

## 2方向投影からの再構成アルゴリズムを用いた心臓左心室動画像再構成システム

正員 松尾 啓志<sup>†</sup>      正員 岩田 彰<sup>†</sup>  
 正員 堀場 勇夫<sup>††</sup>      正員 鈴木 宣夫<sup>†</sup>

### Dynamic Left Ventricular Cavity Shape Reconstruction System Using Bi-directional Projections

Hiroshi MATSUO<sup>†</sup>, Akira IWATA<sup>†</sup>, Isao HORIBA<sup>††</sup> and Nobuo SUZUMURA<sup>†</sup>  
 Members

あらまし 心筋梗塞などの心臓疾患を診断する場合、左心室形状の時間的な変化、すなわち左心室壁の動きは重要な診断要素となる。しかし現在では、2方向から計測した2次元投影像から、心臓の壁運動を観察する方法が一般的に用いられている。本論文では、2方向から投影した左心室内腔像から左心室内腔の3次元構造を再構成可能なアルゴリズムを提案した。本アルゴリズムは再構成対象物体を、X線吸収係数が一定な凸状充満物体であると限定することにより2方向からの投影だけでも、正確な物体形状の再構成が可能である。また本再構成アルゴリズムは現状技術においても再構成に必要な投影データを1/30秒で得ることが可能であるため、心臓壁運動の動画像表示が可能である。更に本再構成アルゴリズムを臨床適用する際の問題点および補正方法について検討を加えた後、実際の臨床例に適用した。その結果、動画表示した再構成結果から疾患部位の壁運動異常を確認することが可能であった。また左心室の重心からの壁運動量および収縮末期時刻をパラメータとするマップを作成することにより壁運動異常の定量化についても検討した。その結果梗塞部位は他の部位に比べて壁運動量が少なく、局所収縮末期時刻も不均一になることが確認できた。

### 1. まえがき

心筋梗塞などの心疾患を診断する際、左心室形状の時間的な変化、すなわち左心室壁の動きの情報は重要な診断要素となる。現在、心臓壁の運動を知る方法として、造影された心臓を2方向からX線透視像撮影装置により撮影した結果を、医師が観察する方法が一般的に用いられている。しかし、この診断法は医師の経験に依存しており、また壁運動の定量化は困難である。そこで左心室の立体形状を計測し、左心室壁の動きを定量的に評価する手法の開発が望まれている。

近年、CT技術の発達に伴い、再構成に必要な投影

データを計測する時間、および再構成のための時間が短縮され、多数枚の断層像が容易に得られるようになった。更に2次元再構成像の重ね合わせで3次元再構成を行うスライスバイスライス法により、比較的容易に3次元再構成が可能となった。また動きの激しい心臓の再構成を行うための技術である心電同期式とスライスバイスライス法を組み合わせることにより、心臓壁の運動を再構成することが技術的には可能となった。ところがこの方法では計測時間が非常に長いと、患者の負担が大きい、患者の動きにより各断層間で再構成画像にずれが生じるなどの欠点のため、実際の臨床には適用困難である。

左心室内腔を再構成する実用的な方法として、2方向から撮影した投影像から輪郭情報だけを用いて、だ円近似により再構成する手法が提案されている<sup>(1)</sup>。しかし、この方法は心臓内腔の断面形状をだ円近似により再構成するため、心臓の局所的な壁運動の異常を再構

<sup>†</sup> 名古屋工業大学電気情報工学科, 名古屋市  
 Department of Electrical and Computer Engineering, Nagoya Institute of Technology, Nagoya-shi, 466 Japan

<sup>††</sup> 名城大学理工学部, 名古屋  
 Faculty of Science and Technology, Meijō University, Nagoya-shi, 468 Japan

成することは原理的に不可能である。また Kim らは同じ2方向からの投影像の冠状動脈に注目して、再構成を行った。しかし本再構成法は冠状動脈を造影するため、カテーテルを用いた選択造影を行う必要があるため被検者の負担が大きい<sup>(2)</sup>。

我々は、2方向のみから計測された投影像の輪郭情報だけでなく濃度情報も用いて、被検査体の形状を逐次近似法により再構成するアルゴリズムを提案した<sup>(3)</sup>。このアルゴリズムはわずか2方向からの投影像だけで、被検査体の形状を再構成できるため、投影像を計測する時間が非常に短いという特徴を有する。

本論文では、この再構成アルゴリズムを心臓左心室内腔の再構成に適用し、時間分解能に優れた左心室動画像再構成システムの構築方法について示す。更に本システムを臨床例に適用し、局所的な心臓壁運動について評価した結果についても示す。

## 2. 再構成アルゴリズム

### 2.1 再構成対象物体の制限

我々が提案した再構成アルゴリズムは、被検査体をわずか2方向から投影しただけの、いわゆる不完全投影像から被検査体を再構成することを目的としている。一般的に2方向からの投影像だけでは、被検査体内部の吸収係数分布を決定することは不可能である。そこ

