

## 2 方向投影像からの均質充填物体再構成アルゴリズム

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

### An Algorithm to Reconstruct 3-Dimensional Shape from Bi-directional Projection Images

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

あらまし 2 方向から計測した投影像から均質充填物体を再構成するアルゴリズムを開発した。本論文ではまず 2 方向からの投影像による再構成の可能性および再構成アルゴリズムの検討を行った。更に計算機シミュレーションによってアルゴリズムの正当性を実証し、また再構成時の誤差評価を行った。その結果従来提案されていた楕円近似法では表現することが困難な形状であっても良好な再構成結果を得られることがわかった。次に本アルゴリズムを円錐ビームによって計測された 2 次元投影像からの 3 次元再構成に適用するための円錐ビーム座標系を提案し、計算機シミュレーションによって 3 次元再構成を行い良好な結果を得た。また実際の X 線装置でファントムの撮影を行い、得られた 2 枚の投影像から 3 次元再構成ができることを確認した。

#### 1. まえがき

X 線 CT が実用化されて以来、再構成演算の高速化をはかるアルゴリズム、あるいはより一層の画質向上を目的とした再構成アルゴリズムなどが種々提案されている。これらのアルゴリズムは被検査体の回りを 180° 以上にわたって検出器を回転することによって得た完全投影像から断層像の再構成を行うので、物体の吸収係数分布を正確に再構成することが可能である。しかし再構成には多数の投影像が必要であるため、すべての方向からの投影像を高速に得ることは困難である。そのため少ない投影像すなわち角度制限投影像から画像を再構成するアルゴリズムが種々考案されている<sup>(1)</sup>。

一方被検査体の中には、X 線吸収係数が一様と考えられる、すなわち均質充填物体であるが、その物体形状が時々刻々変化し、その瞬時における形状を把握したい場合も少なくない。このような目的に対して 2 方向からの投影像の境界情報のみを用いた楕円近似法

が従来提案されている<sup>(2)</sup>。しかし投影像の境界情報のみしか用いない楕円近似法では 3 次元形状の大部分を占める 2 方向投影像の境界位置以外の部分の形状を求めることは原理的に不可能であり、物体のおおよその形状しか表現できない。

そこで本論文では 2 枚の投影像の濃度情報を積極的に用いて、3 次元均質充填物体の形状を正確に再構成するアルゴリズムを提案する。このアルゴリズムの特長としては

(1) 投影像の輪郭情報だけではなく、同時に濃度情報を用いて 2 枚の投影像との誤差を最小にするように再構成を行う逐次近似法を採用したこと、

(2) 3 次元状に広がった円錐ビーム軌跡を有する X 線で撮影された投影像を対象にした新しい座標系を導入したこと、  
 が挙げられる。

本論文ではまず 2 方向からの投影像による再構成の可能性について検討した後、再構成アルゴリズムについて示す。次にアルゴリズムの確認を計算機シミュレーションによって行う。更に本アルゴリズムを円錐ビーム X 線で計測した投影像へ適用するために新しい座標系を提案する。最後に実験用に作成した模擬物体を実際の X 線装置によって撮影し、得られた投影像から本アルゴリズムによって物体の 3 次元形状を再

<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> 日立メディコ研究開発センター, 柏市  
 Hitachi Medical Co., Research & Development Center, Kashiwa-shi, 277 Japan

構成した結果について報告する。

## 2. 平行ビーム投影像からの再構成

### 2.1 再構成対象物体の制限

本アルゴリズムは、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。一般的には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困難である。一方、被検査体が均一な吸収係数分布を有し、その形が時々刻々と変化する時にその形状のみを算出したいというような場合も少なくない。例えば静脈から造影剤を注入して、心臓の造影像を撮影する場合の左心室内腔などはこれに近い条件になる。そこで本アルゴリズムでは再構成対象にする被検査体を均質物体と限定し、以下のようにモデル化を行った。

定義1：画像  $f$  は要素 (以下画素) が 1 もしくは 0 である  $n$  次正方行列とし、画素値 1 は物体が存在することを、画素値 0 は存在しないことを表す。

定義2：投影像を以下のように定義する

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

$$D_J(i) = \sum_{j=1}^n f_{ij} \quad (2)$$

$f_{ij}$  は  $i$  行  $j$  列の画素値

定義3：再構成とは投影像  $D_I, D_J$  のみから画像  $f$  のすべての画素においてその値が1もしくは0であることを確定することとする。

次に2方向のみの投影から再構成が可能か否かについて考察する。一般に2方向のみの投影像を満足する画像は複数個存在する。そこで以下に示す不確定量  $U$  を導入する。

定義4：画像内の画素 1 の数が  $m$  個である画像において、2方向からの投影像を満足する画像の種類数を不確定量  $U_m$  として定義する。すなわち  $U_m=1$  が2方向のみの投影から画像を正確に再構成できる必要十分条件である。

不確定量  $U$  について考察する。 $m$  について帰納的に考えると、

「 $m=1$ 」: 2方向からの投影のみで画像  $f$  を決定できるので不確定量  $U_1=1$  である (図1(a))。

「 $m=2$ 」: 2個の画素をそれぞれ  $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$  と表現する (以下任意の二つの画素を画素対と表現する)。

図1(b)または(c)のように  $i_1 \neq i_2$  かつ  $j_1 \neq j_2$  の場合二

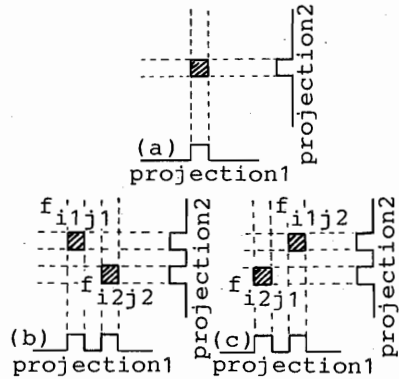


図1 2方向からの投影  
Fig.1 Bi-directional projection.

