

CT画像の被写体動きによる偽像の補正に関する一考察

塩野 充* 石田 薫** 伊藤 秀幸***

*岡山理科大学工学部電子工学科

**岡山理科大学大学院理学研究科電子理学専攻修士課程

***(株)日立西商品エンジニアリング

1. まえがき

1985年にレントゲンによって X 線が発見されて以来、医療分野では X 線撮影が広く用いられてきた。ところが1972年にハウンスフィールド(英)が発表した CT(Computed Tomography) スキャナは、X 線の見つけ以来の画期的なものであった。これは外から X 線を照射することで、身体を輪ざり状にした画像を得ることが出来るのである。その X 線 CT スキャナは医療に革命をもたらしたとも言われている。原理そのものはラドン変換として昔から知られていたが、現在のような高速で鮮明な画像を得るためにはコンピュータの発達を待たなければならなかった。従来の X 線撮影法は被写体そのものの情報を透視図的に表示しているのに対して、X 線 CT は得られた生体情報に基づいてコンピュータサイエンスによって人工的に組み立てられた断層像表示である。CT スキャナでひとつ大きな問題点は、投影データの収集中(すなわち撮像中)に被写体(患者の身体等)が動くとき再生像上に著しいアーチファクト(偽像)を生じることである。通常は撮像中に被写体が動いてアーチファクトが発生すると、もう一度最初から撮像をやり直さなければならない。しかし、撮像のやり直しは患者の X 線被曝量が増えるので望ましいことではない。本研究においては撮像中に被写体が動いてしまっても、それらの投影データをそのまま用いてアーチファクトの補正を行い、撮像中に被写体が動かなかった場合と同じ CT 画像を生成する方法を提案し、実験を行う⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾。

2. アーチファクトの発生

アーチファクトにはソフトウェアやハードウェアに起因するものと、被写体の性質に起因するものがあるが、本稿では後者の撮像中の被写体の動きに起因するアーチファクトを対象とする。

一般の光学カメラで被写体を撮影する場合、シャッターが開いている間に被写体が動く

と、出来上がった写真は被写体の運動軌跡を示したぼけたものとなる。CTにおいても投影中、神経系統の障害による不随意なけいれん、腸管ぜん動、呼吸等により被写体が実質的に動いた場合等にアーチファクトが生じる。このアーチファクトは光学カメラの場合と違って直線状のパターンとなる。これは投影中、被写体が静止している場合は種々の角度からの投影データは矛盾しないが、被写体が動いた場合、画像再構成の過程で投影データ間に矛盾が生じるためである。従って臓器の動きなどの影響を受ける部分を観測する場合は走査時間を短くする必要がある。それゆえ、これまでに次に示すような走査方式が考案された。

(1) 平行ビーム型

ペンシルビーム方式 (第1世代)

ハイブリッド方式 (第2世代)

(2) ファンビーム型

検出器回転型 (第3世代)

検出器固定型 (第4世代)

ペンシルビーム方式は単一ソース、単一検出器による走査方式である。これは画像再生精度は最も良いが走査速度が遅い。ハイブリッド方式はペンシルビーム方式の走査速度を上げるために、扇形の開きをもつビームが用いられている。これは呼吸停止下で全身の任意の部分が撮像可能であるがこれもペンシルビーム方式と同様に頭部専用として広く利用されている。(2)のファンビーム型は走査が高速であり、全身用CT装置として定着している。一般に平行ビーム型はファンビーム型に比して精度も良くコストも安い。しかし頭部専用CTである平行ビーム型の場合、走査速度が遅いため、頭が動くときアーチファクトが生じる。本研究ではこのアーチファクトを、被写体の重心を利用することにより補正する方法について考察する。

3. アーチファクトの補正

被写体の動きは通常、回転移動と平行移動が組み合わさったものであるが、本研究ではとりあえず動きが平行移動のみの場合のアーチファクトの補正について検討し、2通りの補正方法を提案、実験を行った。

(3-1) アーチファクト補正方法1

図1に示すようにまず0度方向と90度方向の投影より重心(i_G , j_G)を求める。次に投影の方向が変わる度に0度方向と90度方向の投影も同時に行い、その重心を求める。最初に求めた重心と比較して一致しなかったら被写体が移動したものと考える。例えば図

移動前の重心…………… (i_G, j_G)
 移動後の重心…………… (i'_G, j'_G)

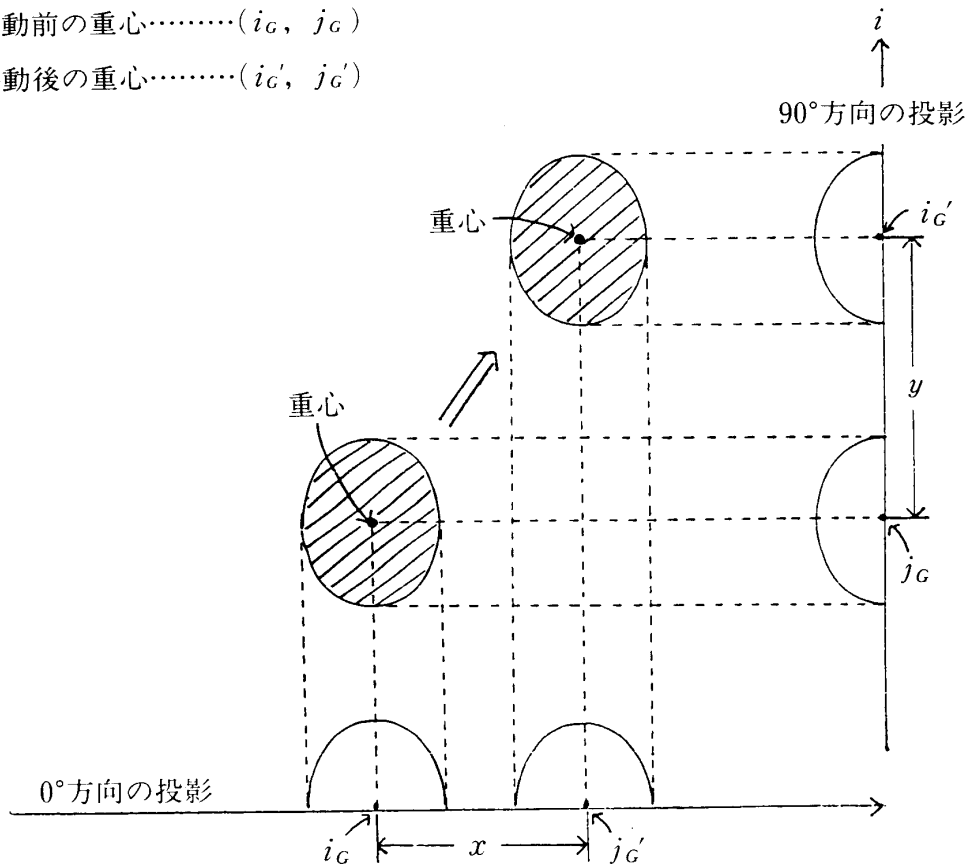
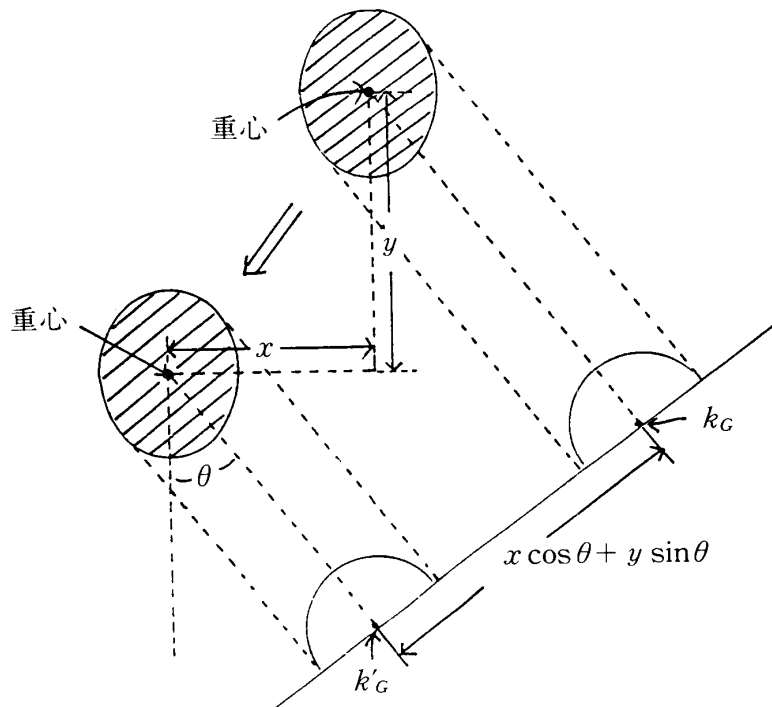


