

## MR 位相コントラスト法による左室心筋の局所ひずみ速度解析

原口 亮<sup>†a)</sup>      堀尾 秀之<sup>††</sup>      黒田 嘉宏<sup>††</sup>      増田 泰<sup>††</sup>  
 黒田 知宏<sup>††</sup>      大城 理<sup>††</sup>      内藤 博昭<sup>†††</sup>      東 将浩<sup>†††</sup>  
 中沢 一雄<sup>†</sup>

Analysis of the Regional Strain Rate in the Left Ventricular Myocardium  
 by MR Phase-Contrast Imaging

Ryo HARAGUCHI<sup>†a)</sup>, Hideyuki HORIO<sup>††</sup>, Yoshihiro KURODA<sup>††</sup>, Yasushi MASUDA<sup>††</sup>,  
 Tomohiro KURODA<sup>††</sup>, Satoshi OSHIRO<sup>††</sup>, Hiroaki NAITO<sup>†††</sup>, Masahiro HIGASHI<sup>†††</sup>,  
 and Kazuo NAKAZAWA<sup>†</sup>

あらまし 本論文では、心筋 MR 位相コントラスト法（以下、MR-PC 法）により得られた心筋各部の速度をもとに、自動的に左室心筋の局所ひずみ速度を求め、その分布を可視化する手法を提案する。提案手法ではまず、心筋線維方向が短軸断面とほぼ平行になる左室心筋中層部を抽出するために、MR 強度画像から大まかに心筋部分を分類し、画像間位置合せの後、心筋部分の距離画像を生成して左室心筋中層部分を定めた。その後、MR 位相画像から断面内速度場を生成し、心室内外膜に平行な方向の圧縮ひずみと断面内ずりひずみを求めることで、局所心筋における短縮伸展速度とずりひずみ速度を求めた。提案した手法により、自動的に左室心筋の局所ひずみ速度が算出され可視化されること、収縮過程における圧縮ひずみとずりひずみの優位性的変化などが示された。任意断面において三次元的に速度を直接算出できる MR-PC 法は、心筋収縮機能を評価する上でエコーや心筋タギング法等の他手法より有利であり、提案手法と開発したプログラムによる局所心筋ひずみ速度の算出とその可視化は、肥大大心における心筋収縮機能の異常の程度を評価する際に有効であると考えられる。

キーワード 医用画像処理, MRI, MR 位相コントラスト法, 心筋, ひずみ

### 1. ま え が き

心臓は臓器全体が収縮拡張運動を繰り返す特異な器官である。全身へ血液を拍出する機能を担う左心室壁の動的変形は、心筋の収縮と弛緩、すなわち心筋線維の短縮と伸展により生じる。従来より、心筋線維は左心室全体を螺旋状に走行していることが知られており [1], [2]、心臓全体はねじれながら収縮するといわれてきた。

これまでに、心室壁の動的変形を非侵襲的に解析・評価する様々な手法が提案されている。シネ MR 像や X 線 CT 像より心臓形状を抽出して変形を解析する手法 [3], [4]、超音波画像におけるスペックルパターンを追跡し、時間的変位から心臓の動きや変形を解析する手法 [5], [6]、MR タギング法により得られた画像上の標識追跡から心臓の動きや変形を解析する手法 [7], [8] などが挙げられる。これらは心臓の形態情報をもとに変位を求める手法であるが、ほかにも超音波ドップラー法により得られる探査子方向の速度より心臓の回転運動を解析する手法 [9]、MR 位相コントラスト法により断面内速度場を求める手法 [10], [11] のように、速度場情報をもとに解析する手法も提案されている。

MR 位相コントラスト法（以下 MR-PC 法）は、本来心内腔や心血管の血流計測に使われている手法であり、この MR-PC 法を心筋に対して適用することで、心筋各部の速度を計測することができる。MRI の信

<sup>†</sup> 国立循環器病センター研究所，吹田市  
 National Cardiovascular Center Research Institute, Suita-shi, 565-8565 Japan

<sup>††</sup> 大阪大学大学院基礎工学研究科，豊中市  
 Graduate School of Engineering Science, Osaka University, Toyonaka-shi, 560-8531 Japan

<sup>†††</sup> 国立循環器病センター放射線診療部，吹田市  
 Department of Radiology and Nuclear Medicine, National Cardiovascular Center, Suita-shi, 565-8565 Japan

a) E-mail: haraguch@ri.nccvc.go.jp

号には、本来強度と位相の二つの情報が含まれ、通常の MRI は強度情報のみを用いて画像化を行っている。MR-PC 法では、磁場こう配の中を移動をしている分子の核スピンの移動とともに異なる磁場強度にさらされると位相が変化することを利用して、対象の速度を画像化することができる [12], [13]。磁場こう配を加えて位相を計測後、更に逆方向の磁場こう配を加えて再び位相を計測する。分子が移動していれば得られる二つの位相は異なるので、二つの位相を減算することで移動による分子の位相変化を求める。得られた位相変化に速度を対応させることで速度情報が得られる心筋 MR 位相コントラスト法は、従来心腔内血流解析に用いられるシネ位相コントラスト法の心筋への応用であり、速度計測レンジ (Velocity encoding) を調整することで位相情報から心筋の運動速度を可視化することができる。超音波ドップラー法と比較して、計測面や計測方向が制限されない利点があり、この MR-PC 法による正常心室壁運動様式の解析の研究も行われている [14]。しかしながら、シネ MR 法は 20 秒から 40 秒程度の息止めを断層像撮影 1 回ごとに繰り返す必要がある。加えて、MR-PC 法では 1 回の撮影で 1 方向の速度情報しか得られないことから、ある断面での三次元速度場を得るためには同一断面で 3 回撮影して合成する必要がある。息止め時間 40 秒を含め 1 回の撮影に 80 秒かかると仮定すると、1 断面の三次元速度場を得るためには 240 秒 (4 分) を要する。短軸断層像のスライス間隔 5 mm で心室全体を撮影するには 10 cm 程度 (約 20 断面) 必要なので、心室全体の三次元速度場を得るためには息止め 60 回、約 80 分を要する。実際には撮影断面の決定やパラメータ調整を含めておおむね 2 時間弱程度を必要とする。このように、心筋全体の三次元速度場情報を得るためには、息止め回数的大幅な増加すなわち患者負担の増大が問題となる。