つの異なる画像が投影像を満足するので不確定量  $U_2=2$ 。このようにその投影像は同一であるが置き換えができる時に不確定量  $U$  は増大する。

「 $m=k$ 」: 不確定量  $U_k$  は以下の条件を満たす任意の画素対の総和として表現できる。

$$\left[ \begin{array}{l} \text{(不確定性条件)} \\ \text{画素値が1である任意の画素対 } f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2} \\ \text{について} \\ f_{i_1j_2}=0 \text{ かつ } f_{i_2j_1}=0 \\ \text{ただし } i_1 \neq i_2 \text{ かつ } j_1 \neq j_2 \end{array} \right]$$

不確定量の上限は、任意に選んだ画素対の全てが不確定性条件を満たすときであるので、一般に  $m=k$  の場合  $k$  個の画素から 2 個を選ぶ組合せの式(3)で表現できる。

$$U_k \leq k C_2 \times 2 \quad (3)$$

次に画像  $f$  に以下のような拘束条件を加える。

(拘束条件1) 画像  $f$  は画素値 1 からなる連結成分がただ一つだけ存在し、かつその連結成分は穴を持たないような単一充填物体とする。

(拘束条件2) 画像  $f$  がある点に対して点对称の場合、投影軸に沿って鏡像の関係にある画像も同一の投影像を有する。このような場合再構成はどちらか一方を求めるものとする。

この二つの拘束条件のもとでは、画像  $f$  の任意の画素対  $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$ 、もしくは複数の画素が連結した二つの小領域が不確定量増加条件を満たすためには、 $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$  は画素値 0 との境界要素である画素値 1 であり、かつ  $f_{i_1j_2}, f_{i_2j_1}$  は画素値 1 との境界要素である画素値 0 でなければならない。

(証明)

$f_{i_1j_2}, f_{i_2j_1}$  への移動により画素  $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$  が画素値 0 になったとき画素  $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$  が境界要素でない場合,  $f_{i_1j_1}, f_{i_2j_2}$  は周囲を要素 1 で囲まれた穴となり拘束条件 1 を満たさなくなる. 従って境界要素以外の移動は不可能である. また移動先の画素が拘束条件 1 を満たすためには, 移動先は画素値 1 と境界を接する位置でなければならない. (証明終り)

図 2 (a)に示すように画素 a と a' からなる画素対を点線で示した場所へ移動しても投影像は同じであるのでこの画素対は不確定性を有する画素対である. また (b)は小領域の例である. すなわち単一充填物体であるという拘束条件を導入する前は全画素対が不確定量増加条件の対象であったのに対し, 拘束条件 1 を付加することにより境界の近傍画素しか不確定量増加条件の対象にならない. ゆえに不確定性条件を満たす確率が減少するため不確定量  $U$  が大幅に減少する.

更に次のように拘束条件 1 を変更する.  
(拘束条件 1') 画像  $f$  の全ての行要素  $F_i(f_{i1}, f_{i2}, \dots, f_{in})$ , 列要素  $F_j(f_{1j}, f_{2j}, \dots, f_{nj})$  は画素値 0 で始まり, 画素値 1 とのただ一組の境界を有し画素値 0 で終わる.

上記のような拘束条件の下である一定の面積を持つ画像がどのような不確定量を持つかを計算した.  $4 \times 4$  次の正方行列で 8 画素が 1 で残りの画素が 0 である画像と,  $5 \times 5$  次の正方行列で 15 画素が 1 である画像の不確定量を算出した結果を表 1 に示す. 設定した二つの画像に対して拘束条件 1' を満たす画像における不

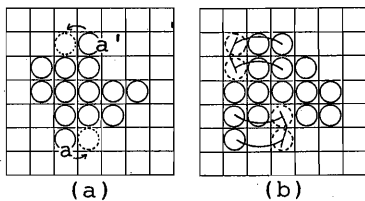


図 2 不確定性を有する画像  
Fig. 2 Image with uncertainty.

表 1 正方行列における不確定量  $U$

	画素 1 の数	拘束条件 1' を満たす画像数	不確定性が存在する画像数		
			$U=1$	$U=2$	$U=3$ 以上
$4 \times 4$ 次正方行列	8	504	120 23.8%	20 4.0%	0 0.0%
$5 \times 5$ 次正方行列	15	2258	628 27.8%	48 2.1%	0 0.0%

確定量を算出した結果, 不確定性を有する画像は全体の 3 割程度存在するが, その不確定量はたかだか 1 ~ 2 画素対程度であった. 更に大きい正方行列を考えると不確定性を有する画像はかなり存在すると思われるが, 不確定量はたかだか数画素対程度であると予想する. このことから 2 方向からの投影像からでも画像  $f$  は原画像に対して, 数画素程度の誤差量で推定することが可能であると考え. そこで適当な初期画像を設定し, 投影像と逐次近似途中像からの投影像の誤差を軽減するように逐次近似途中像を修正することによって複数個の解の中の一つに収束可能であると考え, 逐次近似法による再構成を行った.

### 2.2 再構成アルゴリズム

ここでは画像  $f$  を 2 方向のみの投影像のみから逐次近似を用いて高速かつ精度良く再構成するアルゴリズムを提案する. 以下に再構成アルゴリズムを図 3 を用いて説明する. なお  $k$  は逐次近似回数を示す.