図1 移動量の検出



ある方向を基準とした場合のそこからなす角度である。これは容易に算出できる。次に、

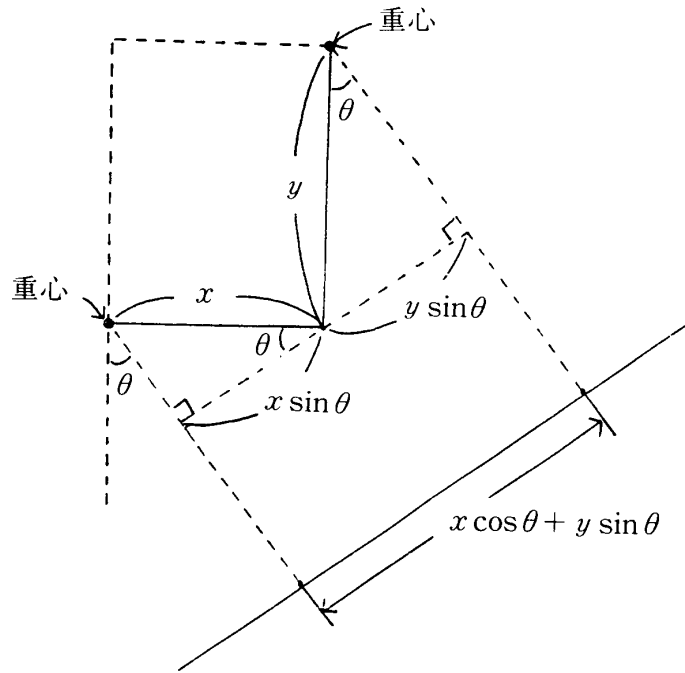


図3 ズレの一般的説明図

1の場合は、移動前の重心 (i_G, j_G) が移動後は (i_G', j_G') となり、その差を取ることでより j 方向に x 、 i 方向に y だけ移動したことが検出できる。次に補正方法について述べる。

重心の移動量 x 、 y を用いると、 θ 方向での投影のズレは図2に示すように、

$$z = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (1)$$

となる。図3はこれを一般的に示したものである。従って、この投影値のズレの分だけシフトさせることによって移動前の θ 方向の投影値が求められる。

(3-2) アーチファクト補正方法2

前述の補正法1では、ひとつの投影を行う度に0度方向及び90度方向の投影を行うので3倍の投影が必要となり、良い補正法とは言い難い。そこで、投影数を増加させることなく補正が出来る方法として、重心の位置の予測値を用いる補正法について述べる。

この方法は、0度方向の投影と90度方向の投影を先ず行う。この事により、0度方向の投影値と90度方向の投影値が得られる。次にそれぞれの投影値の重心の位置を求める。図4のように x 軸と y 軸を決めると、この投影値の重心の位置は被写体の重心の座標を表している事になる。そして、CT装置の回転の中心と、この被写体の重心との関係を考える。つまり、回転の中心と被写体の重心との距離、及びそれらの2点を結ぶ直線が、

ある方向を基準とした場合のそこからなす角度である。これは容易に算出できる。次に、これらの値を用いる事により、ある任意の方向の投影値における重心の位置は予測可能であるから、実際に得られた投影値の重心の位置と重心の位置の予測値を比較する事により、被写体の平行移動が検出できる（図5参照）。但し、回転移動を除く。