で本再構成アルゴリズムでは、再構成可能物体は次の二つの条件を満たすものという制限を付加した。

- (1) X線吸収係数が一様な充満物体である。
- (2) X線源から発生するX線が検出器に到達する間に、X線軌跡が再構成対象物体を通過する回数はたかだか1回である。

一般に、静脈から造影剤を注入して左心室内腔を造影する静脈造影の場合、造影剤は肺循環を経て左心室内腔に到達する。従って、左心室に到達した際の造影剤濃度はほぼ一様と考えられるので、左心室内腔は条件(1)を満たすと考えることができる。更に、左心室内腔の概略形状は、ほぼだ円近似可能である。従って左心室内腔は条件(2)も満たすと考えることができる。

### 2.2 再構成アルゴリズム

2次元画像  $f$  を2方向のみの投影像  $D_I, D_J$  のみから、逐次近似を用いて再構成するアルゴリズムを図1を用いて説明する<sup>(3)</sup>。なお  $f$  は画素の値が0か1である  $n$  次正方向列、 $k$  は逐次近似回数を示す。

step1: 再構成に用いる投影像を  $D_I, D_J$  とする。

$$D_I(j) = \sum_{i=1}^n f_{ij} \quad (1)$$

$$D_J(i) = \sum_{j=1}^n f_{ij}$$

$f_{ij}$  は  $i$  行  $j$  列の画素値

step2:  $D_I, D_J$  から初期画像  $F_0$  を作成する。

初期画像  $F_0$  は2方向からの投影像の辺縁情報から推定できるだ円体の中で、投影像の積分値(再構成物体の断面積と等価)と面積が一致するだ円体を用いた。

step3: 逐次近似像  $F_k (k \geq 0)$  から再投影を行い、再投影像  $P_{Ik}, P_{Jk}$  を算出する。

step4: 図中の破線で示した  $D_I$  と図中実線で示した  $P_{Ik}$  とが一致するように逐次近似像  $F_k$  を修正し  $F_{k+1}$  とする。すなわち  $P_{Ik}$  と  $D_I$  との誤差  $\epsilon_i$  を投影軌跡に沿って  $\epsilon_{i1}, \epsilon_{i2}$  (但し  $\epsilon_i = \epsilon_{i1} + \epsilon_{i2}$ ) と配分することによって逐次近似像  $F_k$  を修正する。

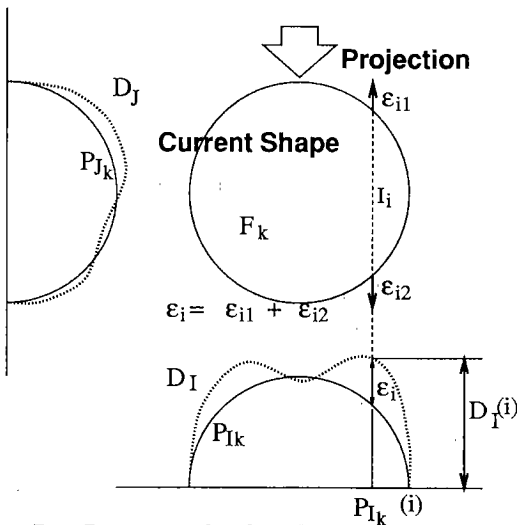
step5:  $J$  方向における再投影像  $P_{Jk}$  と投影像  $D_J$  との2乗誤差和  $E_k$  と誤差改善度  $K_k$  を算出する。

$$E_k = \sum_{i=1}^n (D_J(i) - P_{Jk}(i))^2 \quad (2)$$

$$K_k = E_{k-1} - E_k$$

改善度が負になった場合、すなわち  $k$  回目の逐次近似によって誤差の改善が成されなかった場合、逐次近似を終了させ  $k-1$  回目の像を再構成結果とする。

step6: step4~step5 を  $I, J$  を入れ換えて行う。



$P_{Ik}, P_{Jk}$ : re-projection data

$D_I, D_J$ : projection data

図1 逐次近似法による2次元形状の再構成

Fig. 1 The relaxation scheme for reconstructing 2-D shape.

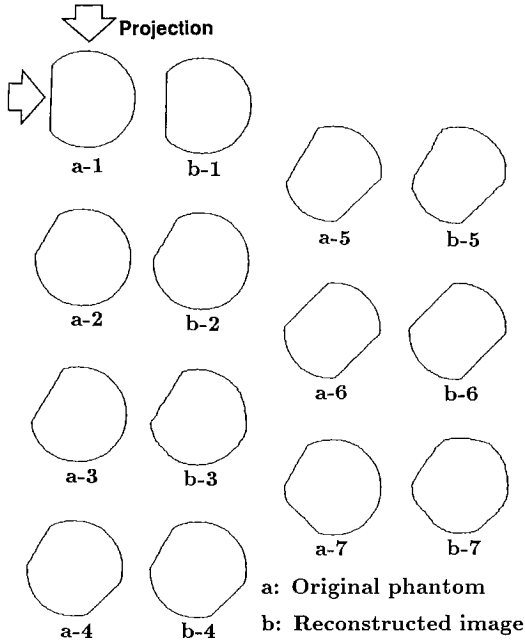


図2 計算機シミュレーションによる再構成結果  
Fig. 2 Reconstructed images by computer simulation.