- step 1: 再構成に用いる投影像を  $D_I, D_J$  とする.
- step 2:  $D_I, D_J$  から後に示す初期画像発生法を用いて初期画像  $F_0$  を作成する.
- step 3: 逐次近似像  $F_k (k \geq 0)$  から再投影を行い, 再投影像  $P_{I_k}, P_{J_k}$  を算出する.
- step 4: 図中の破線で示した  $D_I$  と図中実線で示した  $P_{I_k}$  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  $P_{I_k}$  と  $D_I$  との誤差  $\varepsilon_i$  をビームに沿って  $\varepsilon_{i_1}, \varepsilon_{i_2}$  (ただし  $\varepsilon_i = \varepsilon_{i_1} + \varepsilon_{i_2}$ ) と配分することによって逐次近似像  $F_k$  を修正する. なお両境界への誤差配分方法はのちに検討する.
- step 5:  $J$  方向における再投影像  $P_{J_k}$  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.

$$E_k = \sum_{i=1}^n (D_J(i) - P_{J_k}(i))^2 \quad (4)$$

$$K_k = E_{k-1} - E_k \quad (5)$$

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.

step 6: step 4 ~ step 5 を  $I, J$  を入れ換えて行う.

step 7: step 3 ~ step 6 を, 繰り返して行う.

### 2.3 初期画像の作成

逐次近似法において, 初期画像は可能な限り真値に近いことが要求される. 極端に真値と異なった画像を初期画像に選んだ場合, 逐次近似の収束が遅くなるばかりでなく真値に収束しない可能性があることは逐次近似の性質上明らかである. そのため本アルゴリズム

では初期画像の作成方法として境界情報のみを用いた楕円近似法ではなく、投影像の濃度情報も同時に用いる方法を考案した。以下にその方法を示す。なお  $D_I, D_J$  は両側に一つ以上の 0 が存在する像であり、その境界を  $B_{DI1}, B_{DI2}, B_{DJ1}, B_{DJ2}$  とする。

この境界の中に内接する楕円の方程式は式(6), (7)となる。

$$I = r_i \cos \theta \tag{6}$$

$$J = r_j \sin(\theta + \alpha) \tag{7}$$

ただし,  $r_i = (B_{DI1} + B_{DI2})/4$

$$r_j = (B_{DJ1} + B_{DJ2})/4$$

$\alpha$  は楕円の一方の軸と水平軸とのなす角

式(6), (7)で表現される楕円の面積  $S_a(\alpha)$  は式(8)となる。

$$S_a(\alpha) = \pi r_i r_j \cos \alpha \tag{8}$$

また再構成対称物体の面積  $S$  は  $D_I$  もしくは  $D_J$  から算出でき、式(9)で求められる。

$$S = \sum_{j=1}^n D_I(j) = \sum_{i=1}^n D_J(i) \tag{9}$$

よって式(8)と式(9)から  $S_a(\alpha) = S$  が成立するような  $\alpha$  を算出し、その  $\alpha$  を式(6), (7)に代入し初期画像を作成する。なお  $S > \pi r_i r_j$  の場合は  $\alpha = 0$  とする。

### 2.4 誤差配分の方法

逐次近似における修正段階の誤差配分の方法として次の二つの方法を検討した。

- (1) 2等分法

$$\epsilon_1 = \epsilon_2 = \epsilon/2 \tag{10}$$

- (2) 面積法

面積法は図3に示すように配分量を求めるために対向する投影像と再投影像の面積比を参照する方法である。すなわち対向する投影像と再投影像において修正対象ビームよりも外側にある面積の大きい境界に誤差  $\epsilon$  を多く割り振る方法である。以下にその方法を示す。誤差修正対象ビーム  $I_i$  において逐次近似像の境界  $b_1, b_2$  によって囲まれる再投影像  $P_{Jk}$  の面積をそれぞれ  $S_1, S_3$  とすると、

$$S_1 = \sum_{i=1}^{b_1} P_{Jk}(i) \tag{11}$$

$$S_3 = \sum_{i=b_2}^n P_{Jk}(i) \tag{12}$$

投影像  $D_J$  において、両境界からの積分値が  $S_1, S_3$  になるような点  $c_1, c_2$  を求める。

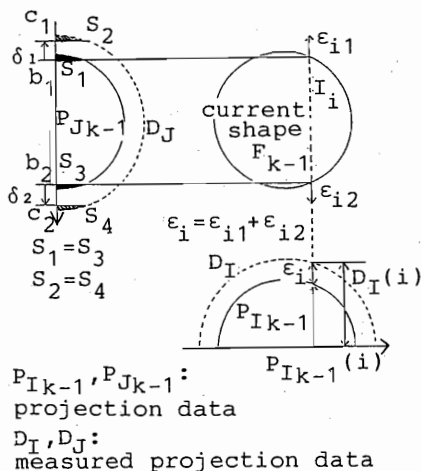


図3 逐次近似法による2次元形状の再構成  
Fig. 3 The relaxation scheme for reconstructing 2-D shape.

$$S_1 = \sum_{i=1}^{c_1} D_{Jk}(i) \tag{13}$$

$$S_3 = \sum_{i=c_2}^n D_{Jk}(i) \tag{14}$$

そして  $\delta_1 = b_1 - c_1, \delta_2 = c_2 - b_2$  とおき、 $\delta_1$  と  $\delta_2$  に比例して誤差  $\epsilon$  を  $\epsilon_1, \epsilon_2$  に配分する。