次に、予測値と実際の重心の位置が違った場合、つまり被写体が平行移動していた場合の処置について述べる。図6を用いて説明を行う。X線の検出器は、通常横一列に並

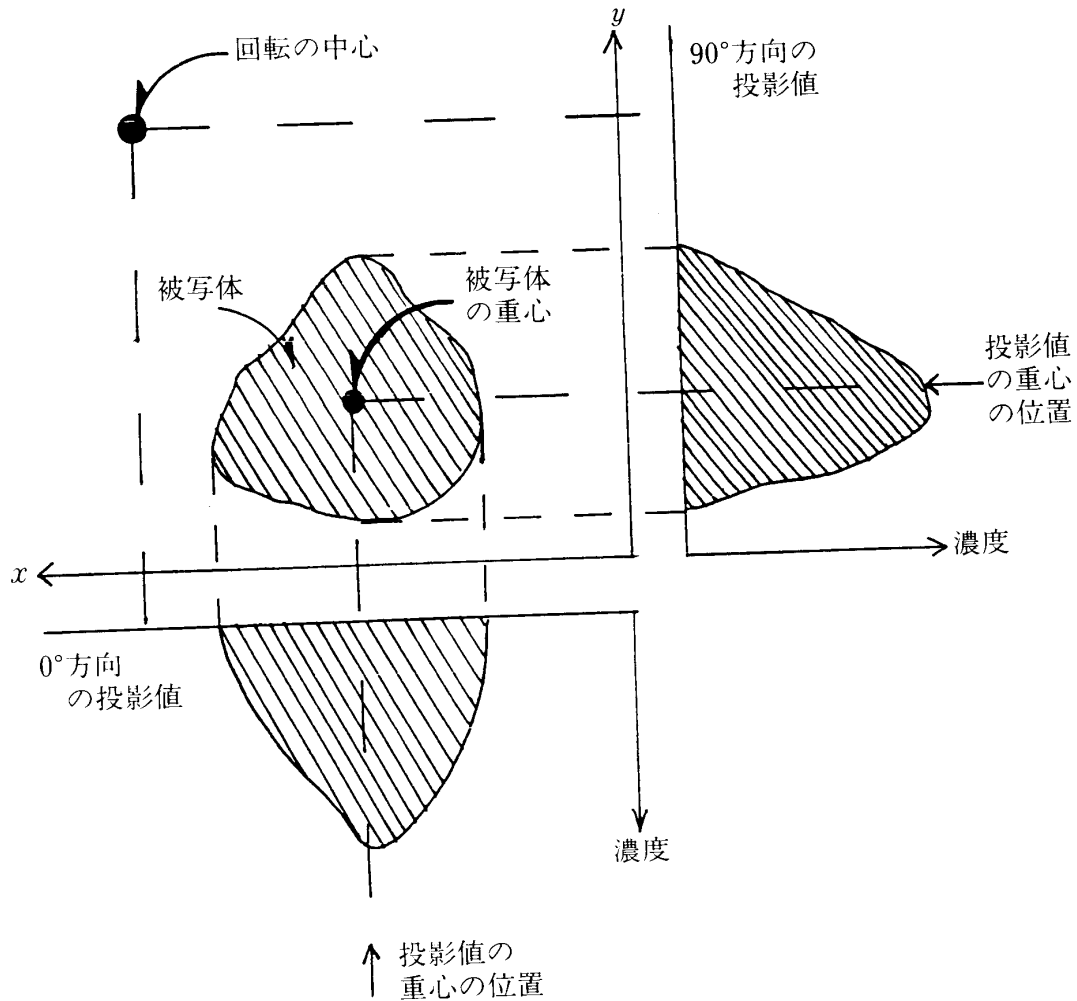


図4 被写体の重心と投影値の重心の関係(1)

んでいる。そこでまず、被写体が平行移動したときの投影を受けた検出器の状態を状態1とし、前述の検出の際に、重心の予測値よりも投影値の重心の位置が、右に1.3ずれていることが分かったとする。但し、検出器は互いに1.0離れているとする。すると、状態2に示すように、投影値の重心の位置が重心の予測値と一致することに投影値を左へ1.3ずらす。しかし、実際には検出器は0.3や0.12といったような中途半端な位置には存在せず、一定の間隔で存在するのだから、その場合の値は線形補間により求める。このようにして補正した投影値を用いて通常の再構成を行うことにより、被写体が平行移動し

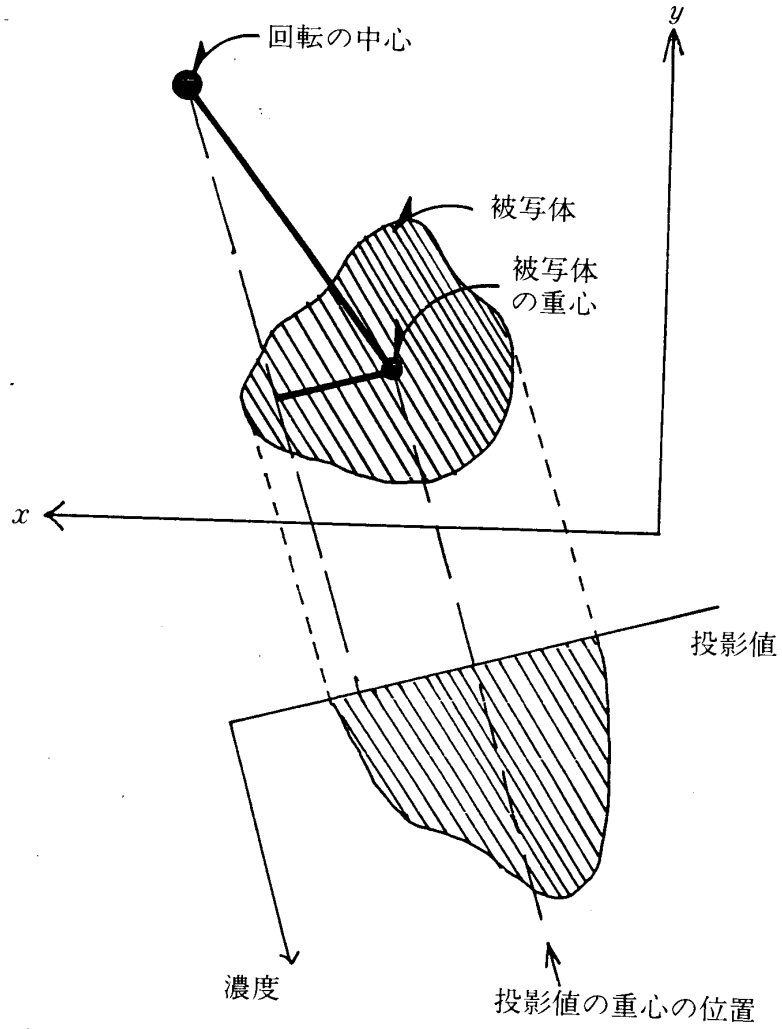


図5 被写体の重心と投影値の重心の関係(2)

