

## ファンビームCTにおける補間法と画質の関係

正員 堀場 勇夫<sup>†</sup>      正員 岩田 彰<sup>††</sup>  
 非会員 山岸 信敏<sup>††\*</sup>      正員 鈴木 宣夫<sup>††</sup>

### The Relation between Interpolating Functions and Reconstructed Image Quality in Fan-Beam-CT System

Isao HORIBA<sup>†</sup>, Akira IWATA<sup>†</sup>, Members, Nobutoshi YAMAGISHI<sup>††\*</sup>,  
 Nonmember and Nobuo SUZUMURA<sup>††</sup>, Member

あらまし ファンビームX線を用いて投影データを得るいわゆる第3世代CTシステムの断層像再構成演算で必要とされる補間処理について、最近接代入法、リニア補間法、ラグランジュ補間法、スプライン近似による方法を取りあげ、これら補間法と再構成像の画質の関係を計算機を用いたシミュレーションによって検討した。その結果、再構成像の空間分解能は用いた補間関数の周波数伝達特性に依存し、最近接値代入による補間は最も良い限界解像力を示したが、アーチファクトによる画像劣化が著しい。またラグランジュ補間は3次ないし5次が適当であり、あまり高次のものを用いても画質改善の効果は小さい。またスプライン近似による補間では演算回数が少ないわりにナイキスト周波数以上のカットオフ特性に優れるが、周波数強調成分がありアーチファクトが増加する傾向があることが示された。このように各補間関数の性質は、再構成像に微妙に影響を与えることが明らかとなり、最良の補間関数を設定するための基礎資料が与えられた。

#### 1. ま え が き

X線コンピュータ断層撮影装置(以下CTシステムと呼ぶ)は、体内組織をX線吸収係数の分布像として、非観血的に定量的にかつ具象的に観察でき、非常に多くの診断情報を的確に得ることが可能なため、医学界に与えたインパクトは大きく、今日に至るまでその性能向上を目ざして多くの種類の装置が開発され、適用部位も当初の頭部専用から全身にまで広げられた。CT検査が幅広く適用されるに伴って、たとえば脊椎内の微小病変部やX線吸収差の少ない組織病変のより明確な検出など、さらに細かくより高度な診断情報を得ることのできるCTシステムが要望され、画像の高品質化が強く求められている。このような要望に答えるためには、空間分解能および濃度分解能をより一層向上させることが是非とも必要であり、また画質劣化の

要因である種々のアーチファクトの軽減方法を確立する必要がある<sup>(1)</sup>。

本論文は、現在最も多く実用に供されている広角ファンビームを用いたCTシステムを対象にして、断層像再構成演算の際に行なわれる補間演算の方法と再構成像の画質の関係について、空間分解能とアーチファクトの両面から検討したものである。

標準化されたデータから標本点以外のデータを補間によって求める方法は、線形補間法、ラグランジュ多項式による補間、ニュートン多項式による補間などがよく知られている<sup>(2)~(4)</sup>。またリモートセンシング画像ではスプライン関数を用いた補間法が提案されている<sup>(5),(6)</sup>。CTシステムで行なわれる補間演算は投影データに対して施され、補間によって発生した誤差はその後に行なわれる逆投影演算によって、特有の干渉模様となり再構成像に重畳し、画質を大きく劣化させる。ここでは補間に用いられる補間関数として6種類のものを取りあげ、おのおのの特性について検討するとともに、ファントムを用いたシミュレーションによって各補間関数の性質が再構成像の空間分解能やアーチファクトにどのような影響を及ぼすかについて定量的に検討した。

<sup>†</sup>(株)日立メディコ研究開発センター, 柏市  
 Research & Development Center, Hitach Medical Co.,  
 Kashiwa-shi, 277 Japan

<sup>††</sup>名古屋工業大学工学部情報工学科, 名古屋  
 Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,  
 Nagoya-shi, 466 Japan