### 2.5 計算機シミュレーション

本再構成アルゴリズムを計算機シミュレーションによって評価した。図4に評価用のファントムを示す。これらのファントムは半径 40 画素の円の一部を切除した形状であり、いずれも楕円近似では形状の再構成が困難なものである。なおファントム 6 は点対称形状であるため再構成像は二つ構成することが可能であるが拘束条件 2 によりどちらか一つを再構成する。この七つの画像についてそれぞれ図中  $I$  方向と  $J$  方向から平行ビームによって投影を行ったときに相当する投影像を計算機によって発生させて再構成を行った。その結果を図5に示す。図5において(b)は投影像の輪郭情報のみから楕円近似によって求めた像であり(c)は誤差配分に2等分法を用いて再構成を行った結果、(d)は面積法で行った結果である。

更に図6にファントム 3 を面積法で再構成を行った場合における逐次近似過程を示す。図のように、初期画像として選んだ楕円から徐々に真の形状に近づいていく。この逐次近似過程をより明確に示すために逐次近似過程による2乗誤差  $E_n$  と逐次近似回数  $n$  の関係

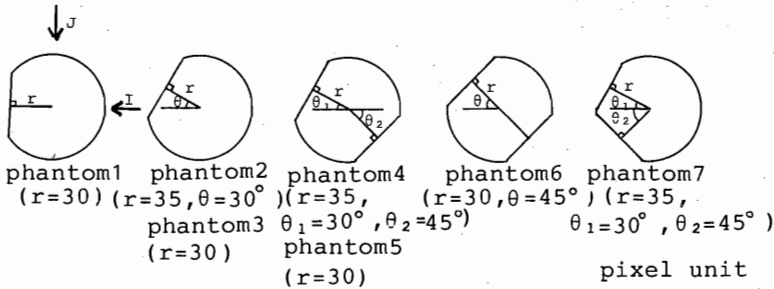


図4 計算機シミュレーションに用いたファントム  
Fig. 4 2-D phantoms for computer simulation.

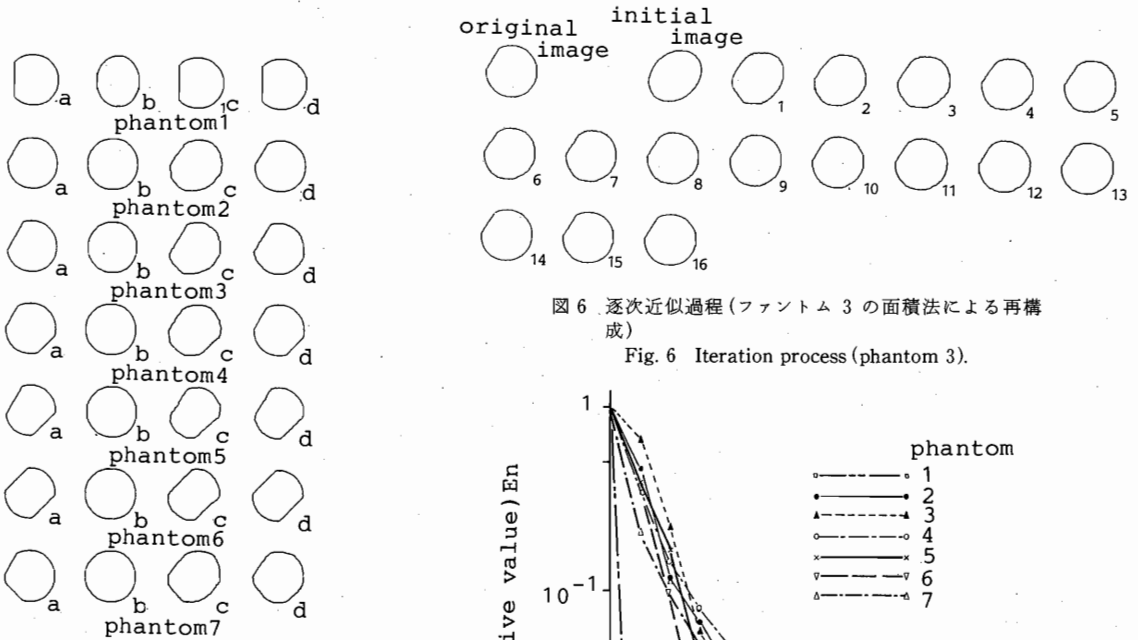


図6 逐次近似過程(ファントム3の面積法による再構成)

Fig. 6 Iteration process (phantom 3).

- (a) original images
- (b) reconstructed images by elliptical approximation
- (c) reconstructed images by proposed method (divided equally)
- (d) reconstructed images by proposed method (divided by using projection area)

図5 計算機シミュレーションによる再構成像  
Fig. 5 Reconstructed images by computer simulation.

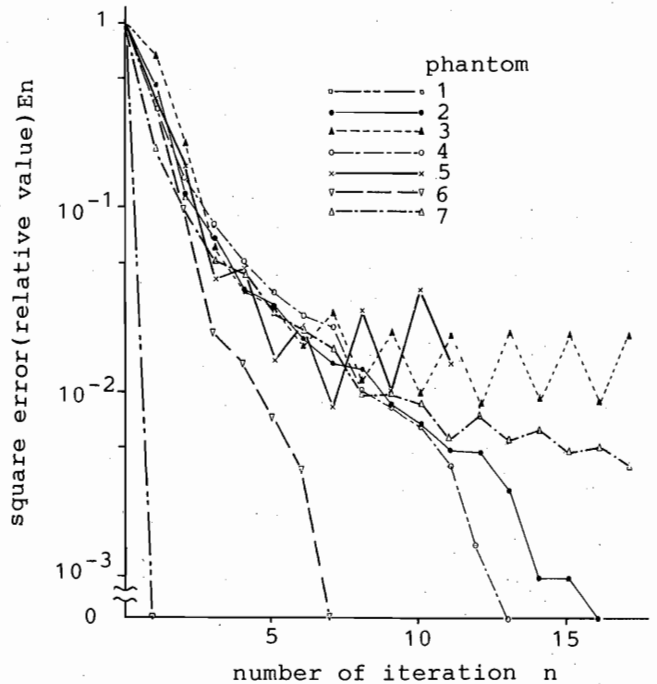


図7 逐次近似法における2乗誤差の収束特性  
Fig. 7 Convergence characteristic of square error on iteration process.