一方で、求心性左室肥大における心筋の疲弊状態、あるいは肥大型心筋症における心筋の線維化といった心筋収縮機能の異常の程度を評価するために、局所心筋の最大短縮速度及び最大伸展速度を手動的に求めて解析し、その臨床的意義を検討する試みも行われている [15]。心室壁の動的変形は、心筋線維の動的な変形の積み重ねであり、心筋の収縮機能特性を解析することは心機能を評価する上で重要である。心筋の収縮機能特性は、収縮の程度よりも速度によりいっそう反映され、また伸展速度はその材料としての硬さを表すと考えられる。MR タギング法でも標識追跡から変形の

時間変化を求めることで速度情報を得ることはできるが、速度を直接計測できる MR-PC 法は収縮機能特性を評価する上で勝ると思われる。そして、短軸 1 断面から心筋局所のひずみ速度を求めることは、形態画像と同じ解像度で速度情報を得ることができる MR-PC 法の特徴を生かし、かつ撮影に必要な息止め回数をさほど増大させずに MR-PC 法でしか得られない機能情報や材料特性を得ることができると考えられる。

本論文では、MR-PC 法で得られた短軸 1 断面における左室心筋各部の速度を解析し、自動的に左心室壁の局所ひずみ速度を求め分布を可視化する手法を提案する。本研究においては、従来手動的であった処理手順を自動化して改善し、DICOM 画像の入力から各心時相における短縮・伸展速度の算出及びひずみ速度分布の可視化までを行うプログラムを開発した。

## 2. 対象データ

### 2.1 撮影条件

健康な男性 1 名に対して MR-PC 法により撮影を行った。速度計測レンジは 3 方向に対して、それぞれ 25 cm/s に設定した。撮影条件を表 1 に示す。なお、1 回の撮影における息止めは 40 秒で、心室全体を撮影するのに 21 断面、合計 2 時間程度を要した。

得られた画像のうち、心尖部と心基部との中間付近の短軸断面を四つ選び (以下、スライス 1~4)、それらの断面における強度画像と位相画像とを対象データとした。各短軸断面においては、1 心拍内で 12 時相の時系列データが得られた。1 フレーム目から 6 フレーム目までが収縮期、7 フレーム目から 12 フレーム目までが拡張期である。図 1 (a)~(c) に強度画像を、図 1 (d)~(f) に断面内左右方向の速度を表す位相画像を、図 1 (g)~(i) に断面内上下方向の速度を表す位相画像を示す。位相画像においては、速度が輝度値に割り当てられており、図 1 (d)~(f) は断面内で右向き of 速度が高輝度で、図 1 (g)~(i) は断面内で下向き of 速度が高輝度で表示されている。

表 1 撮影条件  
Table 1 Measurement conditions.

Image size	256 × 192 pixel
Image resolution	1.25 mm × 1.25 mm/pixel
Time resolution	60 ms
Slice thickness	5 mm
Slice interval	5 mm
Image depth	signed 13 bit
Velocity encoding	25 cm/s

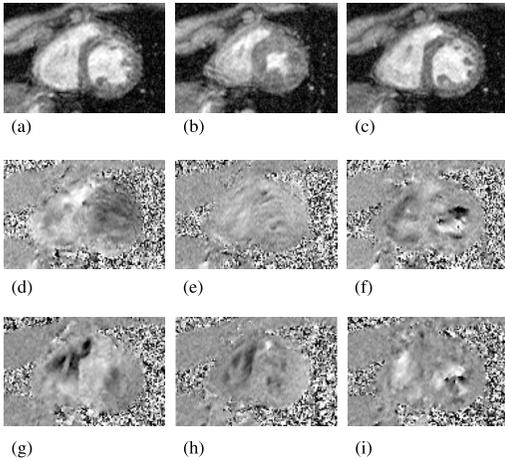


図 1 対象となる MR データ, (a)~(c) 短軸断面強度画像, (d)~(f) 断面内左右方向の速度分布を表す位相画像, (g)~(i) 断面内上下方向の速度分布を表す位相画像, (a)(d)(g) 収縮早期, (b)(e)(h) 収縮末期, (c)(f)(i) 拡張末期

Fig. 1 A pair of the MR data used in this study, (a)–(c) intensity images which are displayed as usual MR images, (d)–(f) phase-shift images which represent the velocity distribution in left-right direction, (g)–(i) phase-shift images which represent the velocity distribution in bottom-top direction, (a)(d)(g) early systole, (b)(e)(h) end systole, (c)(f)(i) end diastole.

## 2.2 心筋線維走行について

心筋はほぼ平行に走る線維の集合であり, 心筋はこの心筋線維方向に沿って短縮と伸展を繰り返す. 心筋線維方向は, 左室の中層において短軸断面とほぼ平行であるのに対し, 内膜側と外膜側においては短軸断面に対して大きな角度をとり, それらの間は滑らかに角度が変化する [1], [2]. 更に, 心筋線維は相互に結合して層状の構造を形成することが知られている [16].

## 3. 手 法

### 3.1 局所心筋におけるひずみの定義

一般に物体の変形(ひずみ)は, 圧縮ひずみと剪断(ずり)ひずみの 2 種類に区別される. 局所心筋におけるひずみについて, 医学・生理学的意味と対応づけることが容易なのは, 短軸断面において心内膜面と心外膜面に平行な方向(円周方向)の圧縮ひずみと, 心長軸を起点に心室壁を貫く方向(貫壁方向)を含む面のずりひずみである.

#### 3.1.1 圧縮ひずみと局所心筋短縮伸展速度

本論文においては, 図 2 のように短軸断面において

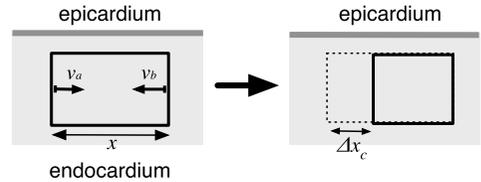


図 2 局所心筋における圧縮ひずみ

Fig. 2 Compressional strain in the regional myocardium.