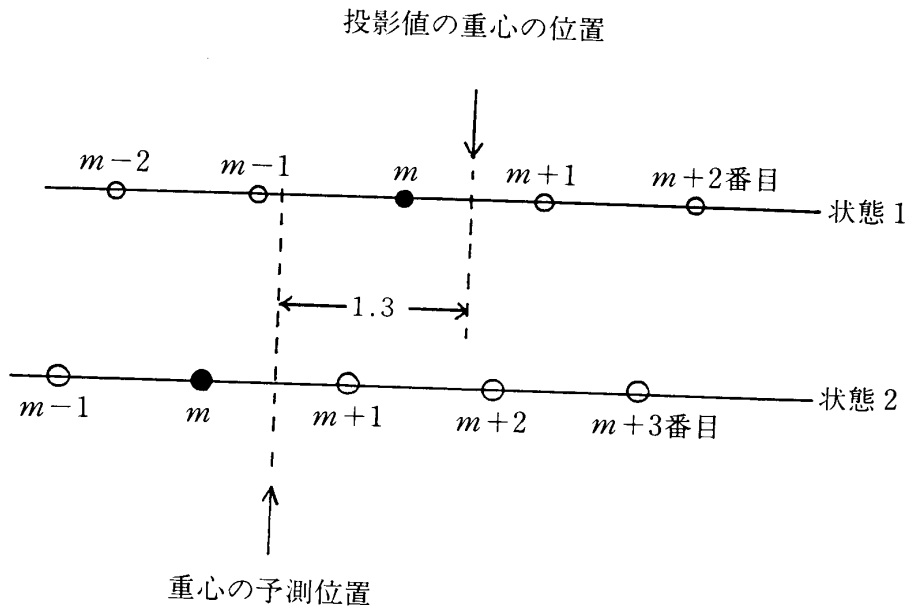


図6 投影値の移動

ない場合と同様の再構成像が得られる。

4. 投影値の算出

X線CT装置では、まず最初に被写体の投影を行い、いろいろな方向からの複数の投影値を求める。そこでまず被写体について考え、その投影値を算出する方法を求めてみる。例えば、図7のような被写体を考える。しかし、図7のようなものをそのままコンピュータ上で扱うのは難しいので、図8のように一定区間で区切って、ます目を作って考える。その画素の1つ1つをCRT画面上では1ドットで表示している。さて、X線CTはいろいろな方向からの投影値を求めるのであるが、同じ事を行おうとして、BASIC言語のPOINT文等を駆使して画面上の被写体から投影値を算出しても正確な投影値は得られない。なぜなら、画面のドットの配列に制約があるからである。そこでもう少し数学的に処理を行う。まず、画素の1つ1つの1辺の長さが1の正方形としよう。そして、どこでもよいがある位置を中心と定め、その中心を基準として全体を回転させる。そうするとすべての正方形が同じ傾き方をしている。(図9参照)。よって全体を考えないで1つの画素、つまり1つの正方形だけを見てみよう。投影角を θ とし、その角度に対応する1つの正方形を考え、図10に示す。次の画素が $2^n \times 2^n$ (n は任意の自然数)個ある場合を考える。回転の中心はちょうど画素全体の真ん中に在るとしよう。例えば 4×4 の画素数のときは図11のようになる。そして、図11のように回転の中心を原点として x 軸、 y 軸を指定しよう。次に投影方向を変えるわけであるが、X線CTの機械のほう回転するということは、機械の方から見ると、被写体全体が逆方向へ回転するというに等しいので、図11の画素が回転したものとして図12を考える。そして画素の1つ1つが何番目の検出器上にあるのかを調べて、そこへいかなる投影値を格納すべきかを計算するのである。例えば、斜線を施した画素は1番目と2番目の検出器の上に存在するというようにである。

画素の回転の中心と、検出器列の中心も常に一致しているものとする。ある画素がどの検出器の上にあるかを調べるには、その画素が、回転の中心と検出器列の中心を結んだ線上からどれだけ離れているかを調べればよい(図13参照)。次に、画素の位置が求められた後のことを示す。位置の分かった画素が図14のような状態であったとする。このときこの画素は検出器 m と $m+1$ 、 $m+2$ の3つの検出器の上にまたがって存在している。このようなときにはそれぞれの検出器に、それに含まれる割合分だけの投影値を振り分けなければならない。そのために、この画素を表す正方形を図15のように①と②と③との部分にまず分けて考える。次にビームの幅、検出器の幅を考え、そのビームの幅を先程のそれぞれの部分(①、②、③の部分)で分割して考えて、それぞれの部分