\*現在, 日本電装株式会社

## 2. CTシステムにおけるデータ収集方法と再構成演算

図1にここで検討するファンビームX線を用いたCT装置のスキマ構成と計測方法を示す。被検査体領域を覆うファンビームX線を放射するX線源とそれに対向して置かれた多素子検出器列が一体となって、被検査体の周りに回転運動を行う。この回転運動中にパルスX線を一定角度(以下、この角度サンプル間隔を $\beta_p$ とする)ごとに曝射し、被検査体を透過したファン状に広がったX線を一定間隔で並んだ検出素子列(以下、この検出素子の角度間隔を $\alpha_p$ とする)で全周360度の範囲にわたり計測することによって投影データの収集が行なわれる。計測された投影データはX線源の角度位置 $\beta$ と検出素子列位置 $\alpha$ を用いて $H(\alpha, \beta)$ と表わすことにし、各投影データは計測されたファンビームX線 $l(\alpha, \beta)$ に沿う被検査体のX線吸収係数分布 $f(x, y)$ の積分値として式(1)のような関係にある。

$$H(\alpha, \beta) = \int f(x, y) dl \quad (1)$$

このようにして得られた投影データ $H(\alpha, \beta)$ をもとに断層像 $f(x, y)$ を再構成する方法として、フィルタードバックプロジェクション法<sup>(7),(8)</sup>が広く用いられており、その手順を図2に示す。すなわち、投影データにまず検出器物理特性を補正する種々の前処理演算を施したあと、逆投影によるばけを修正するためのフィルタレーションを行ない、そのあと逆投影(バック

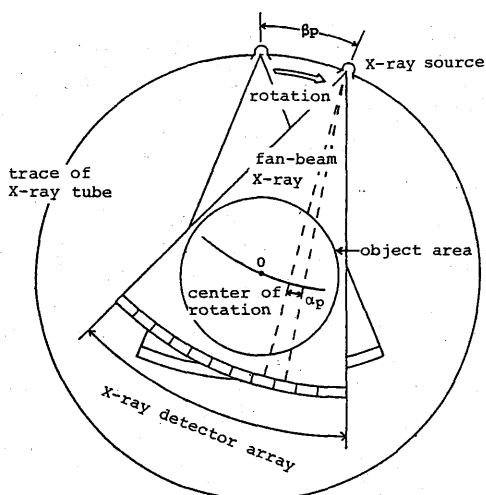


図1 ファンビームX線CTの計測方法  
Fig.1 Measuring geometry for fan-beam type CT-system.

プロジェクトン)演算を行うことによって断層像が得られる。

この再構成演算の過程で補間は最後の逆投影演算の際に必要となる。逆投影演算では、フィルタレーションされた投影データを直角座標系として構成された2次元メモリ空間上にファン状に累積加算を行う。この直角座標系と投影データの間を関係を図3に示す。CT像が再構成される直角座標は画素間隔 $p$ で量子化されており、この量子化された各座標点に投影データを埋め込むときにX線管とその座標点を結ぶ直線を検出器方向に延長し、検出器アレイと交わった点における投影データの値を埋め込む必要がある。しかし投影データは有限の間隔で並んだ検出器アレイによって計測されたものであるから、先に述べた埋め込みたい投影データの位置と標本点とは必ずしも一致せず、一般的には標本点の間になる。このため、計測によって得られている標本点での値から、補間によって所望の位置の値を推定する必要がある。

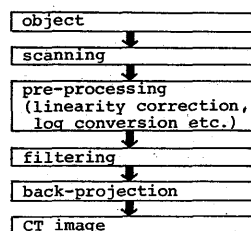


図2 フィルタードバックプロジェクション法の演算手順  
Fig.2 Reconstructing process of filtered back-projection method.

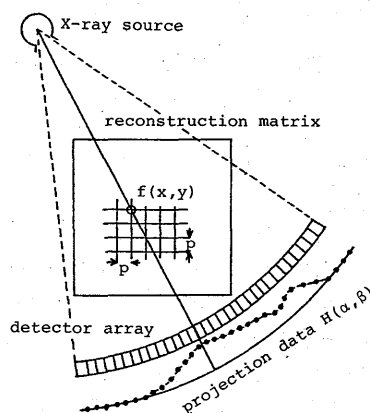


図3 再構成演算座標と投影データの関係  
Fig.3 The schematic diagram of fan-beam CT scanner and the reconstruction matrix.