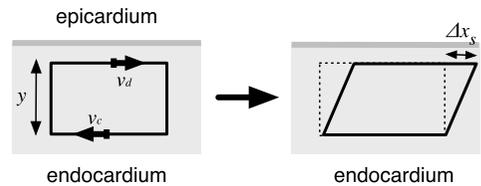


図 3 局所心筋におけるずりひずみ

Fig. 3 Shearing strain in the regional myocardium.

心内膜(endo-cardium)と心外膜(epi-cardium)に平行な方向の速度  $v_a, v_b$  を用い, これらの速度を単位時間当りの各領域の変位とみなすことで, 円周方向の圧縮ひずみを求める. この圧縮ひずみは心筋線維の短縮・伸展と対応し, その変化速度は局所心筋の短縮・伸展速度を表すと考えられる [17]. 本論文においては, 圧縮ひずみの大きさを, 初期量  $x$  に対する変化量  $\Delta x_c$  の割合  $\epsilon = \Delta x_c/x$  として定義し,  $\epsilon$  の変化速度を局所心筋における短縮・伸展速度とする.

#### 3.1.2 局所心筋ずりひずみ

図 3 のように, 短軸断面において心内外膜面に平行な方向の速度  $v_c, v_d$  を用い, この速度を単位時間当りの各領域の変位とみなすことで, 貫壁方向を含む面のずりひずみを求める. このずりひずみは, 心筋線維層間のずれと対応すると考えられる [17]. 本論文においては, ずりひずみの大きさを変化角度  $\gamma = \arctan(\Delta x/y) \simeq \Delta x/y$  として定義し,  $\gamma$  の変化速度を局所心筋におけるずりひずみ速度とする.

#### 3.2 ひずみを求める対象点の設定

2.2 で述べたように, 短軸断面における心筋線維方向は左室心筋中層部において短軸断面にほぼ平行であるが, 内膜側及び外膜側においては短軸断面と大きな角度をなす. したがって, 左室心筋中層部についてひずみ速度を求めることにより, 心筋線維の特性を正しくとらえることができると考えられる.

一方, MR 強度画像の特徴として, 心内腔部分(血流部分)と心筋部分との境界部分は比較的明りょうだが, 心筋部分と心臓外部分との境界部分は相対的に不

明りょうである．また MR 位相画像の特徴として，心臓外部分の多くに信号の折返しが発生している．加えて本論文においては，ひずみ速度を求める対象点を心筋中層部に設定するので，心筋部分の正確な抽出は必ずしも必要ではない．

以上の点を考慮し，ひずみを求める対象点を自動的に心筋中層部に設定するアルゴリズムを以下のように検討し実装した．

### 3.2.1 心筋部分の大まかな抽出と画像間の位置合せ

まずはじめに，MR 原画像に対して左室心筋部分が含まれるよう長方形の関心領域を手動的に設定する．強度画像に対してメジアンフィルタを 2 回適用して平滑化を行った上で，輝度を 256 階調に変換する．収縮早期における MR 強度画像に対して平滑化を行った結果を図 4 (a)(b) に，図 4 (a)(b) のヒストグラムをそれぞれ図 4 (c)(d) に示す．図 4 (c)(d) のヒストグラムには三つのピークが見られ，輝度値の高い方からそれぞれ血流部分，心筋部分，それ以外の部分に対応すると考えられる．そこで，輝度値 0 から最大輝度値まで

の区間を 3 等分して 3 値化を行うことで，関心領域内を血流部分，心筋部分，それ以外の部分に分類する．図 4 (a)(b) それぞれに対して処理を行い関心領域を分類した結果を図 5 (a)(b) に示す．

次に，MR 原画像間の位置合せを行う．位相情報と心筋の運動速度との対応付けは，1 回の撮影（息止め）で 1 方向ずつ行われるので，断面内左右方向と上下方向とのそれぞれの速度分布を取得した際の MR 原画像間で位置合せを行う必要がある．

MR 原画像間の位置合せは，平行移動により左室内腔（血流部分）の中心位置を一致させることにより行う．今回は，左室内腔領域の重心を中心位置とした．MR 強度画像において，血流部分のうち関心領域内で最も右側の点を求め，領域拡張法を適用することで左室内腔部分を抽出し，その重心を左室内腔中心位置とする．

### 3.2.2 距離画像による左室心筋中層部の抽出

心筋部分が大まかに抽出された 2 枚の MR 強度画像から，心筋部分の和集合をとり心筋画像を生成する．次に，生成した心筋画像において各ピクセルから心筋以外の部分（心内腔部分と心臓外部分）までの距離を表す距離画像を生成する．距離にはシティブロック距離を用いた．そして，先に求めた左室内腔中心から放射状に距離画像を探索し，距離値がはじめに極大となる点の集合を求め，これを左室心筋中央位置とする．最後に，左室心筋中央位置の距離値の最大値の 50% をしきい値として，左室心筋中央位置から領域拡張法により左室心筋中層部を求める．

## 3.3 局所心筋ひずみの計算

### 3.3.1 断面内速度場の生成

はじめに，MR 位相画像に対してメジアンフィルタを適用し画像間位置合せを行った後，断面内上下方向

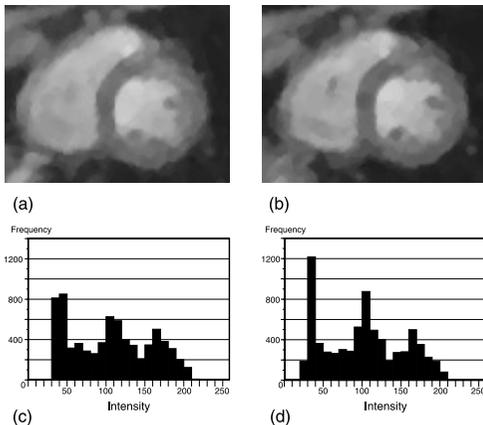


図 4 関心領域の平滑化とヒストグラム，収縮早期，(a) 断面内上下方向速度を計測した際の強度画像に対して平滑化を行った結果画像，(b) 断面内左右方向速度を計測した際の強度画像に対して平滑化を行った結果画像，(c) (a) の輝度値ヒストグラム，(d) (b) の輝度値ヒストグラム

Fig. 4 Results by median filtering and histogram, (a) Filtering result from the MR intensity image which corresponds to the phase-shift image of bottom-top direction, (b) Filtering result from the MR intensity image which corresponds to the phase-shift image of left-right direction, (c) Intensity histogram for (a), (d) Intensity histogram for (b).