step7: step3~step6 を、繰り返して行う。

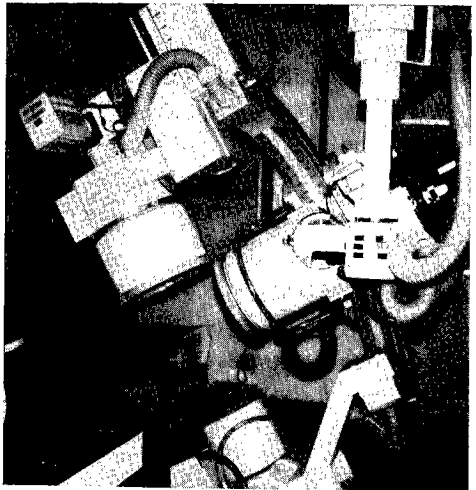
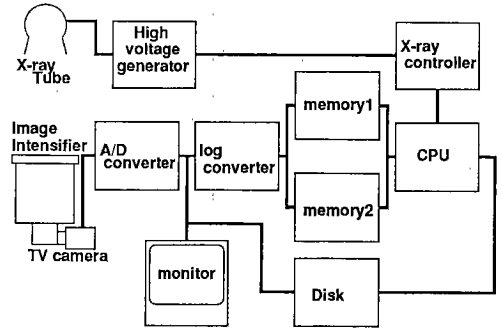
図2に計算機シミュレーションにより、2方向から投影した投影データから再構成を行った結果を示す。図2-aは設定した原画像である。この原画像を図中に示した2方向から投影した投影像のみから再構成を行った結果を図2-bに示す。このように提案したアルゴリズムを用いることにより、良好な再構成結果が得られることが確認できる。

なお心臓左心室動画再構成システムでは、本再構成アルゴリズムをX線源から放射状に広がったコーンビーム軌跡による3次元再構成に拡張するために、3次元コーンビーム座標系を用いた<sup>(9)</sup>。

### 3. 心臓左心室内腔再構成への適用時における問題解決

#### 3.1 DFシステムと計測時の問題点

本再構成システムでは、計測装置にデジタル化X線像撮影装置(以下DF装置)を用いる。図3(a)にDF装置の基本構成を、(b)に実験に用いた2方向同時撮影が可能なDF装置の外観を示す。DF装置を用い、造影前後の画像の差分処理により造影剤だけの像を得る手法はデジタルサブトラクションアンギオグラフィ(DSA)と呼ばれる。この手法を用いることにより、心



(a) Block diagram of digital fluorographic system  
(b) DF system

図3 DF装置  
Fig. 3 Digital fluorographic system.

臓左心室造影の場合、心筋、脊椎、肋骨などの不必要な陰影が除去され、左心室内の造影剤のみの画像を得ることができる。本システムではこのDSA手法を用いて投影像の計測を行った。

本再構成アルゴリズムでは、2方向からだけの投影データを用いて再構成を行う。従って、現状技術においても再構成に必要な投影データを計測する時間は1/30秒程度と短く、非常に時間分解能に優れた再構成が可能である。従って心臓のように非常に動きの早い臓器でも再構成が可能である。

しかし本再構成アルゴリズムを実際に心臓左心室内腔の再構成に適用する場合、計測される投影像には以下の問題点がある。

1. 肺野や心房内など左心室以外に存在する造影剤に

よるアーチファクト

2. 左心室内腔とほぼ同時に造影される左心房の陰影の重なり

3. 左心室内腔内の肉柱や乳頭筋などの複雑な形状による投影像の濃度値の急しゅんな変化

以下にこれらの問題点の補正方法について示す。

### 3.2 左心室内腔以外の造影剤の除去

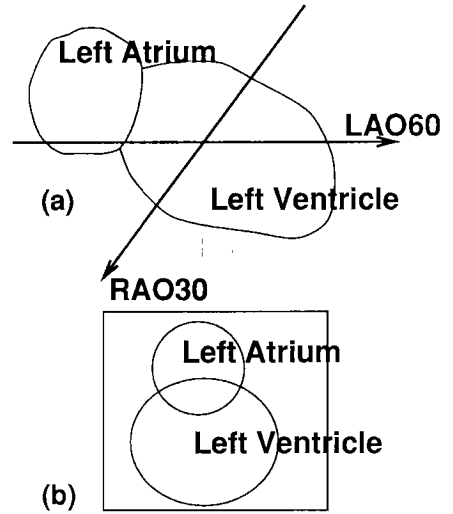
本システムでは、2.1 で示した制限、および被験者の負担の軽減のため、造影剤の注入を静脈から行う。静脈からの造影では、造影剤は一たん肺を循環したのち、左心室内腔に到達する。しかし、造影剤が左心室に到達してもある程度は肺血管内に造影剤が残存している。従って DSA 手法により算出した差画像には、左心室内腔内以外の造影剤も同時に計測されてしまう。これでは 2.1 で示した再構成可能物体の条件を満たさない。そこで左心室内腔の輪郭を計算機で自動的に抽出を行い、抽出された左心室内腔の投影データだけを再構成に用いることにより、心室以外の造影剤が再構成処理に及ぼす影響を補正した。なお左心室内腔の自動抽出には、筆者らが提案した左心室内腔形状の概略形状を知識として用いることにより、安定した輪郭抽出ができる自動輪郭抽出アルゴリズムを用いた<sup>(4)</sup>。