補間には種々の方法が考えられるが、補間関数の形によって再構成画像の画質に差が生じ、補間関数の選択は極めて重要な事柄である。以下、本論文では、この補間関数の性質と、その再構成画像への影響について詳しく検討する。

### 3. 補間関数

一般的に等間隔の標本点  $i$  における値  $f(i)$  から、標本点以外の点  $x$  における値  $f(x)$  を求めるとき、その周りの  $2m$  個の標本点  $i$  ( $i=1-m, \dots, m$ ) における値  $f(i)$  の1次結合によって  $f(x)$  を近似する。すなわち

$$f(x) \approx \sum_{j=1-m}^m \varphi(j-\delta) f(i+j) \quad (2)$$

ここで

$$i = [x]$$

$$\delta = x - i = x - [x]$$

$[x]$  は  $x$  を越えない最大の整数

また  $\varphi$  は  $[-m, m]$  の区間で設定された補間関数であり、 $[-m, m]$  の区間内を  $2m$  個の区間に分割して、それぞれの区間で別個に多項式を作り、これらをなめらかにつないだ関数である。さらにこの補間関数  $\varphi(x)$  は、つぎの性質を満足するものとする。

1° 補間点  $x$  が標本点  $i$  と一致する時は標本点の値とする。すなわち

$$\left. \begin{aligned} \varphi(0) &= 1 \\ \varphi(-m) &= \varphi(1-m) = \dots = \varphi(-1) = \varphi(1) \\ &= \dots = \varphi(m) = 0 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

2° 区間  $[-m, m]$  で連続である。

3° 区間  $[j-1, j]$  ( $j=1-m, \dots, m$ ) では  $\varphi$  は  $j$  に対してそれぞれ別個の  $2m-1$  次の多項式である。

4°  $x=0$  に対して対称である。

5°  $x$  の小数部、すなわち式(2)のすべての  $\delta$  に対して恒常的に次式を満たす。

$$\sum_{j=1-m}^m \varphi(j-\delta) \equiv 1 \quad 0 \leq \delta < 1 \quad (4)$$

ここで1例として  $m=2$ 、すなわち近傍4点から補間値を得る場合について考える。上記1°から4°を満たす3次の補間関数  $\varphi$  は  $[-2, 2]$  の4つの区間それぞれに対して次式で与えられる。

$$\varphi(x) = \begin{cases} \varphi_{-1} = (1+x)(2+x)(c-dx) & -2 \leq x \leq -1 \\ \varphi_0 = (1+x)(1-ax+bx^2) & -1 \leq x \leq 0 \\ \varphi_1 = (1-x)(1+ax+bx^2) & 0 \leq x \leq 1 \end{cases}$$

$$\varphi_2 = (1-x)(2-x)(c+dx) \quad 1 \leq x \leq 2 \quad (5)$$

さらに5°の正規化条件より

$$2a + b = 2c + 3d \quad (6)$$

を得る。この関数はさまざまなものが考えられるが、より滑らかな補間関数として、次の2つの条件を更に付加する。

6°  $x=-1, 0, 1$  において微係数を連続とする。

すなわち

$$\varphi_1'(0) = 0 \quad (7)$$

$$\varphi_1'(1) = \varphi_2'(1) \quad (8)$$

7°  $x=-2, 2$  において微係数を零とし、補間

区間の外側と滑らかにつなげる。すなわち

$$\varphi_2'(2) = 0 \quad (9)$$

この式(7), (8), (9)と式(5)を用いるとそれぞれ

$$a = 1 \quad (10)$$

$$a + d = 1 + a + b \quad (11)$$

$$c + 2d = 0 \quad (12)$$

を得る。ここで式(6)および式(10), (11), (12)によって4つのパラメータ  $a, b, c, d$  について4つの条件が求められているが、互いに従属関係があり、これだけでは各々の値を決定できない。そこで補間関数を sinc 関数にできるだけ近づけることを考え、最後の条件として

$$\varphi_1'(1) = \text{sinc}'(1) \quad (13)$$

を与えると

$$a + b = 0 \quad (14)$$

が得られこれらを満足する補間関数として

$$\varphi(x) = \begin{cases} (1+x)(2+x)^2 & -2 \leq x \leq -1 \\ (1+x)(1-x-x^2) & -1 \leq x \leq 0 \\ (1-x)(1+x-x^2) & 0 \leq x \leq 1 \\ (1-x)(2-x)^2 & 1 \leq x \leq 2 \end{cases} \quad (15)$$