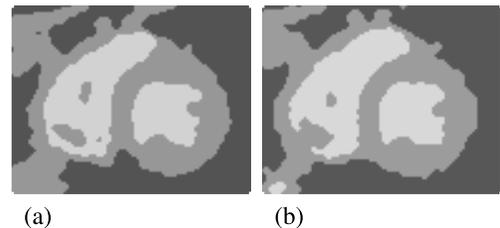


図 5 関心領域の自動分類結果，収縮早期 (a) 図 4 (a) の分類結果，(b) 図 4 (b) の分類結果  
Fig. 5 Results by automatic classification of myocardium, (a) Classification result from Fig. 4 (a), (b) Classification result from Fig. 4 (b).

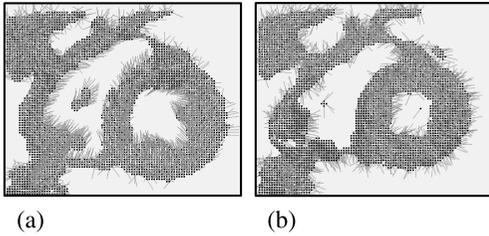


図 6 断面内速度場の生成 (a) 収縮早期, (b) 拡張早期  
Fig. 6 Composite velocity on the short-axis slices,  
(a) early systole, (b) early diastole.

速度情報と左右方向速度情報を合成することで各心時相における断面内速度場を求める。ただし、予備実験において MR 位相画像の心臓外部分の多くに発生している信号の折返しを調べたところ、速度の絶対値が 21 cm/s を超える部分に輝度値が分布していたことから、本論文では、速度の絶対値が 20 cm/s を超える部分については信号の折返しによるアーチファクトが生じているとし処理対象外とした。

図 6 に、断面内速度場を向きと大きさに応じた線分で表現したものと、3.2.2 で求めた心筋画像との重畳表示を示す。スライス 1 における 12 時相のデータにおいて、アーチファクトと判定したピクセル数が心筋部分に占める割合は、最大 3.2%、最小 0.4%、平均 1.0%であった。

### 3.3.2 局所心筋圧縮ひずみの計算

3.2.2 で求めた左室心筋中層部について、3.3.1 で求めた断面内速度場をもとに局所心筋圧縮ひずみを求める。

図 7 において、3.2.1 で求めた左室内腔中心位置 (Center position of LV cavity) とある注目点  $p$  を結ぶ直線  $l_t$  に直交し、かつ点  $p$  を通る直線  $l_c$  を考える。この直線  $l_c$  上にあり、注目点  $p$  から距離  $x/2$  だけ離れた 2 点における速度ベクトル  $v_1, v_2$  をそれぞれ直線  $l_c$  に投影し、投影したベクトル  $v_{1c}, v_{2c}$  の差を単位時間における圧縮ひずみの変化量  $\Delta x_c$  とする。そして、圧縮ひずみの大きさ  $\Delta x_c/x$  を、注目点  $p$  における局所心筋短縮・伸展速度とする。注目点の近傍 2 点間の距離  $x$  は 5.0mm (4pixel 相当) とし、各点における速度ベクトル  $v_1, v_2$  は周辺 4 格子点からの線形補間により求めた。

### 3.3.3 局所心筋ずりひずみの計算

図 8 において、圧縮ひずみの場合と同様に、直線  $l_t$  と直線  $l_c$  を考える。直線  $l_t$  上にあり注目点  $p$  から距

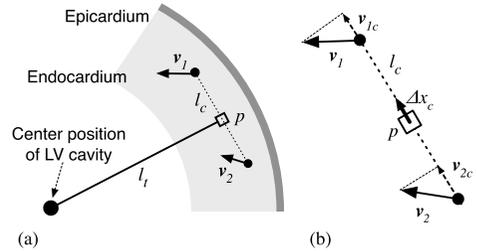


図 7 局所心筋圧縮ひずみの計算 (a) 計算に用いる注目点近傍 2 点の設定, (b) 速度成分の円周方向への投影  
Fig. 7 Calculation of the compressional strain in the regional myocardium, (a) Settings of the calculation points neighbor the target point, (b) Projection of velocities on the circumferential direction.

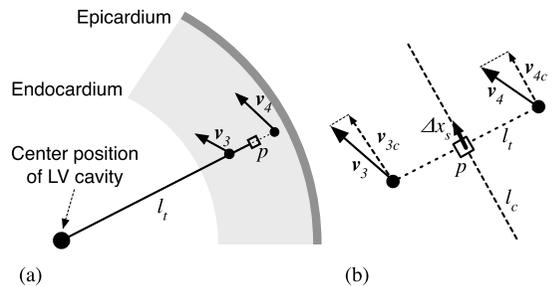


図 8 局所心筋ずりひずみ速度の計算 (a) 計算に用いる注目点近傍 2 点の設定, (b) 注目点におけるずりひずみ変化量の計算方法

Fig. 8 Calculation of the shearing strain in the regional myocardium, (a) Settings of the calculation points neighbor the target point, (b) Projection of velocities on the transmural direction.

離  $y/2$  だけ離れた 2 点における速度ベクトル  $v_3, v_4$  をそれぞれ直線  $l_c$  に投影し、投影した速度ベクトル  $v_{3c}, v_{4c}$  の差を単位時間におけるずりひずみの変化量  $\Delta x_s = v_{3c} - v_{4c}$  とする。ずりひずみの大きさ  $\Delta x_s/y$  を、注目点における局所心筋ずりひずみ速度とする。注目点の近傍 2 点間の距離  $y$  は 2.5 mm (2 pixel 相当) とした。

## 4. 結 果

MR-PC 法で得られた時系列画像を DICOM 形式で CD-R 出力し本実験に用いた。DICOM 形式ファイル内に記録されている情報をもとに、強度・位相画像の区別、スライス位置、心時相などを認識した上で、3. で述べた処理を自動的に行い局所心筋ひずみを求めるプログラムを開発した。開発には Java 言語を用いた。DICOM 形式ファイルを読み込んで用手的に関心

領域を設定する操作に要する時間は約 1 分，その後の処理を自動的にを行い結果を出力するのに要する時間は約 2 秒（実験環境：Intel<sup>®</sup> Xeon<sup>™</sup> CPU 3.60 GHz, GNU Linux）であった．