### 3.3 左心房陰影の除去

一般に左室造影像を撮影する場合、右前斜位 30° (RAO30) と左前斜位 60° (LAO60) から撮影を行う。心臓を左心室と左心房の二つの部位で考えた場合、計測方向と左心房、左心室の位置関係は図 4 (a) となる。静脈から注入した造影剤は左心房を通過した後、左心室に到達する。従って LAO60 からの撮影では、図 4 (b) に示すように左心室内の造影剤だけでなく、左心房の造影剤も重なって計測されることになる。この結果、再構成対象形状が複雑になり、2.1 で示した再構成可能物体の条件を満たさなくなる。

そこで LAO60 の投影像から左心房の影響を除去する処理が必要となる。左心房の影響を完全に除去するためには、左心房の形状を正確に知る必要があるため、現実的には不可能である。しかし左心房は複雑な形状を有しているわけではなく、構造的にはほぼだ円形で近似可能である。そこで本システムでは、左心房の形状をだ円近似によって求めることにより、投影像から左心房の影響を低減する方法を用いた。以下に左心房の影響の軽減方法について示す。

**step1:** LAO60, RAO30 の 2 方向から得られた投影像中の左心房の輪郭を抽出する。



(a) Relation to projected direction  
(b) Relation on projected image (LAO60)

図 4 左心室と左心房の位置関係

Fig. 4 Location of left atrium and left ventricle.

**step2:** 得られた輪郭を用いて左心房の形状をだ円近似で算出する。

**step3:** step2: で算出した左心房の形状を用いて、左心房領域を計算機内で再投影する。

**step4:** 投影像 LAO60 と step3: で求めた再投影像の差画像を求めることにより、左心房領域除去画像を算出する。

以上の処理により、投影像 LAO60 中の左心室領域に重なる左心房領域の陰影を低減することが可能となる。

### 3.4 適応形低域フィルタ

左心室内腔内は、肉柱や乳頭筋が存在するため、非常に複雑な形状を有する。従って投影像の濃度値には、これらの影響により急しゅんな変化が混入する。しかし、心筋梗塞の診断時に必要な情報は、内腔内の細かな形状ではなく、心臓壁の運動量の局所的な異常である。急しゅんな変化は、基本的には低域フィルタ処理を行うことにより補正することが可能である。しかし低域フィルタ処理を行うことにより、投影像の辺縁部分の特性が大きくなり、輪郭の位置が変化することになる。本再構成アルゴリズムでは、再構成結果は投影像の輪郭に大きく影響される。つまり、投影像の輪郭がなまることにより、再構成結果が本来の被検査体に比べて大きく再構成されてしまう。そこで本再構成システムでは投影像の濃度値を参照する、式(3)で示す

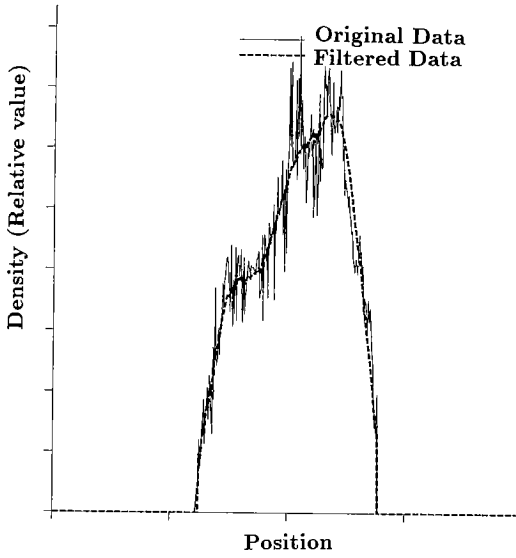


図5 適応形低域フィルタの例(強調係数  $n=5$ )  
 Fig. 5 Example of adaptive lowpass filter method (emphasis coefficient  $n=5$ ).