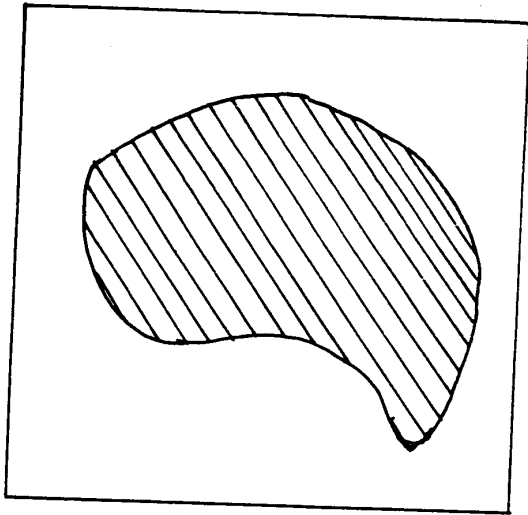


図7 被写体の例

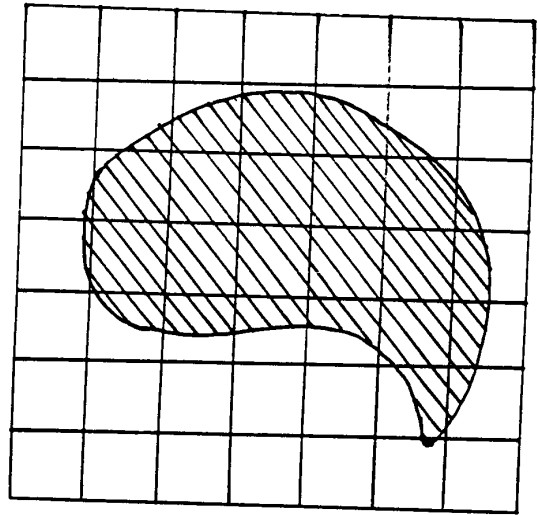


図8 メッシュで区切られた被写体

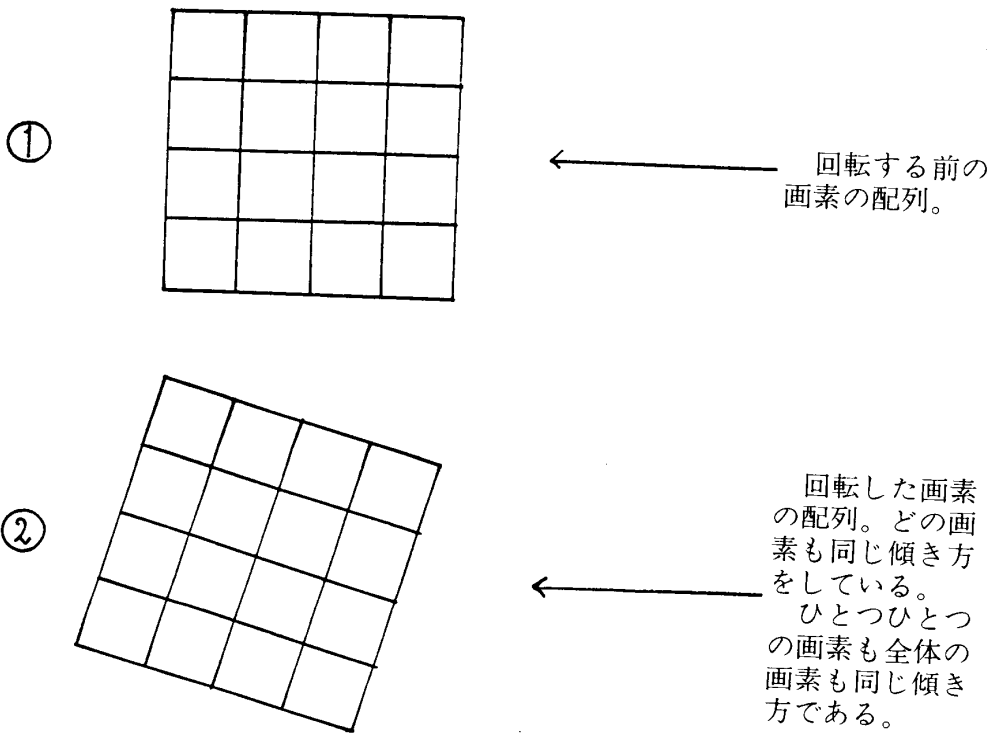


図9 1つ1つ画素とそれらの画素の集合体の関係

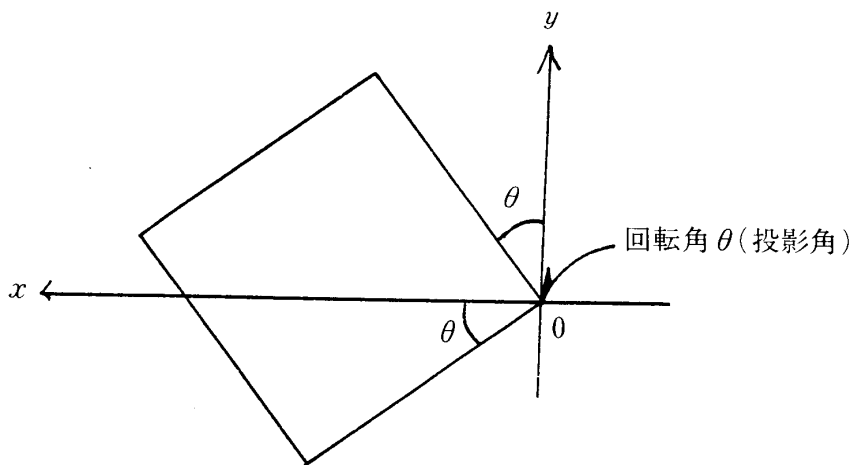


図10 投影角が θ のときの1つの画素

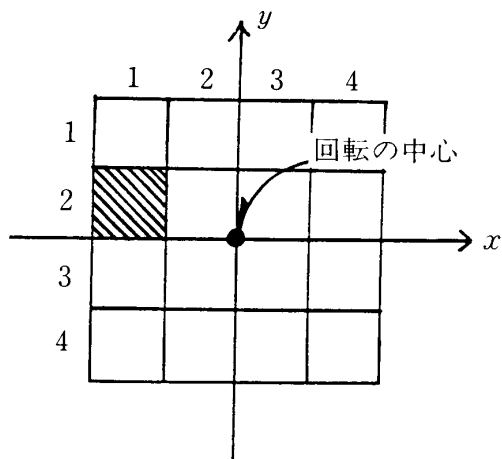


図11 画素の集まり

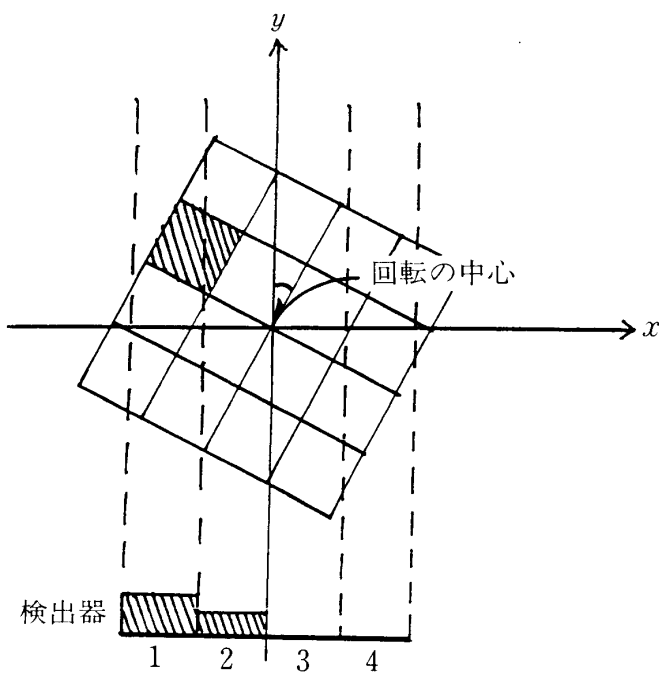


図12 画素の回転

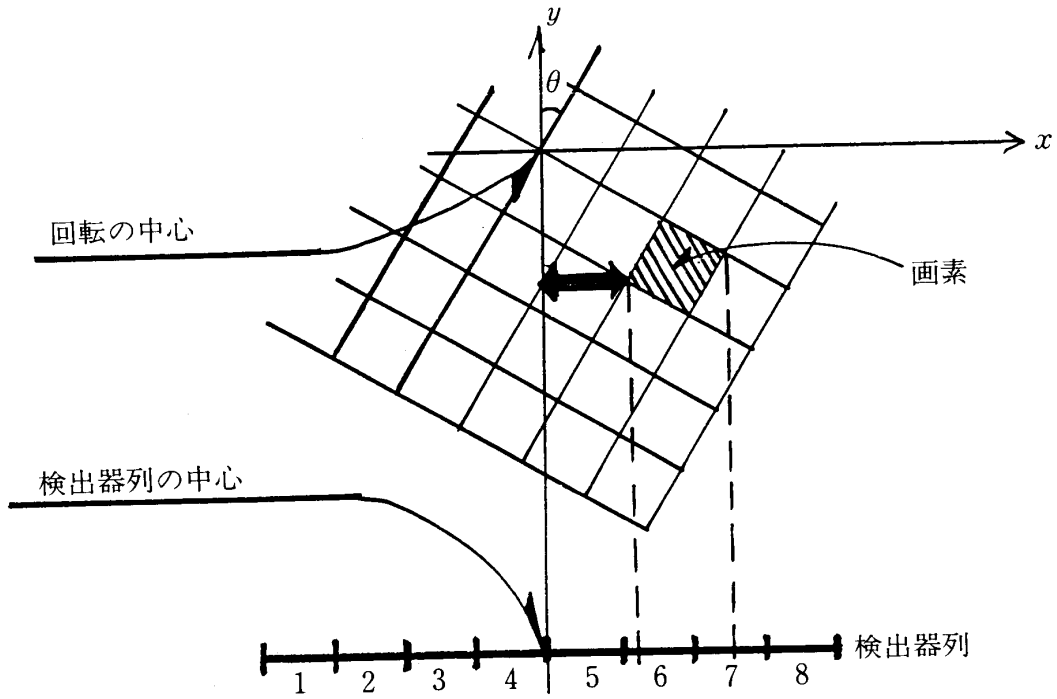


図13 検出器から見た画素の位置

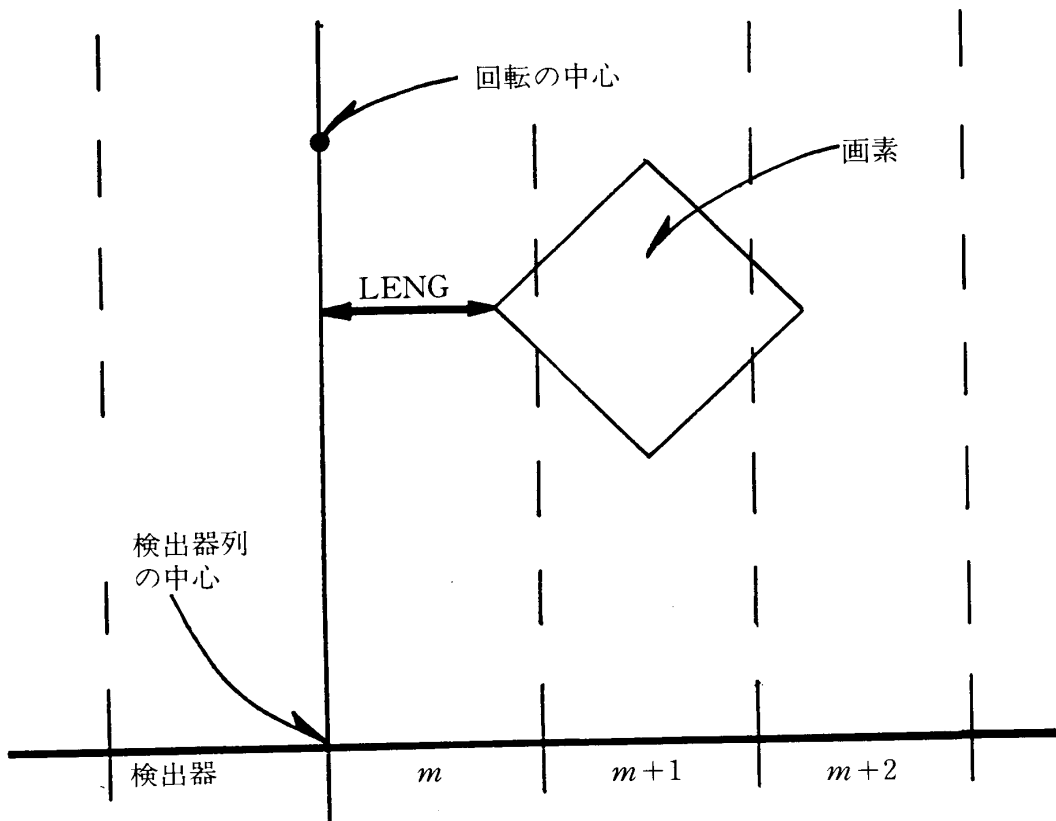


図14 3個の検出器の上に存在する1個の画素

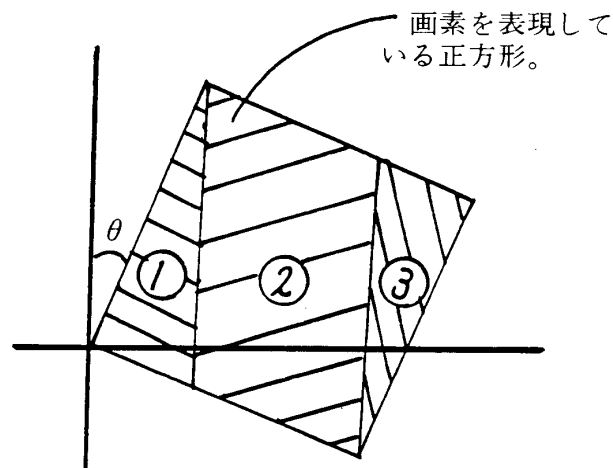


図15 分割された1個の画素

で台形公式を用いて面積を算出する。この面積の、正方形全体の面積に対する割合を求めて、その割合と、その正方形に対応している画素の濃度との積をとる。その積をその画素からの投影値として、対応する検出器（シミュレーション実験ではメモリ）に収納してゆく。以上、投影値の算出について述べた。