スライス 2 における 3 フレーム目（収縮早期）と 8 フレーム目（拡張早期）における，左室心筋中層部の圧縮ひずみ速度分布を図 9 に示す．図中で輝度値の高い部分は短縮部分を，低い部分は伸展部分を表し，グレーの部分は速度 0 または処理対象外であることを表す．

スライス 3 における 2 フレーム目（収縮早期）と 5 フレーム目（収縮後期）における，局所心筋のずりひずみ変化速度分布を図 10 に示す．図中で輝度値の高い部分はずりひずみ量  $\Delta x_s$  が半時計回りの向きであること，すなわち内膜側の反時計回りの回転速度が外膜側の回転速度よりも速いことを示し，輝度値の低い部分はその逆であることを表す．

短軸断面において，図 11 に示すように 3.2.1 で求めた左室内腔中心から断面内右方に水平にひいた半直線を基準とした  $\pm 45$  度の範囲を左室自由壁部分と

する．左室自由壁部分における圧縮ひずみ速度すなわち局所心筋短縮・伸展速度の各心時相における平均値を，スライス 1 からスライス 4 まで四つの断面に対してそれぞれ求めた結果を図 12 に示す．収縮期において左室自由壁の局所心筋短縮速度が最大となるのは四つの断面とも 3 フレーム目（収縮中期）であり，最大 2.3，最小 1.9，平均 2.0（単位  $s^{-1}$ ）であった．また，拡張期において左室自由壁の局所心筋伸展速度が最大となるのは四つの断面とも 8 フレーム目（拡張早

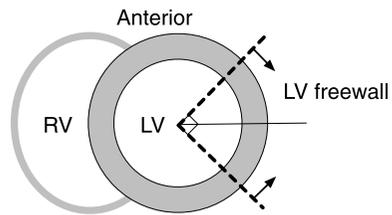


図 11 短軸断面層における左室自由壁部分  
Fig. 11 Diagram showing the location of the left ventricular free wall on the short-axis slice.

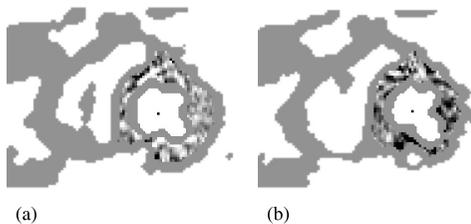


図 9 左室心筋中層部における局所心筋圧縮ひずみ速度分布，スライス位置 2 (a) 3 フレーム目（収縮早期），(b) 8 フレーム目（拡張早期）  
Fig. 9 Distribution of compressional strain rate in the left midcardium, slice no. 2, (a) 3rd frame (early systole), (b) 8th frame (early diastole).

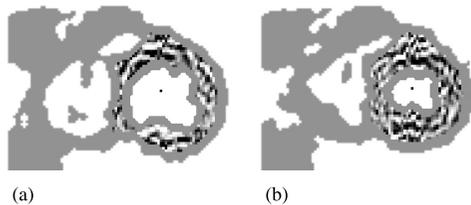


図 10 左室心筋中層部における局所心筋ずりひずみ速度分布，スライス 3 (a) 2 フレーム目（収縮早期），(b) 5 フレーム目（収縮後期）  
Fig. 10 Distribution of shearing strain rate in the left midcardium, slice no. 3, (a) 2nd frame (early systole), (b) 5th frame (late systole).

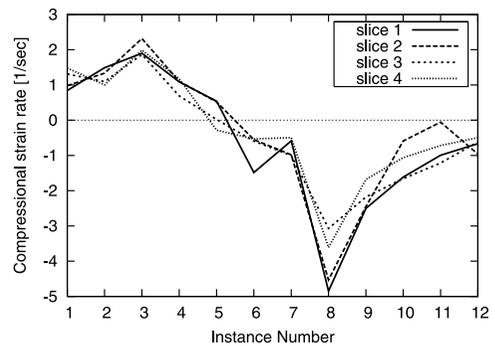


図 12 左室自由壁における心筋短縮・伸展速度の平均値  
Fig. 12 Compressional strain rate in the left ventricular free wall.

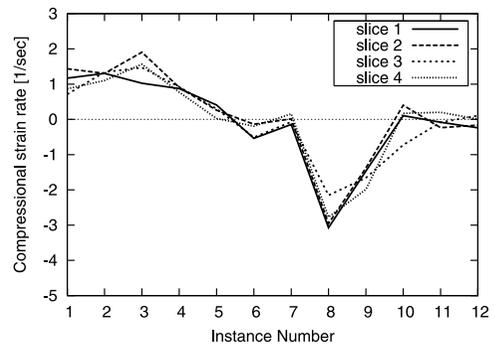


図 13 左室壁における心筋短縮・伸展速度の平均値  
Fig. 13 Compressional strain rate in the whole left ventricle.

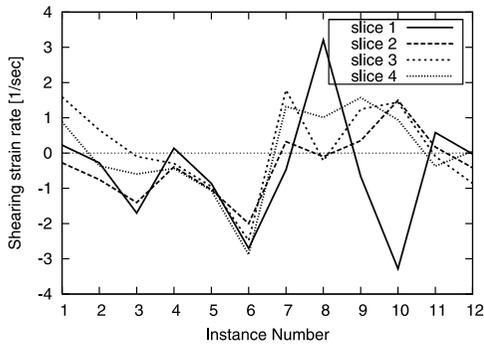


図 14 左室自由壁における心筋ずりひずみ速度の平均値  
Fig. 14 Shearing strain rate in the left ventricular free wall.