適応形低域フィルタを導入した。

$$h(x, y) = (1 - a^n)f(x, y) + a^n g(x, y) \quad (3)$$

$$a = \frac{f(x, y) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}}$$

$f$ : 入力画像

$g$ : 低域フィルタ後の入力画像

$h$ : 補正画像

$f_{\max}$ : 入力画像の最大値

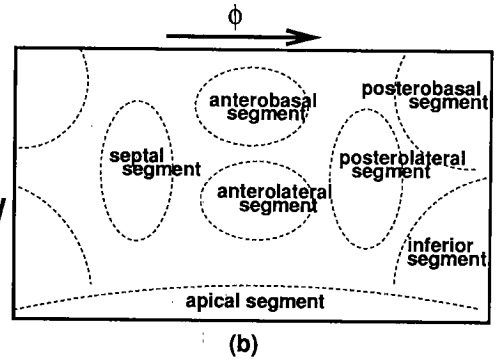
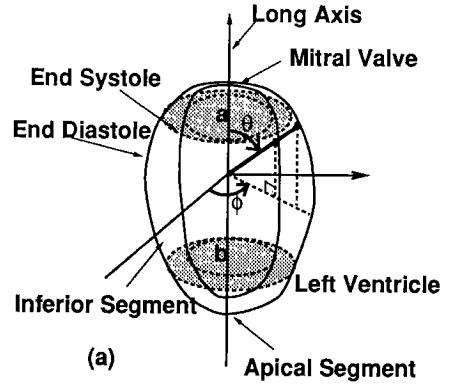
$f_{\min}$ : 入力画像の最小値

$n$ : 強調係数

本適応形フィルタを用いることにより、投影像の中で濃度が低い領域、すなわち辺縁部分は、低域フィルタ処理が抑制され、辺縁部分の応答は保存される。図5の実線は投影像の1断面であり、投影像に細かな凹凸が見られる。点線は提案した適応形低域フィルタ処理を行った後の同じ断面の投影像である。なお強調係数  $n=5$  とした。図のように投影像中の細かな変動が抑制されると同時に、辺縁情報も保存されていることが確認できる。

#### 4. 左心室壁運動マップの作成

本再構成システムは左心室内腔の3次元形状を1/30秒の時間分解能で再構成可能である。従って3次元再構成結果を、コンピュータグラフィックスの手法を用いて、動画表示することにより、左心室壁の動きの異



(a) Geometry  
 (b) Relation between left ventricle and wall motion map

図6 左心室壁運動マップ  
 Fig. 6 Wall motion map.

常を観察することができる。しかしこの方法では梗塞部の位置、範囲、程度を正確に示すことは難しく、心筋梗塞の定量化は困難である。

そこで、1心拍分の左心室3次元再構成像から、左心室壁の局所的な振幅と、局所的な収縮末期時刻を算出し、局所振幅マップと局所収縮時刻マップを作成することにより、心筋梗塞の定量化を試みた。

なお本システムでは、左心室が重心を中心に拡張および収縮を行うものと仮定し、壁運動の解析を行った<sup>(6)</sup>。以下に局所振幅マップと局所収縮時刻マップの作成方法について示す。

**step1**: 1心拍分の2方向投影像から、心臓左心室内腔形状の3次元再構成を行う。

**step2**: 3次元再構成像から左心室長軸を決定する。長軸は、図6(a)に示すように、弁口部付近の断面の面積重心  $a$  と、心尖部付近の面積重心  $b$  を結ぶ線分  $\overline{ab}$  とした。

**step3**: 1心拍分の3次元再構成像について step2 の処

理を行った後、すべての再構成像の長軸の方向と体積重心を一致させる。

**step4:** 体積重心を原点として、角度  $\theta, \phi$  を図 6 (a) のように定める。なお  $\theta=0^\circ, 180^\circ$  は左心室長軸方向、 $\phi=0^\circ$  は下壁方向、原点は重心と一致させる。図 6 (b) に 2次元に展開したマップと左心室内腔の各部位の対応関係を示す。

**step5:**  $\theta$  と  $\phi$  によって定まる各方向について、重心から左心室壁までの各時刻における距離関数  $L(\theta, \phi, t)$  を求める。

**step6:** 局所振幅  $\text{Amp}(\theta, \phi)$ 、局所収縮時刻  $\text{Phase}(\theta, \phi)$  を求める。

$$\text{Amp}(\theta, \phi) = \max_{1 \leq t \leq m} L - \min_{1 \leq t \leq m} L \quad (4)$$

$$\text{Phase}(\theta, \phi) = t \text{ at } \min_{1 \leq t \leq m} L \quad (5)$$

式(4),(5)により算出した局所振幅  $\text{Amp}(\theta, \phi)$ 、局所収縮時刻  $\text{Phase}(\theta, \phi)$  は心臓の壁運動の異常を明らかに表現することが期待できる。例えば心筋梗塞部位の局所振幅  $\text{Amp}(\theta, \phi)$  は、周辺の正常部位に比べ小さいと考えることができる。更に正常部位では、ほ

ぼ同時に収縮末期になると考えることができるため、収縮末期時刻を示す局所収縮時刻  $\text{Phase}(\theta, \phi)$  も、ほぼ一定値を示すと考えることができる。しかし心筋梗塞部位では拡張収縮が能動的ではなく、他の正常部位の拡張収縮により間接的に運動していると考えられることができるため、局所収縮時刻  $\text{Phase}(\theta, \phi)$  は、正常部位のように同一時刻とはならないことが予想できる。