表2 平行ビーム投影を用いた時の形状誤差 Dif

	楕円近似法	逐次近似法	
		2等分配分	面積配分
ファントム1	6.7%	0.0%	0.0%
ファントム2	2.9%	0.0%	0.0%
ファントム3	7.5%	5.5%	1.5%
ファントム4	5.7%	5.1%	0.0%
ファントム5	16.5%	3.7%	1.7%
ファントム6	16.9%	3.7%	0.0%
ファントム7	5.7%	11.1%	3.8%

を図7に示す。なお図中縦軸は初期画像と投影像との2乗誤差を1とした時の逐次近似過程における相対誤差である。各ファントムとも10回程度の逐次近似によって誤差  $E_n$  が0もしくは極小値に収束し、その後振動を繰り返すことが確認できる。

次に再構成結果の形状誤差量 Dif を式(15)で評価した。

$$Dif = \left( \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n f(i, j) \oplus g(i, j) \right) / \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n f(i, j) \quad (15)$$

$f$ : 原画像  $g$ : 再構成像  $\oplus$ : 排他的論理和  
各画像の形状誤差量を表2に示す。誤差量 Dif は各ファントムと再構成結果の一致しない部分の面積を原画像の面積で正規化した値である。この表から楕円近似法による再構成結果と比べて本論文で示した方法によって再構成した画像の形状誤差量は大幅に小さくなっていることがわかる。

提案した二つの誤差配分法では、複雑な誤差配分を行った面積配分法による再構成画像の誤差が単純な2等分法よりも少ない。よって以後の検討では、面積法を用いた誤差配分法を採用する。

### 3. 円錐ビームの投影像からの再構成

2.では平行ビームによって計測された投影像からの再構成演算法について示した。しかし通常の計測系では、円錐状に広がった円錐ビームで投影を行うため、ここでは本アルゴリズムを円錐ビーム投影へ拡張することを行う。

#### 3.1 円錐ビーム座標系

円錐ビームによって計測された投影像から再構成を行う方法として、ここでは図8に示す3次元座標系(円錐ビーム座標系)を導入する。この座標系は、二つのビーム出射点(図中  $S_1, S_2$ )と投影する際の回転軸上の1点( $A_n$ )を選ぶことによって決定できる平面

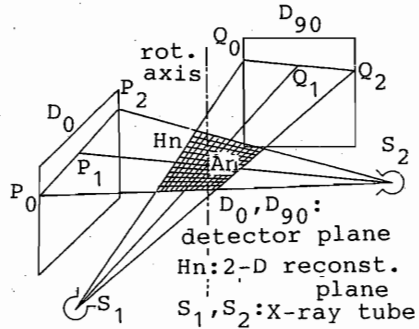


図8 円錐ビーム座標系  
Fig. 8 Cone beam coordinate.

を再構成対称平面( $H_n$ )とし、この平面上に円錐状ビームに沿う不等間隔の格子点で構成されるファンビーム座標を採用する。そして  $A_n$  を回転軸上に複数点設定することによって、複数のファンビーム座標からなる3次元座標系を構成する。この座標系の特長として

(1) ビーム軌跡に沿った座標のため、各再構成断面の処理は全く独立に行うことができ、3次元再構成像が2次元再構成像の積み重ねとして求めることができる。

(2) 逐次近似の初期画像  $F_0$  として隣接するスライスの再構成結果を用いることができる。物体は3次元的には連続した形状であるので、隣接するスライスの形状の変化は少ないと考えられるので、この方法は計算時間の短縮と再構成結果の安定に有利となる。

それぞれの再構成対象平面  $H_n$  を再構成するための1次元投影像としては、再構成対象平面  $H_n$  と計測平面( $D_0, D_{90}$ )とが交わる交線上の投影像( $P_0P_2, Q_0Q_2$ )を用いる。また今回の処理では  $A_n$  を回転軸上に128点、 $P_0P_2, Q_0Q_2$ 間を128画素に分割した  $128 \times 128 \times 128$  画素の円錐ビーム座標系で再構成を行った。

#### 3.2 座標変換

投影物体は2値画像であるので、投影像はビームの通過した長さを単位として計測される。再構成を行うためには、投影像の濃度値を、画素を単位とした値に変換する必要がある。平行ビーム投影を行い直角座標で再構成を行う場合には、この変換は画素の長さで正規化するだけでよい。しかし円錐ビーム座標系は二つのビーム出射点から見て3次元状に広がった座標であるため、計測は不等座標間隔によるサンプリングとな

る。ゆえに円錐ビーム座標系では、画素の大きさは場所によって異なる。すなわちこの変換には物体の位置を知ることが必要となる。この段階における再構成物体の3次元位置関係が未知であるため、正確な変換は不可能である。そこで補正には逐次近似処理の初期画像を用いた。