期)であり,最大 4.8,最小 3.0,平均 4.0(単位  $s^{-1}$ )であった。

図 13 に,左室心筋中層部全体における局所心筋短縮・伸展速度の各心時相における平均値を示す。3 フレーム目(収縮中期)における局所心筋短縮速度は,最大 1.9,最小 1.0,平均 1.5(単位  $s^{-1}$ )であった。

ずりひずみ速度の各心時相における平均値を左室自由壁に対して求めた値を,図 14 に示す。

## 5. 考 察

提案手法と開発したプログラムにより,MR-PC 法により得られた強度画像及び位相画像を用いて,自動的に短軸断面内における局所心筋の短縮伸展速度とずりひずみ速度を求め可視化することができた。

本手法により得られた局所心筋の収縮期最大短縮速度の左室自由壁における値は,カテーテル左室造影により算出した円周方向心筋線維短縮速度の報告 [18] や,MR-PC 画像より用手的に算出した報告 [15], [19] とよく一致した。一方,拡張期最大伸展速度の左室自由壁における値を他報告 [15], [19] と比較すると,最大短縮速度よりも大きい値をとる傾向は一致するものの,2 倍程度大きな値を示した。その理由として,本論文が健常男性 1 名のデータのみを対象としていること,撮影条件の違い,計算に用いる点数の違い,計測に用いた短軸断面位置の違いが考えられる。他報告 [15], [19] では,左室短軸断面内の 8 点のみの速度情報を用いて局所心筋・短縮速度を計測している。本手法と比較して,計算に用いる点の数や近傍 2 点間の距離の違いや, MRI 装置の空間分解能,短軸断面を定める際のスライス位置選択の精度など撮影条件の違いが結果の

差違につながっていることが考えられる。また,他報告 [15], [19] では計測に用いた短軸断面は一つのみでその位置は不明であるが,本手法では四つの断面位置を用いて局所心筋・短縮速度を求めている。図 12 において,収縮期最大短縮速度にはスライス位置による違いは見られないが,拡張期最大伸展速度にはスライス位置による違いが見られる。心尖部側のスライス 1, 2 における値の方が,心基部側のスライス 3, 4 における値より大きい傾向を示している。スライス位置の違いにより拡張期最大伸展速度に差が生じる可能性を示している。

左室自由壁における局所心筋短縮・伸展速度に比べて,左室全体における局所心筋短縮・伸展速度が全般的に低い値を示している。また,収縮早期における速度分布(図 9(a))において,左室と右室とが結合する部分の近辺に輝度値の低い部分(伸展部分)が多く見られる。左室と右室とが結合する部分では心筋線維の収縮が解剖学的に制限され,左室全体における心筋短縮速度の平均値を低下させていると考えられる。MR-PC 法で心筋の収縮機能を解析する際には心筋線維方向だけでなく,両心室の結合部といった解剖学的条件も考慮する必要があることを示している。

図 9 において,収縮期・拡張期いずれにおいても短縮部分と伸展部分が入り交じって存在している。先行研究 [20] において,円周方向角速度が部位ごとに揺らぎをもつ場合にこのような収縮伸展速度分布を示すことを数値モデルにより示しているが,図 9 は,そのような揺らぎが今回の提案手法における処理スケール(圧縮ひずみを求めるための初期量  $x = 5.0 \text{ mm}$ )でも存在することを示していると考えられ,今後解析していく必要がある。

局所心筋ずりひずみ速度について,図 12 において,1 フレーム目から 3 フレーム目にかけてはグラフの傾きが負であり,4 フレーム目では 0 付近の値をとる。また,スライス 2 を除いて 3 フレーム目までに符号が変わる。MR タギング画像によるずりひずみの検討 [19] によれば,左室自由壁におけるずりひずみ量は収縮早期に最大となり,収縮中期から後期にかけてゼロに復帰するとされる。また,心筋の収縮を引き起こす電気的興奮波は内膜側から外膜側へ伝搬することを考慮すると,左室自由壁の収縮過程は図 15 のようにまず先にずりひずみが優位となり,続いて圧縮ひずみが優位になると考えられる。ずりひずみ速度の時間積分がずりひずみ量であるので,図 12 の 1 フレーム目から 4

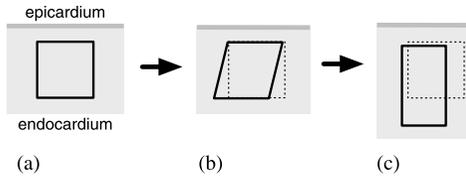


図 15 収縮期における心筋ひずみの模式図 (a) 拡張末期, (b) 収縮早期におけるずりひずみ (c) 収縮早期～収縮末期における圧縮ひずみ

Fig. 15 Schematic diagrams showing the myocardial strain at systole, (a) end diastole, (b) shearing strain at early systole, (c) compressive strain during systole.

フレーム目までの傾向は、この心筋収縮過程におけるずりひずみの優位性の変化を反映したものと考えられる。一方で、1 フレーム目におけるずりひずみ速度はスライスごとに様々な値をとる。収縮過程においてスライス間で相互に及ぼし合う影響や電気的興奮波に対応する時間のずれなどが原因として考えられるが、今後ともより詳細な検討が必要である。

本手法では、ある断面における局所心筋収縮機能情報を得るために、2 回の息止めで撮影した位相画像から合成した速度場を用いている。したがって、画像位置ずれの影響及び撮影時の生理学的なコンディションの差が計算結果に影響を与えている可能性も考えられる。今後は多数の症例に対して本手法を適用し、画像位置合せのアルゴリズムの改善や、画像解像度を落として 1 回の息止めで 2 方向の速度情報を得るなどの撮影方法の検討が必要である。

本手法では、MR 強度画像において心筋部分と心臓外部分の境界部分が不明りょうであること、ひずみ速度は心筋中層部において求めるので心筋部分の正確な抽出は必ずしも必要でないことを考慮したアルゴリズムを検討し実装している。しかしながら、乳頭筋も含まれる心筋部分の距離画像を用いて左室心筋中層部を求めているために、乳頭筋が存在する部分ではより内腔側の領域まで処理対象に含めていると考えられる。心筋中層部と比較して内腔側では心筋線維方向は短軸断面に対して大きな角度をとるので、短縮・伸展速度は低く計算されると予想されるが、図 12 に示す左室自由壁における心筋短縮・伸展速度の平均値は従来報告 [15], [19] と比較して低くはない。その理由として、統計的な処理の中で乳頭筋の存在の影響が埋もれている可能性が考えられる。今後、より狭い範囲別に詳細な検討を行っていく際には、乳頭筋の存在に