## 5. 臨床への適用

本再構成アルゴリズムと再構成システムを臨床例に適用し、心臓壁の局所的な動きを再構成し、本システムの有効性について検討した。

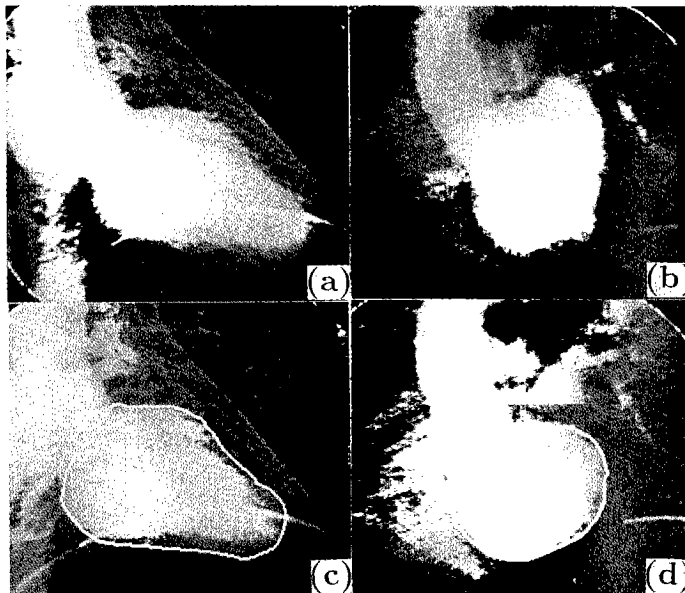
### 5.1 再構成システムの処理概要

以下に再構成システムの処理の流れを示す。

**step1:** デジタル化 X 線透視像撮影装置を用い、造影剤注入前後の画像を RAO30, LAO60 の 2 方向から毎秒 30 枚の速度で計測する。

**step2:** 造影剤注入前後の画像の差画像を算出することにより、心臓内腔内の造影剤だけの画像を求める。

**step3:** 3.3 で示したアルゴリズムにより、左心房内の造影剤の重なるの補正を行う。



(a) Projected image from RAO30  
 (b) Projected image from LAO60  
 (c) Result of automatic boundary detection (RAO30)  
 (d) Result of automatic boundary detection (LAO60)  
 ((c) and (d) are after left atrium elimination process)

図 7 再構成に用いた投影像  
 Fig. 7 DF images for reconstruction.