を得る。この式は K. W. Simon の3次スプラインとして、リモートセンシング画像のゆがみ修正のための補間関数に提案されている<sup>(5)</sup>。

次に近傍4点をすべて通過する3次多項式による補間、すなわちラグランジュ補間(Lagrange's interpolation)についてその補間関数を求めると

$$\varphi(x) = \begin{cases} \frac{1}{6}(1+x)(2+x)(3+x) & -2 \leq x \leq -1 \\ \frac{1}{2}(1-x)(1+x)(2+x) & -1 \leq x \leq 0 \\ \frac{1}{2}(2-x)(1-x)(1+x) & 0 \leq x \leq 1 \end{cases}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{6}(3-x)(2-x)(1-x) \quad 1 \leq x \leq 2 \\ \end{array} \right. \quad (16)$$

として与えられる。この補間関数は図4に示すように式(15)に比べ滑らかではなく、各接続点での微係数が不連続である。

さて、実際に囲りの標本点から補間を行う時、式(2)の代りに式(17)を用いた方が都合がよい。

$$f(x) \simeq \sum_{j=1-m}^m W_j(\delta) \cdot f(i+j) \quad (17)$$

すなわち、近傍2m個の標本値を用い、補間位置 $\delta$ によって示される2m個の重み $W_j$ の積和演算を行うことによって補間値 $f(x)$ を求める。式(17)を用いると先に示した3次スプラインを用いた補間(式(15))は式(18)で、またラグランジュ補間(式(16))は式(19)で表わされる。

$$\left. \begin{array}{l} W_{-1} = -\delta(1-\delta)^2 \\ W_0 = 1-\delta^2(2-\delta) \\ W_1 = 1-(1-\delta)^2(1+\delta) \\ W_2 = (\delta-1)\delta^2 \end{array} \right\} \quad (18)$$

$$\left. \begin{array}{l} W_{-1} = -\frac{1}{6}\delta(1-\delta)(2-\delta) \\ W_0 = \frac{1}{2}(1+\delta)(1-\delta)(2-\delta) \\ W_1 = \frac{1}{2}(1+\delta)\delta(2-\delta) \\ W_2 = -\frac{1}{6}\delta(1+\delta)(1-\delta) \end{array} \right\} \quad (19)$$

以上、 $m=2$ の場合について、補間関数の例を示したが、より高次の補間関数についても同様に考えることができ、ラグランジュ補間においてはその $m$ 位( $2m-1$ 次)の補間関数は式(20)で示される。

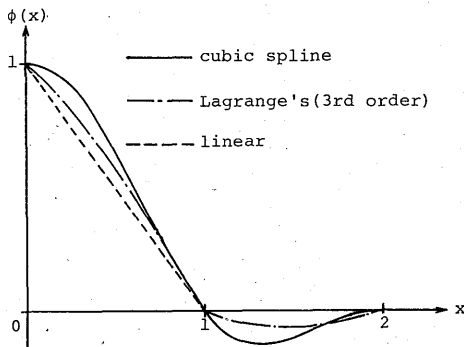


図4 補間関数  
Fig.4 Interpolating functions.

$$W_j(\delta) = \prod_{\substack{k=1-m \\ k \neq j}}^m \frac{\delta-k}{j-k} \quad (20)$$

式(20)で $m=1$ の場合は

$$\left. \begin{array}{l} W_0(\delta) = 1-\delta \\ W_1(\delta) = \delta \end{array} \right\} \quad (21)$$

と表わされ、両隣の標本点への距離に応じて直線的な重みをかける方法であり、特にリニア補間(linear interpolation)と呼ばれる。

また最も単純な最近接標本点の値を代入する方法(nearest neighbour substitution)は式(22)で示される。

$$\left. \begin{array}{l} W_0(\delta) = [1.5-\delta] \\ W_1(\delta) = [\delta+0.4\delta] \end{array} \right\} \quad (22)$$