影響されずに左室中層部を抽出するアルゴリズムが必要と考えられる。

本手法は、求心性左室肥大における心筋の疲弊状態、あるいは肥大型心筋症における心筋の線維化といった心筋収縮機能の異常の程度を評価する際に有効であると考えられる。心筋の収縮機能特性は、収縮の程度よりも速度によりいっそう反映される。MR タギング法による標識追跡や、近年提案されている SENC [21], [22], DENSE [23], [24] 法により得られる変位情報から速度情報を得ることはできるが、変位を微分して速度を計算する、あるいは逆に速度を積分して変位を計算するよりも、目的に応じてそれぞれの指標の直接計測を行う方が誤差の拡大を招かず有利であると考えられる。例えば、1 周期にわたって心臓の変形を追跡する目的や、ひずみテンソルを計算する目的には、変位を直接計測できる撮影方法が有利であると考えられる。一方、心筋の収縮機能特性を反映するひずみ速度を計算する目的には、速度を直接計測できる MR-PC 法が有利であると考えられる。更に、短軸断面における左室心筋中層部に対してひずみ速度を求めることは、心筋線維に沿った方向の短縮伸展速度を考えることになり、医学・生理学的な意味を直観的にとることが可能で、臨床的有用性という観点からも重要と考えられる。

## 6. む す び

MR-PC 法で得られた速度情報を提案手法により解析することで、左室心筋中層部における局所短縮・伸展速度及びずりひずみ速度を自動的に抽出し可視化することができた。任意断面において三次元的に速度を直接算出できる MR-PC 法は、心筋収縮機能の評価の上でエコーや心筋タギング法といった他手法より有利な点があり、臨床的にも有用となることが期待される。

局所心筋短縮・伸展速度及びずりひずみの指標は、正常心と肥大心との差異が指摘されており、開発したプログラムを用いての自動的な局所心筋ひずみ速度の計算と可視化は、正常心と病的心との比較など今後の検討に有効であると考えられる。

今後の課題として、正常心と病的心との差違の検討、短軸断面を貫く方向の速度成分の考慮及び断面間のずりひずみの検討が挙げられる。撮影時の息止め回数の増加を抑えながら、MR-PC 法でしか得られない心筋収縮機能情報や材料特性の指標を取得できるよう今後

多くの臨床例での評価を行っていきたい。

謝辞 本研究は、文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(B)18300157)、文部科学省リーディングプロジェクト「細胞・生体機能シミュレーションプロジェクト」による成果の一部である。

## 文 献

- [1] D.D. Streeter, Jr., H.M. Spotnitz, D.P. Patel, J. Ross, Jr., and E.H. Sonnenblick, "Fiber orientation in the canine left ventricle during diastole and systole," *Circulation Research*, vol.24, pp.339-347, 1969.
- [2] P.M.F. Nielsen, I.J.L. Grice, B.H. Smaill, and P.J. Hunter, "Mathematical model of geometry and fibrous structure of the heart," *American Journal of Physiology*, vol.260, pp.H1365-H1378, 1991.
- [3] J. Schaefer, Y. Rouchdy, P. Clarysse, B. Hiba, P. Croisille, J. Pousin, and I. Magnin, "Simultaneous segmentation of the left and right heart ventricles in 3D cine MR images of small animals," *Computers in Cardiology*, vol.32, pp.231-234, 2005.
- [4] M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache, "Deformable biomechanical models: Application to 4d cardiac image analysis," *Medical Image Analysis*, vol.7, pp.475-488, 2003.
- [5] Y. Notomi, P. Lysyansky, R.M. Setser, T. Shiota, Z.B. Popović, M.G. Martin-Miklović, J.A. Weaver, S.J. Oryszak, N.L. Greenberg, R.D. White, and J.D. Thomas, "Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging," *J. American College of Cardiology*, vol.45, pp.2034-2041, 2005.
- [6] T. Helle-Valle, J. Crosby, T. Edvardsen, E. Lyseggen, H.-J.S. Brage, H. Amundsen, B.D. Rosen, J.A.C. Lima, H. Torp, H. Ihlen, and O.A. Smiseth, "New noninvasive method for assessment of left ventricular rotation: Speckle tracking echocardiography," *Circulation*, vol.112, pp.3149-3156, 2005.
- [7] I. Haber, D.N. Metaxas, T. Geva, and L. Axel, "Three-dimensional systolic kinematics of the right ventricle," *American Journal of Physiology*, vol.289, pp.H1826-H1833, 2005.
- [8] E.W.B. Lo, P. Shi, and H. Liu, "Robust recovery of volumetric cardiac motion with physically constrained  $H^\infty$  filtering," *Proc. 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.814-817, 2003.
- [9] Y. Notomi, R.M. Setser, T. Shiota, M.G. Martin-Miklović, J.A. Weaver, Z.B. Popovic, H. Yamada, N.L. Greenberg, R.D. White, and J.D. Thomas, "Assessment of left ventricular torsional deformation by doppler tissue imaging: Validation study with tagged magnetic resonance imaging," *Circulation*, vol.111, pp.1141-1147, 2005.
- [10] E. Castillo, J.A.C. Lima, and D.A. Bluemke, "Regional myocardial function: Advances in MR imaging and analysis," *Radiographics*, vol.23, pp.127-140, 2003.
- [11] 内藤博昭, "心臓 MRI の最前線" 循環制御, vol.24, no.4, pp.338-342, 2003.
- [12] M.F. Walker, S.P. Souza, and C.L. Dumoulin, "Quantitative flow measurement in phase contrast MR angiography," *J. Computer Assisted Tomography*, vol.12, no.2, pp.304-313, 1988.
- [13] M. O'Donnell, "NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences," *Medical Physics*, vol.12, no.1, pp.59-64, 1985.
- [14] S.E. Petersen, B.A. Jung, F. Wiesmann, J.B. Selvanayagam, J.M. Francis, J. Henning, S. Neubauer, and M.D. Robson, "Myocardial tissue phase mapping with cine phase-contrast mr imaging: Regional wall motion analysis in healthy volunteers," *Radiology*, vol.238, no.3, pp.816-826, 2006.
- [15] 内藤博昭, 田村進一, 東 将浩, 有澤 淳, 黒飛俊二, 佐野哲也, "MRI の高速シネ位相コントラスト法による左室心筋の局所短縮・伸展速度の解析—正常例と肥大心での検討" *Japanese Circulation Journal*, vol.61, Suppl.I, p.267, 1997.
- [16] I.J. LeGrice, B.H. Smaill, L.Z. Chai, S.G. Edgar, J.B. Gavin, and P.J. Hunter, "Laminar structure of the heart: Ventricular myocyte arrangement and connective tissue architecture in the dog," *American Journal of Physiology*, vol.269, pp.H571-H582, 1995.
- [17] 内藤博昭, "心筋変形と心臓のねじれ—MRI による評価" *心工コー*, vol.7, no.10, pp.772-780, 2006.
- [18] J.S. Karliner, J.H. Gault, D. Eckberg, C.B. Mullins, and J. Ross, Jr., "Mean velocity of fiber shortening: A simplified measure of left ventricular myocardial contractility," *Circulation*, vol.44, pp.323-333, 1971.
- [19] H. Naito, "Functional diagnostic imaging of the myocardium: Usefulness of an integrated approach using X-ray CT and MR imaging," *Med. Imaging Technol.*, vol.18, no.4, pp.331-336, 2000.
- [20] 堀尾秀之, 原口 亮, 中沢 一雄, 内藤博昭, 東 将浩, 佐久間利治, 増田 泰, 大城 理, "MR Phase-contrast法による心室壁運動の解析—心室壁速度場の可視化とその評価" *信学技報*, MBE2006-57, Oct. 2006.
- [21] E.-S.H. Ibrahim, M. Stuber, A.S. Fahmy, K.Z. Abd-Elmoniem, T. Sasano, M.R. Abraham, and N.F. Osman, "Real-time MR imaging of myocardial regional function using strain-encoding (SENC) with tissue through-plane motion tracking," *J. Magnetic Resonance Imaging*, vol.26, no.6, pp.1461-1470, 2007.
- [22] N.F. Osman, S. Sampath, E. Atalar, and J.L. Prince, "Imaging longitudinal cardiac strain on short-axis images using strain-encoded MRI," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.46, no.2, pp.324-334, 2001.
- [23] D. Kim, W.D. Gilson, C.M. Kramer, and F.H. Epstein, "Myocardial tissue tracking with two-dimensional cine displacement-encoded MR imaging and analysis," *Radiographics*, vol.23, pp.127-140, 2003.