5. シミュレーション実験

前述の投影法で投影値を算出し、もし被写体が平行移動していれば前述した補正法を用いて投影値に補正を施す。そして、フィルタ補正逆投影法を使用して再構成を行い、その結果をCRT画面上に表示する。実験はパソコンPC-9800シリーズを用いて行った。ここに示す結果はシミュレーション実験で得られた再構成像を3次元表示したものである。縦横方向に64画素あり(64×64画素)、合計4096画素存在する。高さ方向はその画素の持つ濃度を表現している。用いた被写体は、正方形と正三角形とドーナツ形で、各部分が濃度値7で、その他部分の濃度値が0である画像である。その結果を3次元表示図で図16～図18に示す。いずれの図において①が正常な再構成像、②は被写体が移動した場合の再構成像で著しいアーチファクトが生じている。③は被正を施した再構成像でアーチファクトは殆ど消失している。④は移動方向を示す。図16は補正法1による結果である。図17は補正法2による結果である。図16、図17における被写真の移動は次のように仮定している。すなわち、全部で180回の投影を行うものとし、そのうちの100回目の投影のときに -45° 方向(④を参照)に5画素分移動したとしている。又、図18は参考までにインパルス状の被写体を補正法2で再構成した場合の結果である。図18における被写真の移動は次のように仮定している。すなわち、全部で180回の投影を行うものとし、そのうちの50回目の投影のときに 225° 方向(④を参照)に5画素分移動したとしている。