**step4:** 左心室内腔と背景を分離するために、左心室輪郭の自動抽出を行う<sup>(4)</sup>。

**step5:** 3.4 で示したアルゴリズムにより、投影像に適応形低域フィルタ処理を行う。

**step6:** 2方向投影からの再構成アルゴリズムにより、心臓左心室内腔形状の3次元再構成を行う。

**step7:** 再構成結果から、局所収縮マップおよび局所収縮時刻マップを算出する。

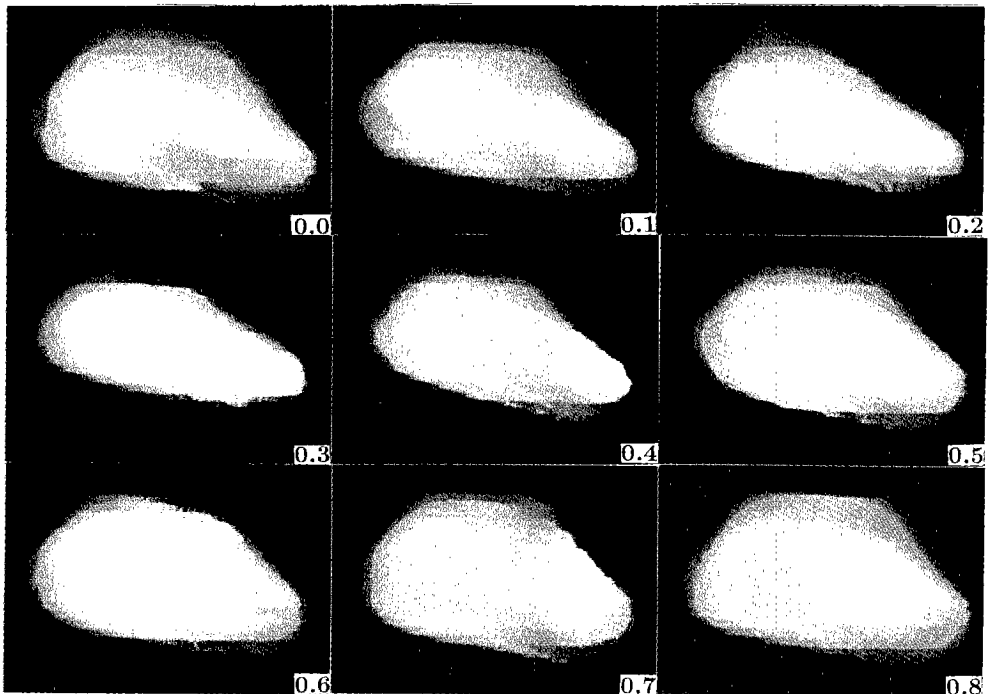
## 5.2 臨床例への適用

臨床データを本システムに適用し、左心室内腔の再構成を行った結果について示す。図7(a)はRAO30からの投影像、(b)はLAO60からの投影像である。なお本例は、下壁から心尖部にかけて梗塞のある臨床例である。再構成にはこの1組の投影像を1心周期にわたって計測を行った結果を用いた。図(c)(d)は計算機により自動的に輪郭抽出を行った結果である。なお(d)に示すLAO60からの投影像は心房の重なり部分の除去を行った後の画像である。再構成には、図7(c)(d)に示した輪郭抽出後の投影像の左心室内腔部分を切り出した投影像を用いた。なお投影像は128×128画素の画像

であり、サンプリングピッチは1mmである。再構成は128×128×128画素で構成される3次元再構成領域で行い、再構成領域の画素幅は1mmとした。

1心周期の像から再構成を行った結果を、サーフェスモデルにより表示した結果を図8に示す。図8の結果を投影データ計測速度と同じ毎秒30枚の速度で動画像表示することにより、再構成結果を観察した結果、下壁部分の動きが他の部分に比べて少ないことが確認可能であった。このように本システムでは、2方向からと非常に限られた方向からの投影像を用いて、従来からのだ円近似法による再構成では困難な、局所的な壁運動の動きの変化を再構成できることを確認した。

更に4.で示した方法により算出したマップを図9に示す。図9(a)は局所振幅マップであり、(b)は局所収縮時刻マップである。局所振幅マップでは、振幅を輝度で表現しており、振幅の大きいところは、輝度が高く(白)、振幅の小さいところが輝度が低く(黒く)表現される。また局所収縮時刻マップでは収縮末期時刻を輝度で表現している。従って本臨床例では、局所振幅マップ上において図中aで示した下壁部およびbで示



(lower left numbers indicate time after R wave (unit : sec))

図8 再構成結果のサーフェスモデル表示

Fig. 8 3-D display of reconstructed images as surface model.

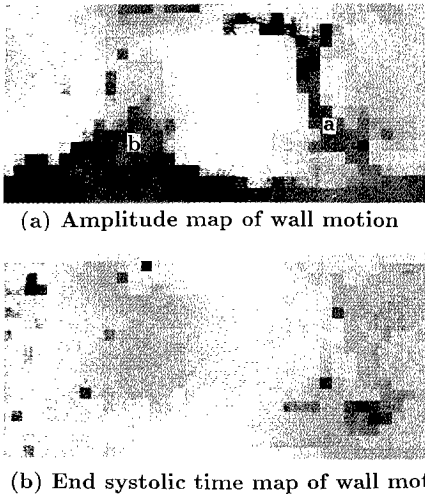


図9 局所壁運動マップ  
Fig. 9 Wall motion map.

した心尖部の振幅が小さく、また局所収縮時刻マップ上においても、同一部位の収縮末期時刻の乱れが確認できる。

図10は前壁から中隔にかけて軽度の梗塞のある臨床例である。図11に局所振幅マップと収縮時刻マップを算出した結果を示す。この結果からも梗塞のある前壁から中隔(図中a)において、振幅が小さく、更に収縮時刻マップでは局所振幅マップと同一部位、更に後壁の一部(図中b)において収縮末期時刻の乱れが確認できる。これらのマップの結果は動画表示による観察結果とほぼ一致している。

しかし、重心を収縮の中心とする4.で示した方法は、動きの基準となる重心さえも梗塞による壁運動異常の影響をうける。従って、3次元動画表示に比べて梗塞部位の正確な同定が困難である。また局所振幅マップにおいても、現状では動きの絶対量をマップ上に表示している。しかし中隔などは前壁に比べて動きの量が少ない部位であるため絶対量での比較は困難である。今後、壁運動量の評価は正常の心臓の振幅量との相対値で比較することを検討する必要がある。

## 6. むすび

本論文では、造影剤の濃度情報を用いて再構成するアルゴリズムおよび再構成システムの構築を行った。更に、2方向投影からの再構成アルゴリズムを心臓内腔の再構成に適用する際の問題点について検討し、それぞれの問題点の補正方法について検討を行った。

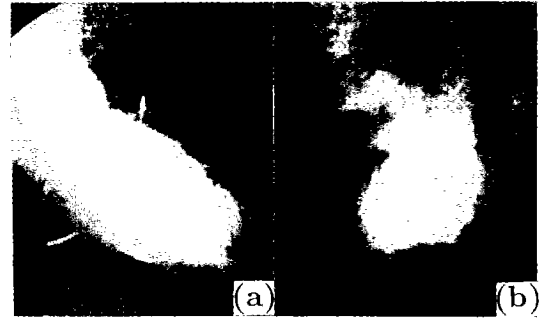


図10 再構成に用いた投影像(2)  
Fig. 10 DF images for reconstruction (2).