ing: Development and initial evaluation,” Radiology, vol.230, pp.862–871, 2004.

- [24] W.D. Gilson, Z. Yang, B.A. French, and F.H. Epstein, “Measurement of myocardial mechanics in mice before and after infarction using multi-slice displacement-encoded MRI with 3D motion encoding,” American Journal of Physiology, vol.288, pp.H1491–H1497, 2005.

(平成 19 年 9 月 14 日受付, 20 年 1 月 25 日再受付)



原口 亮 (正員)

1998 京大・工・電気卒。2003 同大大学院情報学研究所博士後期課程了。博士(情報学)。同年 4 月より国立循環器病センター研究所流動研究員。2004 年 7 月より同室員, 現在に至る。医用画像処理並びに医用生体工学に関する研究に従事。情報学博士。

日本生体医工学会等会員。



堀尾 秀之

2007 大阪大学大学院基礎工学研究科博士前期課程了。現在,(株)日立メディコ勤務。主として医用画像計測の研究に従事。修士(工学)。



黒田 嘉宏 (正員)

2000 京大・総合人間学卒。2005 同大大学院情報学研究所博士後期課程了。同年京都大学大学院医学研究科特任助手。2006 大阪大学大学院基礎工学研究科助手(助教), 現在に至る。医用 VR, 触覚情報処理, 教育訓練システムに関する研究に従事。

ACM, IEEE, 日本バーチャリアリティ学会, 日本生体医工学会, 日本 VR 医学会等各会員。博士(情報学)。



増田 泰

2001 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程了。同年科学技術振興事業団戦略的創造研究推進事業研究員。2002 国立中部病院長寿医療研究センター流動研究員。2003 文部科学省 21 世紀 COE プロジェクト研究員。2005 大阪大学大学院基礎工学研究科助手。主として生体信号処理の研究に従事。

博士(工学)。



黒田 知宏

1998 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程了。同年同大学情報科学研究科助手。2001 フィンランド・オウル大学理学部客員教授(兼任)。2001 京都大学医学部附属病院医療情報部講師。2003 同副部長(兼任)。2007 大阪大学大

学院基礎工学研究科准教授, 現在に至る。仮想・強調現実感, 福祉情報学, 医療情報学, ウェアラブル・コンピューティング等の研究に従事。ヒューマンインタフェース学会, システム制御情報学会, 日本バーチャリアリティ学会, 日本生体医工学会, 医療情報学会, 日本手話学会等各会員。博士(工学)。



大城 理 (正員)

1990 大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程了。同年住友金属工業(株)入社。1993 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。1994 同大学先端科学技術研究調査センタ助教授。2003 大阪大学大学院基礎工学研究科教授。主として医用画像処理, 生体信号処理の研究に従事。工博。



内藤 博昭

1975 阪大・医卒。1976 同大放射線科, 1978 国立循環器病センターレジデント, 1981 同センター医師。1989 大阪大学医学部機能画像診断学助教授, 1999 同医学部保健学科教授, 2002 国立循環器病センター放射線診療部部長, 現在に至る。医博。心臓・血管病変の CT と MRI を用いた診断の研究に従事。

Stauffer 賞(米国'92 年)受賞。著書「心・大血管の MRI と MRS」ほか。



東 将浩

1992 阪大・医卒。同年同大医学部放射線医学教室入学。1993 大阪府立病院研修医。1994 阪大医学部放射線科研究生。1996 同放射線科非常勤医師。1998 国立大阪病院放射線科医師。2000 国立循環器病センター放射線診療部医師。2007 同センター放射

線診療部医長, 現在に至る。心臓・血管病変の診断と治療, 特に CT を用いた研究に従事。日本医学放射線学会, 日本循環器学会等各会員。



中沢 一雄 (正員)

1980 阪大・基礎工・卒．同年より三菱電機(株)勤務．1987 大阪大学大学院基礎工学研究科修士課程了．同年 4 月より滋賀医科大学医学情報センター助手．1991 国立循環器病センター研究所研究員，2002 年 12 月より同研究所研究機器管理室室長，現在に至る．医用生体工学及び医療情報学の研究に従事．工博．日本生体医工学会，医療情報学会等各会員．