ、交点を出して追跡することができなかった。また、原理的には1 pixel 単位の動きしか出せなかった。

本研究では、格子状に標識の入ったMR動画像を処理して、線画像にすることなくその前の段階で局所的な心筋の移動量を求める。

## 2. 磁気標識付MR画像

Fig.1 に磁気標識付MR画像の例を示す。撮影部位は、胸部横断面である。(c) から時間が経過すると、(d)のように磁気標識が歪む。磁気標識は組織に直接貼り付いているため組織と同じ様に変形する。つまり、磁気標識のゆがみは、組織のゆがみそのものである。

## 3. 処理方法

処理対象は2つの方向に縞の入った画像である。バンドパスフィルター（BPF）を使い、1つの方向についての縞を取り出した後、各方向について、別々に処理を行う。縞から動きを出すために、局所位相を使用する。局所位相を求めるために、画像を解析信号化する。解析信号化とBPFはともに、周波数領域において行うため、処理が同時にできる。処理の流れ図をFig.2に示す。また、具体的な内容は5, 6節で実際の例を交えながら説明する。

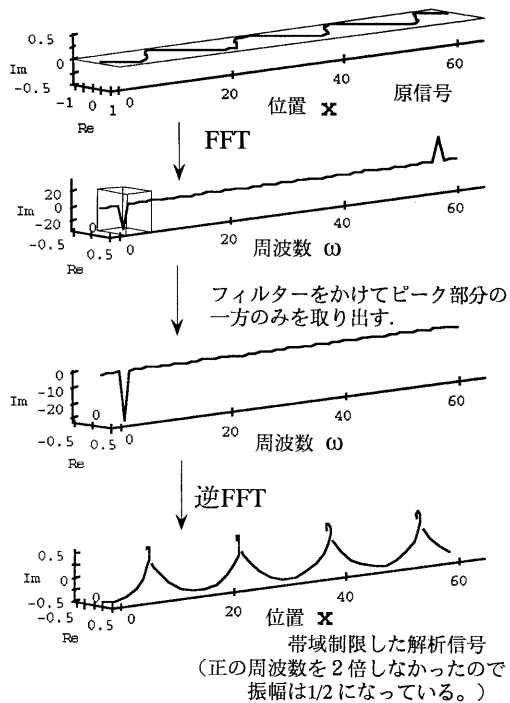


Fig.3 BPF と解析信号化

#### 4. 局所位相の求め方

局所位相とは、解析信号の位相のことである。1次元の信号で局所位相を求める手順を示すと、Fig.3 のようになる。周波数領域においては、左端を原点（直流成分）としているため、右側が負の周波数、左側が正の周波数、両端が低周波、中央が高周波成分となっている。Fig.3 の最後の図をみると局所位相が、原信号と同じ周期を持った螺旋の回転角に相当していることがわかる。

一般に解析信号を求めるには、正の周波数成分を2倍にし、負の周波数成分を0にする。しかし、局所位相のみを求めたいのであれば、正の周波数成分を2倍にする必要はない。本方法は、縞を処理の対象とするので、縞を取り出したのち、それに対して解析信号化をする必要がある。周波数領域ではピークは2ヶ所生じるが、2ヶ所両方ではなく正または負の周波数成分に相当する一方のピークのみを取り出すことにより、BPF と解析信号化を同時に行っている。

1次元の局所位相の求め方は、Fig.3 に示した通り

だが、求めたいのは画像の局所位相、つまり2次元信号の局所位相である。2方向に縞のある画像（格子模様の画像）ならば、各縞の向きについて1次元信号が2つあると考えれば、それぞれの方向について局所位相差を求めることで2次元の動きがだせる。

### 5. テスト画像での計算

#### 5.1 テスト画像の作成

MR画像を処理する前に、テスト画像を用いて処理を行った。テスト画像はx方向、y方向にそれぞれ10本ずつ縞の入った画像を次の式により変形して作成した。

$$f1(x, y) = f0(x + \Delta x(x, y), y + \Delta y(x, y))$$

$f0(x, y)$ : 時間0, 位置  $(x, y)$  の画素濃度値

$f1(x, y)$ : 時間1, 位置  $(x, y)$  の画素濃度値

$\Delta x(x, y)$ :  $f1$  の画素の  $f0$  の画素に対する、x方向の相対的なもとの位置

$\Delta y(x, y)$ :  $f1$  の画素の  $f0$  の画素に対する、y方向の相対的なもとの位置

実際の画像をFig.4 に示す。画像の大きさは  $64 \times 64$  で左上を原点とする。以下画像はすべて左上を原点とする。周波数画像は中心を原点としてあらわすのが一般的だが、これも左上を原点とする。このため画像の四隅が低周波成分、画像の中央が高周波成分となる。