図9に示すような手法により投影像の濃度値から画素を単位とした長さへの変換を行った。変換対象点  $P_k$  に到達するビーム軌跡  $B_k$  を考える。画素を単位とした長さへの変換はビーム軌跡上で、かつ初期画像に含まれる1画素ごとの長さを算出してその平均値をビーム軌跡  $B_k$  に対する平均画素長さ  $L$  として  $P_k$  における投影値を  $L$  で正規化することによって画素を単位とした長さに変換できる。今回の処理では近似解としてビーム軌跡  $B_k$  の入射点における画素長さ  $L_1$  と出射点における長さ  $L_n$  で平均画素長さ  $\bar{L}$  を求め、画素を単位とする長さへの変換を行った。

$$\bar{L} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n L_k \approx \frac{1}{2} (L_1 + L_n) \quad (10)$$

以上説明した2方向の円錐ビームから3次元形状を再構成するアルゴリズムをまとめると図10のようになる。まず2方向から投影した2枚の投影像に3.2で示した円錐ビーム座標への変換を行う。次に2.2に示した逐次近似法による再構成を円錐ビーム座標系の1スライスごとに行う。また円錐ビーム座標系はひずんだ座標系であるため、再構成結果を表示するに適した直交座標系への変換を行う。以上の処理によって円錐

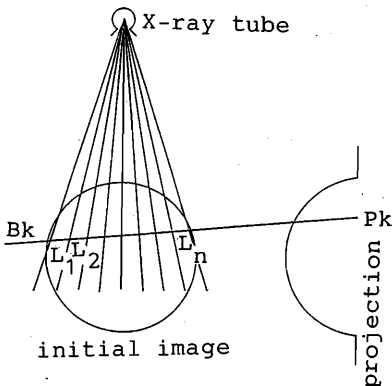


図9 実長さからピクセル長さへの変換方法  
Fig. 9 Schematic diagram of conversion to pixel numbers.

ビームによる投影像からの再構成が達成される。

### 3.3 計算機シミュレーション

円錐ビームによって計測された投影像への本再構成アルゴリズムの拡張を計算機シミュレーションによって評価した。図11に評価用3Dファントム1~4を示す。なお設定した四つの3Dファントムの中心断面における形状および大きさは2.5で設定したファントムのそれぞれ2, 3, 5, 7と同一形状である。これら四つの立体像を計算機のメモリ内に設定し、図11中I方向とJ方向から計測を行うものとして投影像を発生した。そして得られた2枚の投影像から提案した手法によって立体像の再構成を行い、原画像との誤差を評価した。

逐次近似による2乗誤差  $E_n$  と逐次近似回数  $n$  の関係を図12に示す。なお本誤差量は中心断面の再構成における2乗誤差量である。3Dファントム1~4とも10回程度の逐次近似によって誤差の収束が確認でき

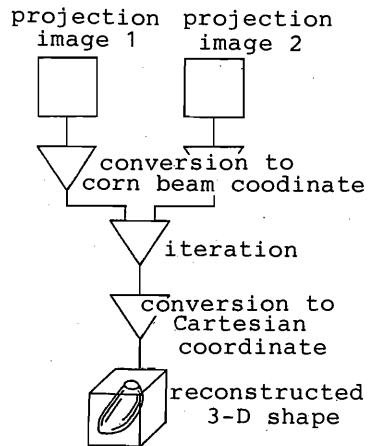


図10 2方向投影像からの3次元形状再構成アルゴリズム  
Fig. 10 Algorithm for reconstructing 3-D shape from bi-directional projection images.

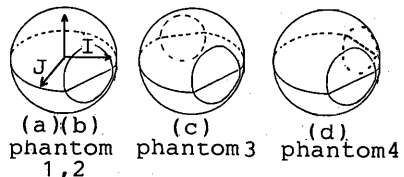


図11 計算機シミュレーションに用いた3Dファントム  
Fig. 11 3-D phantoms for computer simulation.

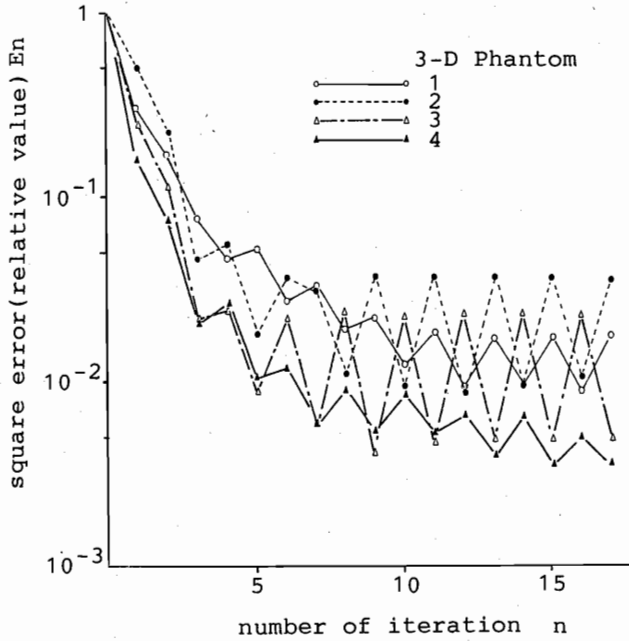


図 12 逐次近似法における 2 乗誤差収束特性 (中央断面)  
 Fig. 12 Convergence characteristic of square error on iteration process (center section).