このように補間関数はさまざまな $m$ に対して設定が可能であり、また同じ $m$ についても前に示した必要条件 $1^\circ$ から $5^\circ$ を満足すればよく、一般的に $m$ が大きくなるほど自由度が大きくなり、さらに多くの関数を考え得る。しかし式(17)から分かるように $m$ が大きくなると補間処理に必要な積和演算の回数が増大し、とくにデータ量が多い場合にはあまり大きな $m$ を用いることは現実的ではない。従って本論文では表1に示す6種類の補間関数を取り上げ、それぞれについて再構成画像に与える影響を検討した。

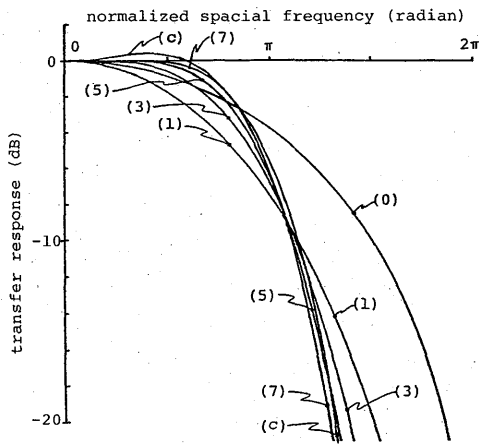
表1 補間関数の次数と補間演算に要する積和回数

	補間関数の次数	積和回数
最近接値代入	0	0
リニア補間	1	2
ラグランジュ補間3次	3	4
ラグランジュ補間5次	5	6
ラグランジュ補間7次	7	8
3次スプラインによる補間	3	4

#### 4. 補間関数の周波数伝達特性

まず補間関数の特性を評価するため、各関数の周波数伝達特性を求めた。これを図5に示す。図で、横軸の $\pi$ は原データの標本点間隔で決まるナイキスト周波数を示す。補間関数の周波数伝達特性としては、ナイキスト周波数以下はできるだけ様に伝達しナイキスト周波数以上はアーチファクトを発生させる成分であるためできるだけ伝達しないもの、つまり、シャープなカットオフ特性を持つものが望ましい。そのような意味から図5により次のようなことがいえる。

(1) ラグランジュ補間は高次になるに従い急峻なカ



(0) nearest neighbour substitution  
 (1) linear, (3) Lagrange's 3rd, (5) 5th  
 (7) 7th order, (c) cubic spline

図5 補間関数の周波数伝達特性

Fig.5 Transfer response of interpolating functions.

ットオフ特性をもち、また、ナイキスト周波数以内の伝達特性も改善される。

(2) 3次スプラインを用いた補間は積和回数が4回であるにもかかわらず、6回、8回を要するラグランジュ補間5次、7次に近い良好なカットオフ特性を持つが、ナイキスト周波数内伝達特性に画像強調成分がある。

(3) リニア補間はナイキスト周波数内伝達特性について最も劣り、補間による高域周波数成分の減衰が考えられる。

(4) 最近接値代入による補間はナイキスト周波数内伝達特性については比較的良いが、ナイキスト周波数以上のカットオフ特性については最も劣り、CT装置の画像再構成演算に用いた場合、補間によるアーチファクトの発生が懸念される。

### 5. 補間関数と再構成像の空間分解能

2.で述べた逆投影演算における投影データの補間について3.で示した6種類の補間関数を用い、式(7)によって補間を行い関数の違いが再構成像の空間分解能に与える影響について検討した。まず、図6に示すファントムを想定して計算機シミュレーションにより投影データを作成した。投影データは45度の広角ファンビームを用い、この角度範囲を576個の検出素子で計測を行うものとし、全周360度の角度範囲で720個の投影データを発生させた。図6のファントムはX線源

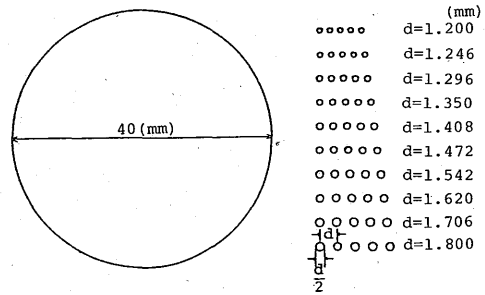


図6 空間分解能評価用ファントム

Fig.6 The chart used for calculating the simulated projection data to evaluate the characteristics of the interpolating functions in reconstructing process.