Fig.4  $f1$  は 画像  $f0$  の中心の円形部分を左方向に2 pixel、円形部分の端のほうは徐々に移動量が0となるように動かしている。縦方向には全く動かしていない。また、先に示した式で画像を作成したため、 $\Delta x, \Delta y$  は実際の移動量と、符号が逆になる。このようにしたのは、符号がまともな場合に比べて変形後の画像を容易に計算できるからである。

#### 5.2 局所移動量の計算

まず、x方向の縞に注目しx方向の動きを求める。ここでのx方向の縞とは、縦縞のことを指す、つまり、本方法では周期性のある方向を、その縞の向きとする。Fig.4  $f0, f1$  の周波数スペクトルをそれぞれ Fig.5  $|F0|, |F1|$  に示す。左上が原点である。縞の周波数に相当する部分がピークとなって現れている。 $f1$  の格子は歪んでいるので、 $|F1|$  のピークは  $|F0|$  のピークに比べてぼけている。x方向の縞は周波数領域で見ると、x軸上で1対のピークとなる。バンドパスフィルター（BPF）により、この1対のピークの片方のみを取り出す。フィルターの半径は適当に決め

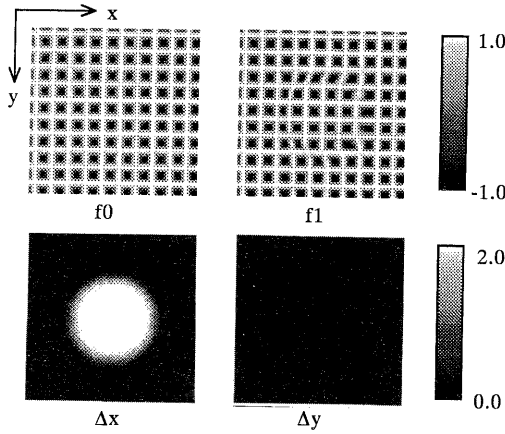


Fig.4 テスト画像

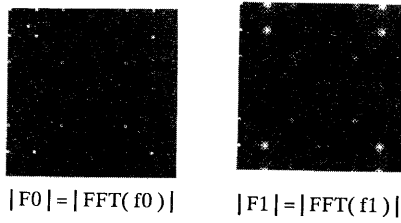


Fig.5 周波数スペクトル

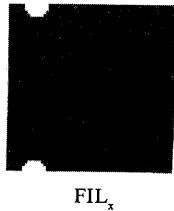


Fig.6 x 方向の解析信号化に用いた  
フィルター (BPF も兼ねてい  
る。)

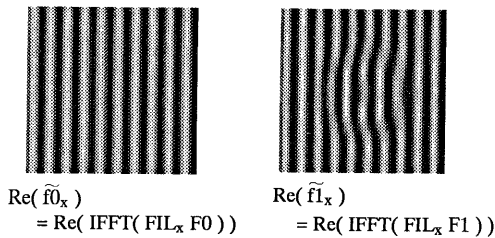


Fig.7 x 方向の解析信号の実部

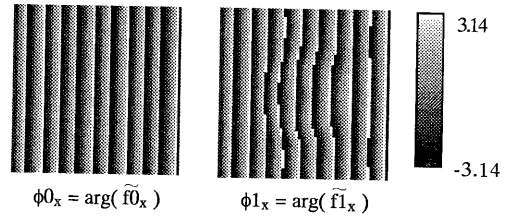


Fig.8 局所位相

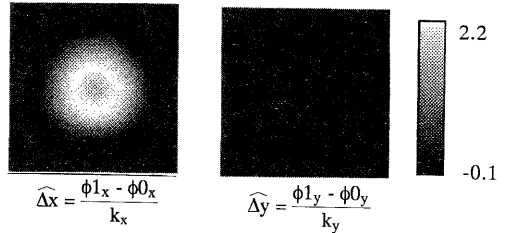


Fig.9 計算により求めた局所移動量

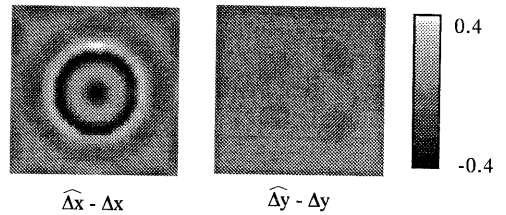


Fig.10 計算値と真値の差

た。フィルターは実部、虚部に同じものをかける。使用したフィルターを Fig.6 に示す。

フィルターをかけた周波数画像を逆FFT すると、BPFにより帯域制限されたx方向に関する解析信号が得られる。これは複素数画像である。実部だけ示すと Fig.7 のようになる。x 方向の縞のみが抽出されているのがわかる。この複素数画像の偏角がx方向の局所位相である。求めた局所位相画像を Fig.8 に示す。位相は  $2\pi$  でわった余りしか求めることができないので局所位相画像はのこぎり波状になっている。