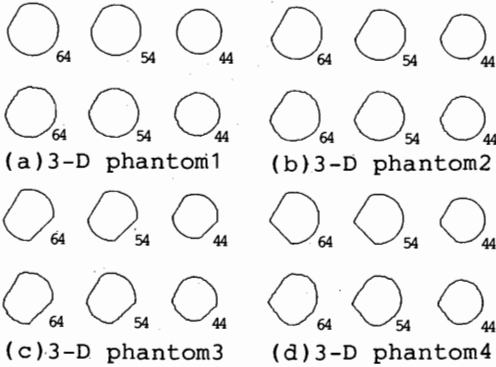


図 13 計算機シミュレーションによる再構成結果  
 上段：原画像 下段：再構成像

Fig. 13 Reconstructed images by computer simulation.  
 upper row ; original images  
 lower row ; reconstructed images

る。なお座標変換における近似処理のため平行ビームによる投影に比べて誤差増大の傾向が見られる。図 13 に 3D ファントム 1~4 と再構成結果の中心断面 (スライス 64, 上部断面 (スライス 54) (スライス 44) を示す。ここで示すスライス番号とは 128 スライスか

表 3 円錐ビームによる投影からの形状誤差

	誤差量 Dif-3d
3D ファントム 1	2.4%
3D ファントム 2	2.8%
3D ファントム 3	3.7%
3D ファントム 4	5.5%

らなる直交座標系の 1 スライスを示す。なお設定した 3D ファントムは最上部が 24 スライス, 最下部が 104 スライス, 中心スライスが 64 スライスである。四つの結果とも 2.5 で示した平行ビームからの投影に比べて結果にひずみが見られるが, 中心断面による比較では平行ビーム投影からの再構成と同様の再構成結果を得た。

表 3 に 2 方向円錐ビームによる 3 次元形状を再構成したときの誤差量を示す。なお誤差量は式(15)を 3 次元に拡張した式(17)を用いた。

$$\text{Dif-3d} = \left( \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n f(i, j, k) \oplus g(i, j, k) \right) / \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n f(i, j, k) \quad (17)$$

f: 原画像 g: 再構成像 ⊕: 排他的論理和



式(17)で算出した誤差量は最小で2.4%，最大で5.5%であり2.5における平行ビームによる投影からの再構成結果と同様な傾向を示した。

#### 4. X線撮影系への適用

本アルゴリズムを実際のX線撮影装置を用いて計測した投影像に適用し3次元再構成を行った。撮影にはデジタル化X線透視像撮影装置(デジタルフルオログラフィ, DF)を用いた<sup>(3)</sup>。図14にDF装置の基本構成を示す。DF装置により血管造影前後の画像の差分処理によって血管像(造影剤像)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。この手法によると例えば心臓左心室造影像では心筋, 脊椎, 肋骨などの不必要な陰影が除去され心臓左心室に注入された造影剤のみの画像となる。今回はこのDSAを用いて投影像の計測を行った。またここでは被検査体として図15(a), (b)に示す心臓内腔の拡張末期および収縮末期における概略形状を模擬したファントムを使用した。ファントムの

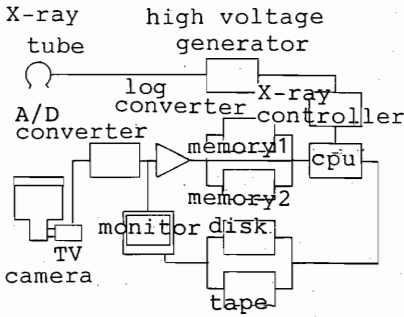


図14 DF装置の構成  
Fig. 14 Block diagram of digital fluorographic system.

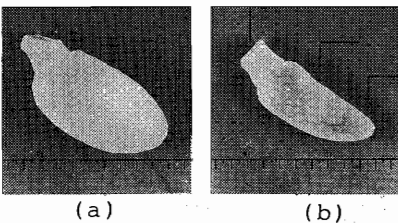
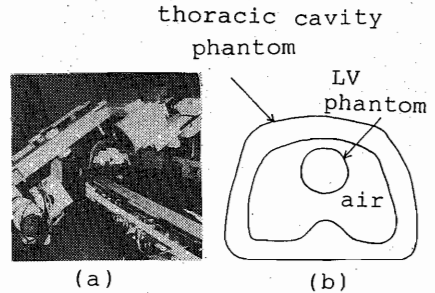


図15 左心室内腔を模擬したファントム  
(a)拡張末期ファントム (b)収縮末期ファントム  
Fig. 15 The photos of the plastic phantoms of left ventricular cavity.  
(a)end-diastole (ED)  
(b)end-systole (ES)

材質としてはシリコンゴムを用いた。なおファントムは心臓内腔の乳頭筋などの細かな形状は無視して作成した。図16に実験方法を示す。本実験では可能な限り臨床における撮影条件に近づけるために人体の胸部を模擬した胸郭ファントムのなかに心臓内腔ファントムを設定し、また撮影方向には通常用いられている方向, 右前斜位30°(RAO30°)と左前斜位60°(LAO60°)で撮影を行った。胸郭ファントムの材質はアクリル系樹脂であり, 中に乾燥骨を埋め込んである。DSA手



(a) Experimental set-up for phantom study  
(b) phantoms layout, a phantom of left ventricular cavity is layed in a phantom of thoracic cavity

図16 ファントムによる実験方法  
Fig. 16 Measuring method using plastic phantoms.

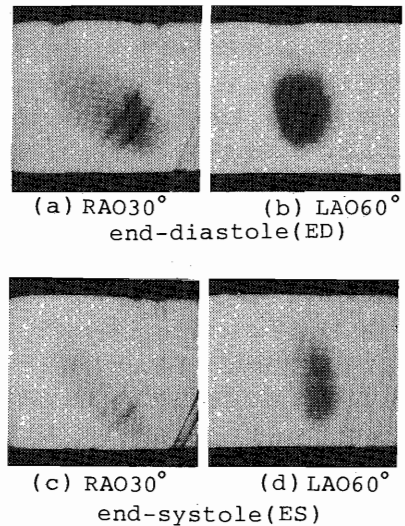


図17 DF装置によって撮影された左心室内腔ファントムの2方向投影像  
Fig. 17 DF images of the phantom in the thoracic cavity phantom.