から600 mm離れた回転中心付近に置かれ、この回転中心部での検出素子間隔(サンプル間隔に相当)は約0.83 mmである。ファントムはCT値較正用の十分大きい40 mmの円と、分解能を評価するための10個の点像列からなり、最も大きい点像列は直径0.9 mm、最も小さい点像列は直径0.6 mmの共に吸収係数の等しい円で構成されている。

この投影データを用い補間関数を6通りに変えて画素間隔0.2 mmで再構成像を得た。このうち例として最近接値代入、および3次スプラインを用いた補間によって得られた再構成像を図7に示す。

最近接値代入による画像では、最上部の0.6 mm φの円まで分解しているのに対して3次スプラインによる画像では上から5番目付近の円までしか分解していない。これから空間分解能の面では最近接代入の方が優れていることがわかるが、よりくわしくこれらの関数を評価するために、各点像列の中央横ラインのプロフィールから点像の変調度を調べた。図8は図7から得られたプロフィールであり、右の方はほど間隔の小さな点像の応答である。

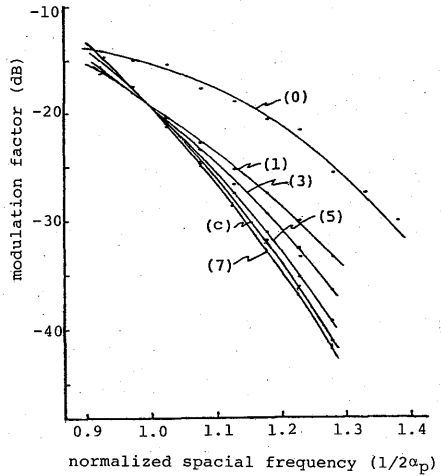
図9は点像の変調度を各補間関数ごとに求めて示したものである。横軸は、投影データサンプル間隔  $\alpha_p$  で決まるナイキスト周波数によって正規化した空間周波数で示してある。

この結果は、図5に示す補間関数の周波数伝達特性のナイキスト周波数付近の性質とかなり類似しており、補間関数の周波数伝達特性の違いがそのまま再構成像に忠実に反映された結果と考えられる。そして限界空間分解能という観点のみで判断すれば、最近接値代入による補間法が最も良い限界空間分解能を与え、順に

リニア補間, ラグランジュ補間3次, 5次, 3次スプライン式による補間, ラグランジュ補間7次とナイキスト周波数以上のカットオフ特性の劣るものほど良い限界空間分解能を与えていることがわかる。しかし, 一方では, 図5に示したように, 投影データのナイキスト周波数以下の周波数伝達特性では, ラグランジュ補間7次, 5次, 3次が良好で, そのあと最近接値代入, リニア補間という順になる。また3次スプラインによる補間は画像の周波数強調の効果があり, この効果を期待する場合には有効な補間関数である。したがって, 被検査体の注目領域の空間周波数成分と投影データのナイキスト周波数との関係に応じて補間関数を適当に選択する必要があるということがわかる。

図7では点像列のようすをよく観察できるように画像の濃度を設定して示したが, 図10は図6のファントムの再構成像を直径40mmのようすがよく分かるように画像の濃度を変えて示したものである。円の吸収係数は一様であるにもかかわらず, 最近接代入の再構成像では紋様のアーチファクトが発生しており, 必ずしも良好な画像とは言いがたい。このようなアーチファクトが実際のCT像に発生すると, 吸収係数のわずかな差を分離することが困難となる。6.ではこれら補間

により発生するアーチファクトについて, よりくわしく検討する。



(0) nearest neighbour substitution, (1) linear (3) Lagrange's 3rd, (5) 5th, (7) 7th order (c) cubic spline

図9 各補間関数ごとの点像変調度曲線

Fig.9 Relations between modulation factor of point image and normalized spatial freq. under various interpolating functions.

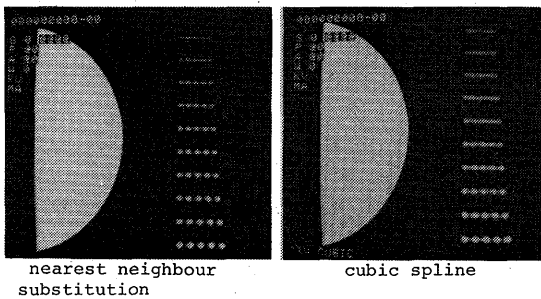


図7 空間分解能評価用ファントムの再構成像  
Fig.7 Reconstructed images of the phantom of Fig.6.