次に局所位相の差をとり局所位相差を求める。局所位相は  $\pm 2n\pi$  して、その値を  $-\pi \sim \pi$  の範囲となるようにする。よって縞の波長/2より大きく動いた箇所の移動量をうまく求めることはできない。求めた局所位相差を波数 ( $k = 2\pi / \text{波長}$ ) で割れば、局所移動量が求まる。ここで波数は場所毎に異なるが、今回は処理を簡単にするために周波数領域でのピークの位置から

求めた一定の値を用いている。波数は次の式により求めた。

$$k = \sqrt{\left(\frac{x_p}{N_x}\right)^2 + \left(\frac{y_p}{N_y}\right)^2} \quad [\text{rad/pixel}]$$

$x_p$  : ピークの x 座標

$y_p$  : ピークの y 座標

$N_x$  : x 方向の画素の数

$N_y$  : y 方向の画素の数

以上の処理を y 方向の縞についても同様に行う。

Fig.9 に求めた局所移動量を濃度値で表した画像を示す。

### 5.3 真値との比較

計算で求めた局所移動量と、真の局所移動量つまり、動画の作成に用いた局所移動量 ( Fig.4  $\Delta x, \Delta y$  ) とを比較してみる。比較のために計算値から真値を引いてみた、その画像が Fig.10 である。求めた差を移動量の最大値 ( 2 pixel ) と比較すると、最大で、約 20 % の誤差があった。誤差は局所移動量画像の輪郭部分で大きい。これはバンドパスフィルターを用いたために計算値では、平滑化が起きているからである。

## 6. 磁気標識付MR画像での計算

処理に用いたのは、胸部横断面の磁気標識付MR画像である。心臓は拡張期にある。256 × 256 の大きさの画像から心臓の部分の大きさ、128 × 128 だけ切出して使用する。磁気標識は ± 約 45° の 2 方向に入っている。処理に用いた磁気標識付MR画像を Fig.11 に示す。f0 から 50 msec 経過した画像が f1 である。以下磁気標識の方向を u, v であらわす。

f0, f1 をそれぞれ FFT すると、Fig.12 |F0|, |F1| のようになる。 ± 45° 付近に磁気標識の周波数成分がピークとなって現れている。

次に周波数領域でフィルターをかけ、縞を抽出すると同時に解析信号化を行う。このとき用いたフィルターを Fig.13 に示す。

フィルターをかけたのち逆FFTして各方向の解析信号を得る。次に解析信号の実部のみを Fig.14 に示す。解析信号より局所位相差を求める。それぞれの局所位相差を Fig.15 に示す。背景部分はノイズであるがこの位相も求めているので、これをマスクをかけて除去する。使用したマスクを Fig.16 に示す。