被写体が移動しなかった場合の再構成像と、被写体が移動した場合の再構成像を視覚的に比較するだけでなく、2枚の画像の差異を数値的にも比較できるように文字認識等によく用いられる類似度(単純類似度)⁽⁵⁾を算出した。類似度 s は2枚の画像を F_{ij} , G_{ij} とすると次式で定義される。図16~図18における類似度を表1に示す。

$$s(F, G) = Q_1 / Q_2 \tag{2}$$

但し、

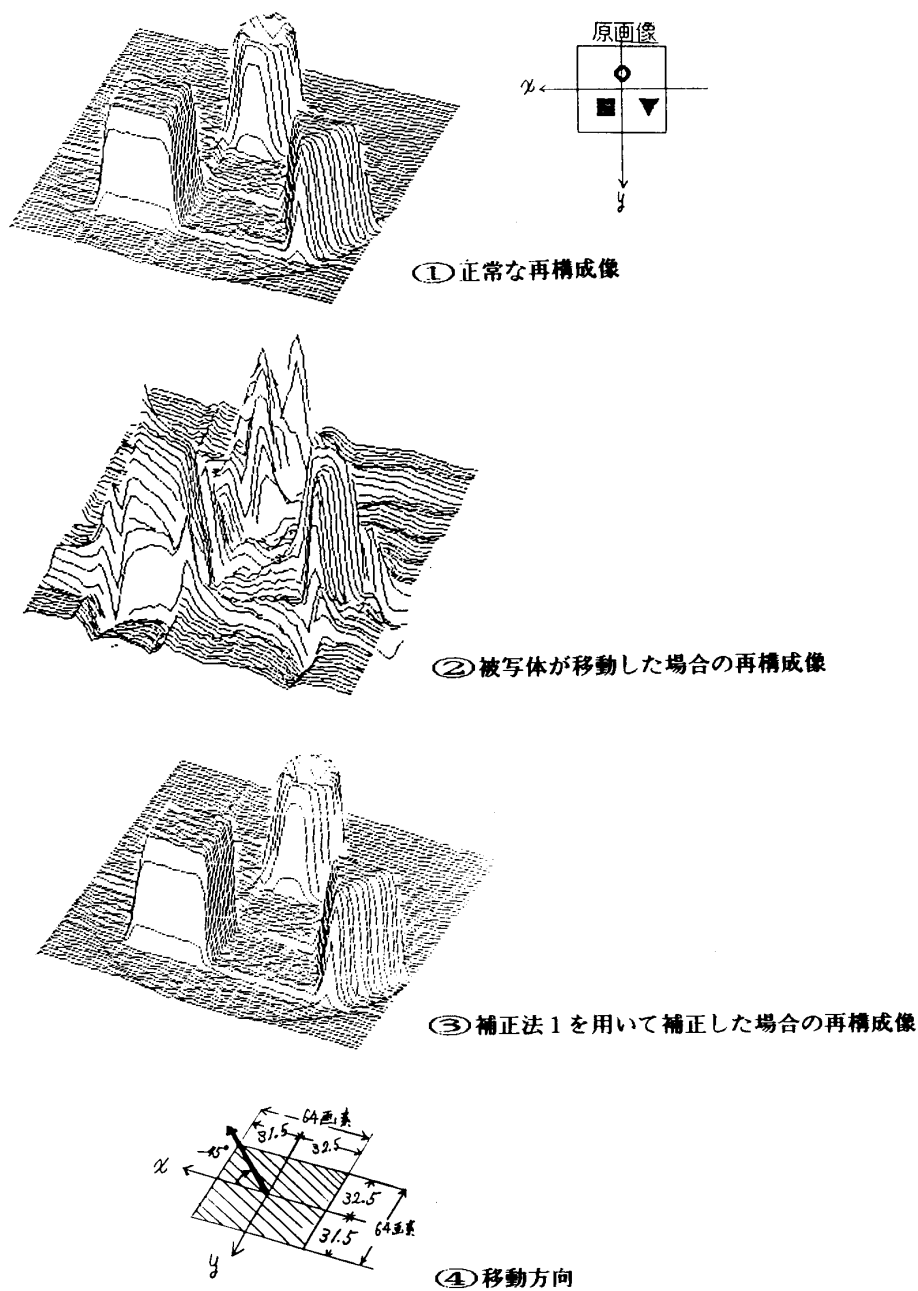


図16 補正方法1による再構成実験結果

$$Q_1 = \sum_i \sum_j \{F_{ij} \times G_{ij}\}$$

$$Q_2 = \{\sum_i \sum_j (F_{ij})^2\}^{1/2} \{\sum_i \sum_j (G_{ij})^2\}^{1/2}$$

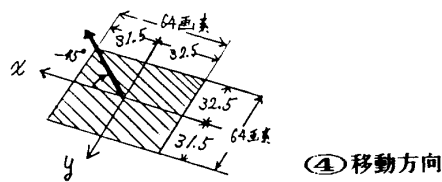
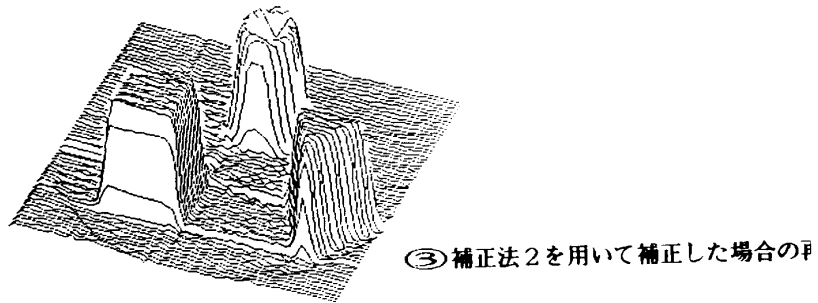
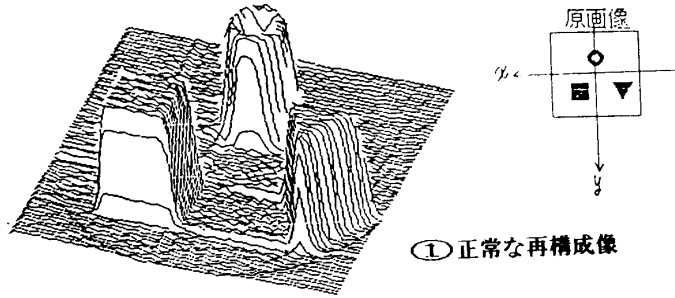