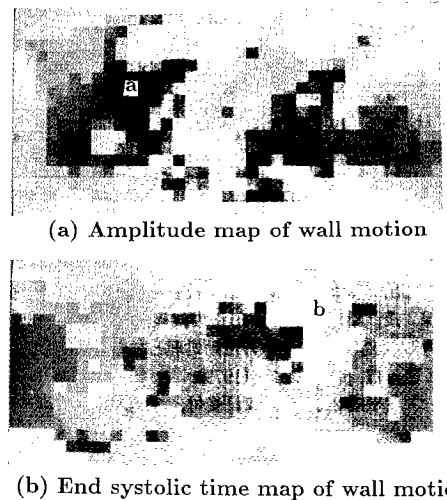


図11 局所壁運動マップ(2)  
Fig. 11 Wall motion map (2).

更に実際に心臓壁の運動に異常がある臨床例を本システムに適用し、左心室内腔の立体動画画像の再構成を行い、秒30枚という時間分解能に優れた左心室内腔の動画を再構成することが可能であることを確認し、更に再構成結果を3次元表示した結果、左心室内腔の動きの異常を明らかに再構成できることを確認した。また壁運動の異常を明らかに可視化するために、局所振幅マップと局所収縮時刻マップの算出を行った。その結果、壁運動の異常があると診断された領域においては、他の部分とは異なった振幅、収縮末期時刻が算出されることを確認した。

なお今後は、より多くの臨床例から得られた投影データを、本再構成システムで再構成することにより、こ



の手法の臨床的な有効性を評価する予定である。更に心臓の壁運動異常のパラメータ化についても検討する予定である。

**謝辞** 本研究を進める上で御協力を頂いた森内直樹氏(現新日本製鉄株式会社)に感謝いたします。更に臨床データの提供および医学的な立場でさまざまな御助言を頂いた慈恵会医科大学柏病院放射線科原田潤太先生、第4内科金江清先生、済生会熊本病院循環器科早崎和也部長に感謝致します。

### 文 献

- (1) Eiho S., Yamada S. and Kuwahara M.: "3-dimensional display of left ventricle by biplane X-ray angiocardiograms and assessment of regional myocardial function", Medinfo 80, pp.1093-1097 (1980).
  - (2) Kim H. C., Min B. G., Lee M. M., Seo J. D., Lee Y. W. and Han M. C.: "Estimation of Local Cardiac Wall Deformation and Regional Wall Stress from Biplane Coronary Cineangiograms", IEEE Trans. of BME, **BME-32**, 7 (July 1985).
  - (3) 松尾啓志, 堀場勇夫, 岩田 彰, 鈴木宣夫: "2方向投影像からの均質充滿物体再構成アルゴリズム", 信学論(D), **J70-D**, 2, pp. 463-473 (1987-02).
  - (4) 松尾啓志, 岩田 彰, 堀場勇夫, 鈴木宣夫, 高橋睦正: "Digital Subtraction Angiography に適した左心室輪郭自動抽出アルゴリズム", 信学技報, **MBE84-50** (1984).
  - (5) 英保 茂, 桑原道義, 藤田正俊, 篠山重威, 河合志一: "X線左心室造影映画像の自動処理と左心室機能の表示", ME 誌, **17**, pp. 427-433 (1979).
- (平成2年10月5日受付, 3年1月9日再受付)

### 堀場 勇夫



昭49名大・工・電気卒。同年(株)日立メディコ入社。昭62名城大・理工・電気電子・講師。現在に至る。生体情報の計測および医用画像処理に関する研究に従事。工博。日本ME学会、日本放射線技術学会、日本超音波医学会各会員。

### 鈴木 宣夫



昭28名大・工・電気卒。民間会社勤務の後、昭38名大・工・助手。以後、講師、助教授を経て、昭49名工大・情報工学科教授。学科改組により、現在、電気情報工学科教授。この間、生体信号の計測、処理、生体関連の画像処理の研究に従事。工博。

### 松尾 啓志



昭58名工大・情報卒。昭60同大大学院修士課程了。同年松下電器産業(株)入社。平1名工大大学院博士課程了。同年名工大・電気情報・助手。現在に至る。画像処理に関する研究に従事。工博。日本ME学会、情報処理学会各会員。

### 岩田 彰



昭48名大・工・電気卒。昭50同大大学院修士課程了。同年名工大・情報助手。昭57年4月より昭58年10月まで、ドイツ連邦共和国ギーセン大学医学部医用情報研究所研究員。昭59名工大・情報・助教授。現在名工大・電気情報・助教授。生体情報処理、医用画像処理、ニューラルネットワークに関する研究に従事。工博。日本ME学会、情報処理学会、IEEE各会員。