次に波数で割ることにより u, v に方向の局所移動量を求める。求めた u, v 方向の局所移動量を Fig.17 に

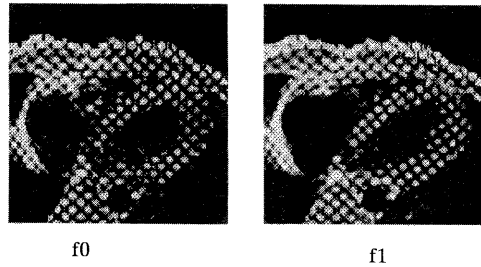


Fig.11 磁気標識付MR画像

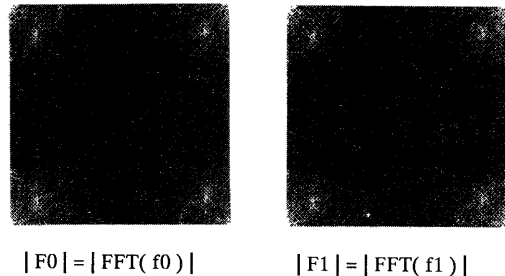


Fig.12 周波数スペクトル

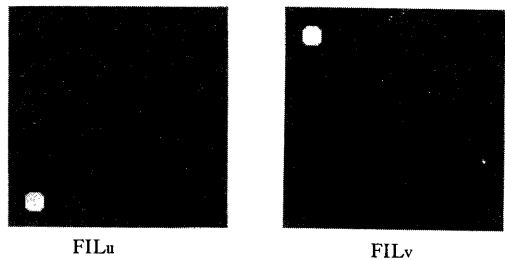


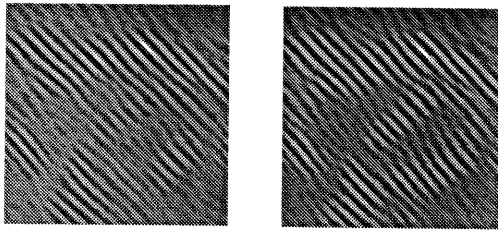
Fig.13 u, v 方向の磁気標識抽出に用いたフィルター

示す。ただし、これらは正確には u, v 方向のみかけの局所移動量である。それは、2つの縞が直交していない場合はベクトル和の演算が成り立たないからである。縞が直交しない場合の移動量合成は次式のようになる。

$$\begin{pmatrix} \Delta u \\ \Delta v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta_u & \sin\theta_u \\ \sin\theta_v & \sin\theta_v \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix}$$

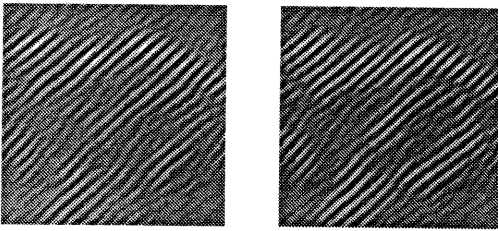
を  $\Delta x, \Delta y$  について解いて

$$\begin{aligned} \Delta x &= \frac{\Delta u \sin\theta_v - \Delta v \sin\theta_u}{\sin(\theta_v - \theta_u)} \\ \Delta y &= \frac{-\Delta u \cos\theta_v + \Delta v \cos\theta_u}{\sin(\theta_v - \theta_u)} \end{aligned}$$