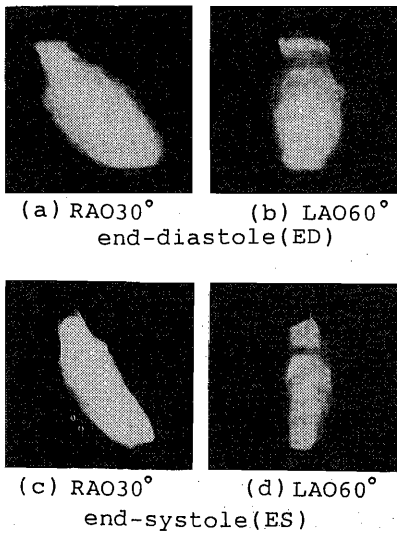


図 18 左心室内腔ファントムの再構成結果  
Fig. 18 3-D display of the reconstructed LV phantom images as surface model.

法を左心室内腔の検査に適用した場合を想定して胸部ファントムだけの投影像を造影剤注入前の投影像、胸部ファントムの中に心臓内腔ファントムを入れたときの投影像を造影剤注入後の投影像としてそれぞれ撮影を行った。図 17(a), (b)は図 15(a), (b)で示したファントムを胸郭ファントムの中に入れて DF 装置で 2 方向から撮影した投影像である。それぞれ 2 枚の投影像と同じ方向から撮影した胸郭ファントムだけの投影像との差分処理によってファントムだけの像を作成する。次に差分処理を行った 2 枚の投影像を用いて提案したアルゴリズムにより再構成を行った。図 18 に再構成結果を示す。図は再構成物体の表面に光学投影した陰影像として表示したもので、図 18(a), (c)は右前斜位 30° から見た時に相当する像であり(b), (d)は左前斜位 60° からの像である。両像とも胸郭ファントムの影響を除去し、図 16 に示したファントムだけの形状をほぼ再現していることが確認できる。また同ファントムを CT 装置で複数断面の再構成像から 3 次元再構成を行う方法(スライスバイスライス法)から 3D 再構成した結果と比べた誤差は、面積比で 4~5% 程度であった。

## 5. む す び

平行ビームによって 2 方向から計測した投影像から均質充填物体を再構成するアルゴリズムを提案し、計

算機シミュレーションによってアルゴリズムの正当性を実証し、また再構成時の誤差評価を行った。その結果従来提案されていた精円近似法では表現することが困難な形状であっても良好な再構成結果を得た。

次に本アルゴリズムを円錐ビームによって計測された 2 次元投影像からの 3 次元再構成に適用するための円錐ビーム座標系を提案し、計算機シミュレーションによって 3 次元再構成を行った。

また実際の X 線装置でファントムの撮影を行い、得られた 2 枚の投影像から 3 次元再構成ができることを確認した。

この再構成アルゴリズムにおける再構成対象物体は凸状充填物体に限定されるが、2 方向のみの投影像から高速に物体の 3 次元形状を再構成できるという特長を有する。輪郭情報と濃度情報を用いた精円近似による再構成の結果を初期画像として、投影像の濃度情報を積極的に用いた逐次近似処理を行うことにより対象物体の細かい 3 次元形状を再構成することが可能となった。

今後、本アルゴリズムを心臓左心室造影像に適用し時間分解能に優れた左心室内腔の 3 次元動体像の算出を検討する予定である。

## 文 献

- (1) T. Inoue, S. Oya and S. Hanagata: "A practical solution for the limited angle reconstruction problem", *Medical Imaging Technology*, **1S**, 1, p. 47 (July 1983).
  - (2) 英保, 山田, 桑原: "X 線左心室造影像の画像処理と心臓機能の表示", *計測と制御*, **19**, 10, pp 923-936 (昭55-10).
  - (3) 常岡雅幸: "講座: デジタルフルオログラフィ", *医用電子と生体工学*, **22**, 2, pp 137-147 (昭59-04).
- (昭 61 年 6 月 18 日受付, 9 月 29 日再受付)

## 松尾 啓志



昭 58 名工大・情報卒, 昭 60 同大学大学院修士課程修了。同年松下電器産業(株)入社。昭 61 名工大大学院博士後期課程(電気情報工学専攻)入学, 現在に至る。画像処理に関する研究に従事。日本 ME 学会, 情報処理学会各会員。



**堀場 勇夫**

昭 49 名大・工・電気卒。同年(株)日立メディコ入社。昭 60 工学博士。X 線 CT、デジタルラジオグラフィ、医用超音波装置の研究開発に従事、現在に至る。日本 ME 学会、日本放射線技術学会など各会員。



**岩田 彰**

昭 48 名大・工・電気卒。昭 50 同大学大学院修士課程修了。同年名工大・情報・助手。昭 57・4 月より昭 58・10 月まで、ドイツ連邦共和国ゲーセン大学医学部医用情報研究所客員研究員。昭 59 名工大・情報・講師。昭 60 同大・電気情報・助教授。現在に至る。生体情報処理、医用画像処理および投影からの像再構成理論に関する研究に従事。工学博士。日本 ME 学会、情報処理学会各会員。



**鈴木 宣夫**

昭 28 名大・工・電気卒。同年毎日新聞社入社。昭 38 名大・工・助手。以後、講師、助教授を経て、現在、名工大・電気情報工学科教授。この間、医用・生体関係の信号処理、画像処理などの研究に従事。現在、名古屋工業大学情報処理教育センター長併任、また 61 年 5 月より情報処理学会中部支部長。工博。