図17 補正方法2による再構成実験結果

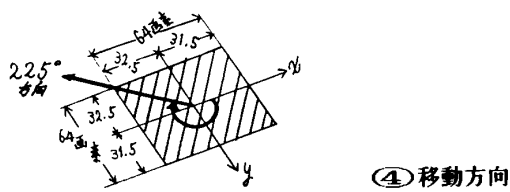
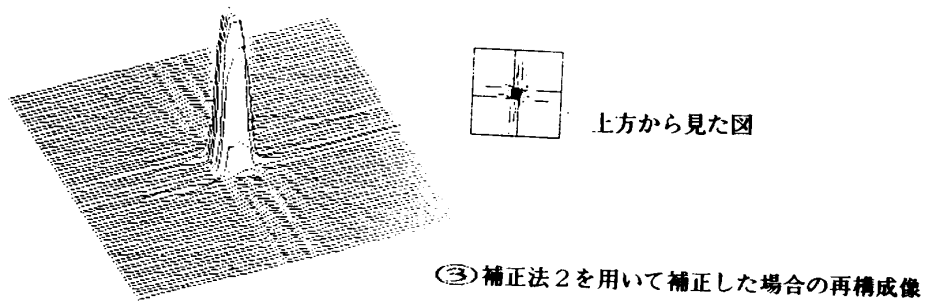
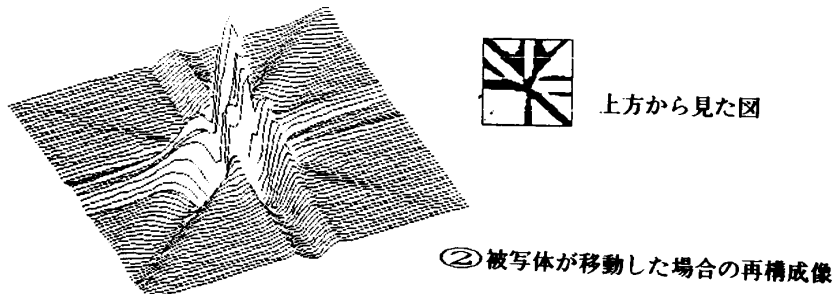
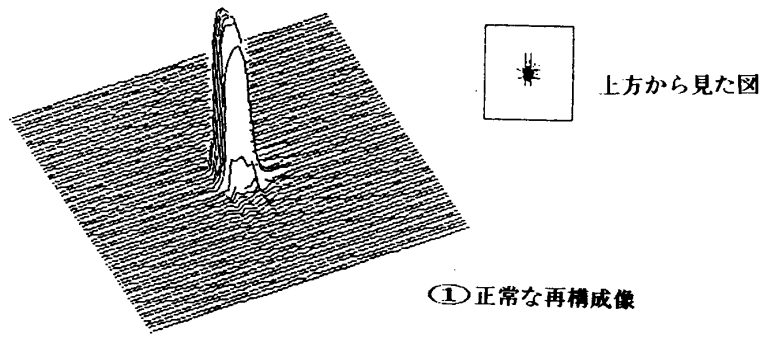


図18 補正方法2によるスパイク状突起の再構成結果

	①と②の類似度	①と③の類似度
図16	0.7252	0.9996
図17	0.7786	0.9995
図18	0.6746	0.9982

表1 正常な再構成像との類似度
 (①:正常像, ②:偽像発生像, ③:補正像)

6. 考察

補正方法2（重心の位置の予測による補正法）を用いた場合、投影値から算出される重心の位置が真の重心の位置と一致しないために、再構成像が乱れるのではないかと考えていたが懸念するほどのものではなかった。よって、投影数を増加させる事なく補正が可能な補正方法2のほうが、投影数が3倍に増加してしまう補正方法1より優れていると考えられる。なぜなら、投影数の増加は当然投影時間の増加につながり、被検者を苦痛にするばかりでなく被写体の移動の可能性につながる。又、X線を用いるX線CTでは、被検者により多くのX線を放射する事にもなり、危険性が増えるからである。

7. むすび

本稿では、CT画像のアーチファクト（偽像）補正の方法として2種類の方法を示した。この方法の長所と短所をそれぞれの方法について示す。

(1)補正方法1は、移動方向と移動量を正確に把握できるため、方法2に比べ正確に補正できるが、投影数が3倍に増加してしまう。

(2)補正方法2は、移動量が方法1に比べれば正確に把握し難いが、投影数は増やす必要が無い。

この結果から分かるように補正方法2の方が優れているものと考えられる。今後の課題としては、回転移動の補正が挙げられる。なぜなら、物体の変位は平行移動と回転移動が組み合わさったものと考えられるからである。又、今回のシミュレーション実験で取り上げた平行ビームを用いたCTは現在では古くなりつつあり、ファンビームを用いた形に変わってきている。この点も考慮に入れていくべきであろう。しかし、ファンビームを用いたCTに対しても本稿の補正法の考えは有効であるものと思われる。

参考文献

- (1)岩井喜典：“CT スキャナ——X線コンピュータ断層撮影装置——”。コロナ社，1979。
- (2)尾上守夫編：“医用画像処理”，朝倉書店，1982。
- (3)遠藤，飯沼：“重畳積分法を用いたX線体軸断層像復元の電子計算機によるシミュレーション”，医用電子と生体工学，15，334—341，1977。
- (4)竹中，長谷川：“医用電子診断の基礎——装置と応用——”，オーム社，1984。
- (5)手塚，北橋，小川：“デジタル画像処理工学”，日刊工業新聞社，1985。

以上

A Study on Artifact Compensation for Computed Tomography Images

Mitsuru SHIONO*, Kaoru ISHIDA**, and Hideyuki ITOH***

**Faculty of Engineering,
Okayama University of Science,
Ridaicho 1-1, Okayama, 700 Japan*

***Graduate School of Science,
Okayama University of Science*

****Hitachi Nishi-Shohin Engineering Corporation*

(Received September 30, 1987)

Nowadays CT (Computed Tomography) image scanners are widely used at many hospitals in the world. It gave revolutionary impact on medical science. Using CT scanner, we can so clearly look the inner parts of human bodies without surgical operations that medical technology has extremely advanced and helped many patients. A CT scanner image is constructed from histogram data by many projections from various angles. But it has some defects and the most serious problem is artifact. Artifact is a fault part of the image caused by displacement of a human body. It happens if the patient moves when X-ray scanning is executed. In this paper, a method of artifact compensation is proposed and fundamental experiments by computer simulation are reported.