$\text{Re}(\tilde{f}0_u)$

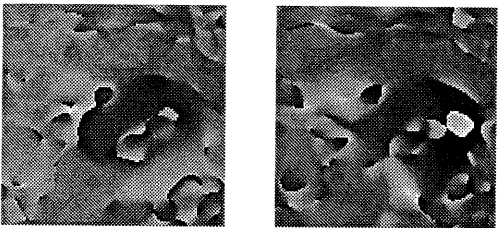
$\text{Re}(\tilde{f}1_u)$



$\text{Re}(\tilde{f}0_v)$

$\text{Re}(\tilde{f}1_v)$

Fig.14 u, v 方向の解析信号の実部



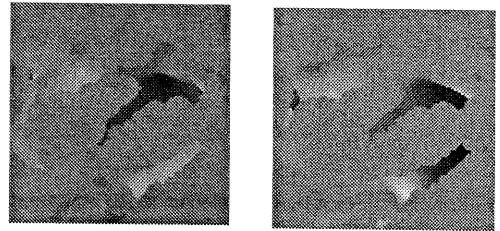
$\Delta\phi_u$

$\Delta\phi_v$

Fig.15 u, v 方向の局所位相差



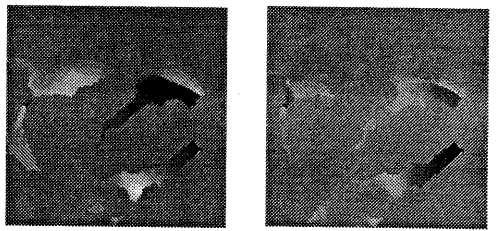
Fig.16 背景除去に用いたマスク



$\hat{\Delta}u$

$\hat{\Delta}v$

Fig.17 u, v 方向の移動量



$\hat{\Delta}x$

$\hat{\Delta}y$

Fig.18 x,y 方向のみかけの移動量

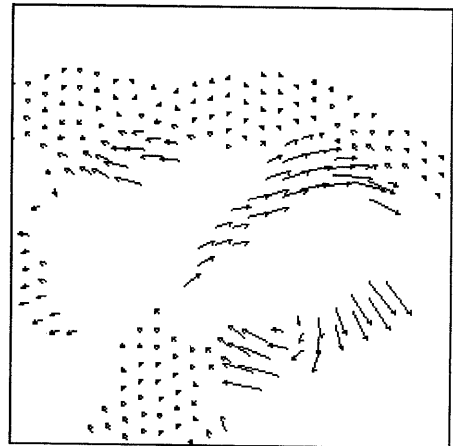


Fig.19 ベクトル表示

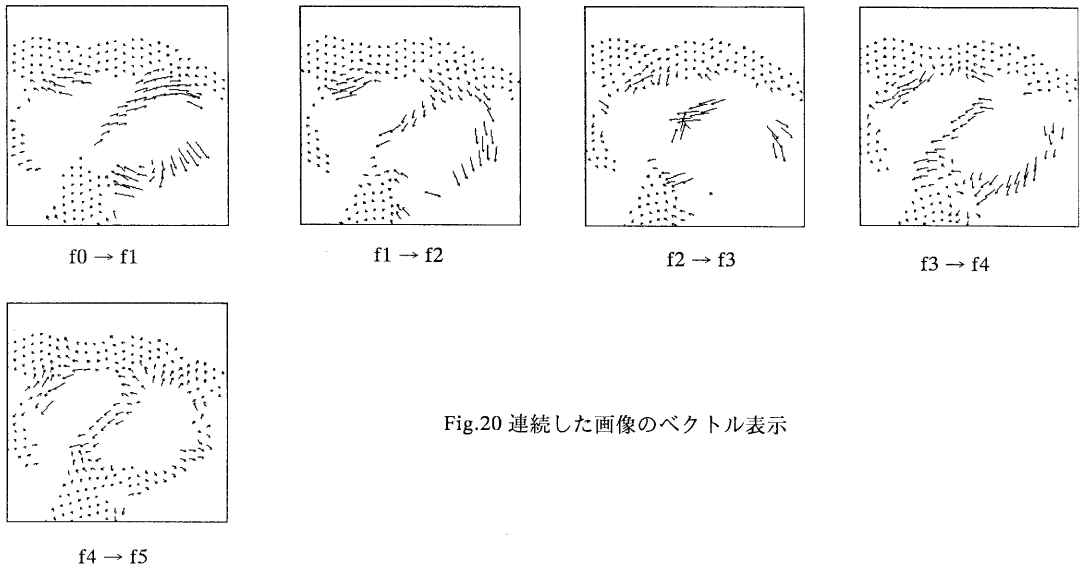


Fig.20 連続した画像のベクトル表示

- $\Delta u$  : u 方向のみかけの移動量
- $\Delta v$  : v 方向のみかけの移動量
- $\theta_u$  : 縞 u の方向
- $\theta_v$  : 縞 v の方向
- $\Delta x$  : x 方向の移動量
- $\Delta y$  : y 方向の移動量

この式を使い u, v 方向のみかけの移動量から x, y 方向の移動量を求めると Fig.18 のようになる。これをベクトル表示したものが Fig.19 である。左心室が回転しながら拡張する様子がよくわかる。

同様な処理を連続した画像にたいして行いベクトル表示すると Fig.20 のようになる。Fig.20 は 1 心周期のうちの拡張期部分で各画像の時間間隔は 50 msec である。

## むすび

- 周期的な縞模様を持った動画像に対し、局所位相を利用して、局所的な移動量を求めた。
- 磁気標識付き MR 動画像で、心臓の動きが検出できることを確認した。
- 相間法などに比べて処理が簡単で高速化が可能（基本的には、FFT 4 回）。

### ● 今後の課題として

- 最適なフィルターの形状の決め方を考察する。
- 計算結果を定量的に評価する。
- 周期模様以外の画像への適用を考える。

などがあげられる。

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、MR 装置をころよく使わせて下さいました三重大学医学部放射線医学科の諸先生方に深く感謝いたします。

また MR 画像撮影に際し、多くの健常人ボランティア及び心疾患患者に御協力いただきました。厚くお礼申し上げます。

## 文献

- (1) Zerhouni E. A. , Parish D. M. , Rogers W. J. , Yang A. , and Shapiro E. P. , "Human heart:tagging with MR imaging – a method for noninvasive assessment of myocardial motion", Radiology, 169:pp. 59–63, 1988.
- (2) Axel L. and Dougherty L, "MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization. Radiology", 171:pp. 841–845, 1989.
- (3) Axel L. and Dougherty L, "Heart wall motion:improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging", Radiology, 172:pp. 349–350, 1989.
- (4) Bolster B. D. , Jr, McVeigh E. R. , and Zerhouni E. A, "Myocardial tagging in polar coordinates with use of striped tags", Radiology, 177:pp. 769–772, 1990.
- (5) Y.Kinosada, M.Tokuda, H.Obata, "DEVELOPMENT OF MAGNETIC LABELLING TECHNIQUE APPROPRIATE FOR ANALYZING THE HEART'S WALL MOTION", Medical & Biological Engineering & Computing Vol.29 Supplement 1991
- (6) 杉本, 鶴岡, 木村, 三宅, 関岡, 紀ノ定, "磁気標識付MR画像からの磁気標識の抽出", 1991年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集, pp.709, 1991