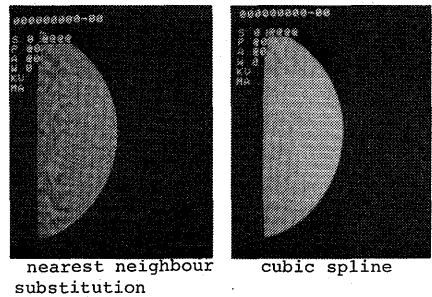


図10 図7に含まれるアーチファクト  
Fig.10 Artifacts appeared in the images of Fig.7.

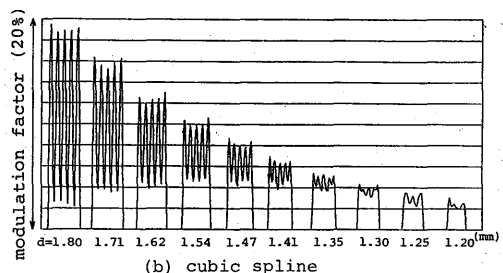
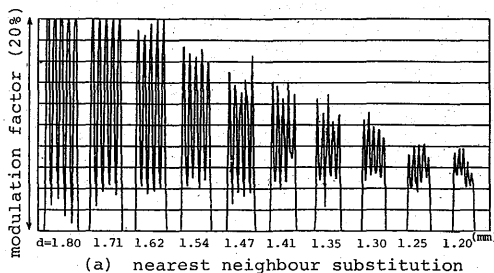


図8 図7の再構成像における各点像列中央横ラインのプロフィール  
Fig.8 The profile of the center line of each circle array on the reconstructed images of Fig.7.

### 6. 補間関数と再構成像のアーチファクト

補間による誤差は投影データが急激に変化する部分で発生しやすい。このような投影データの急激な変化は被検査体の高吸収物質の端部で発生する。このことを考慮して、補間によるアーチファクトを評価するため図11に示すファントムを設定した。ファントムは外径20 cmの円の中にCT値の異なる6種類の部分を有する。すなわちAREA1はCT値969で人体の骨に、AREA2はCT値108で石灰化部分、AREA3はCT値71で凝血血液に、AREA4はCT値62で軟部組織に、AREA5はCT値0で水に、AREA6はCT値-1000で空気にそれぞれ相当するように各AREAのX線吸収係数を定めた。アーチファクトはAREA1のように高いCT値をもち、また、高い空間周波数成分をもつ組織が存在すると、より発生しやすくなる。最近接値代入による補間を用いたときの再構成像とラグランジュ補間(3次)を用いたときの再構成像を図12に示す。このように、最近接値代入による補間の場合、投影データに高い空間周波数成分をもたらず投影方向に沿って強いアーチファクトが発生している。これに比べて、ラグランジュ補間3次の場合、アーチファクトの発生はかなり少ない。

このアーチファクトの大きさを定量的に評価するために次のような処理を行なった。すなわち、ファント

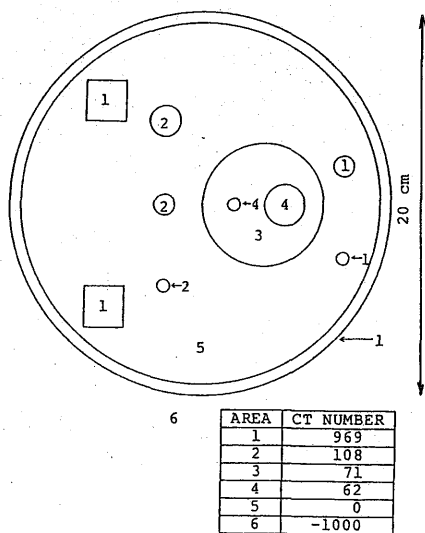


図11 アーチファクト評価用ファントム  
Fig.11 Phantom for evaluating the artifacts.

ムのチャートから直接発生させた画像を基準画像として、各再構成像とこの基準画像の差を誤差として求め、その誤差のAREA5(水相当部分)における標準偏差を求めた。その結果を表2に示す。これによるとラグランジュ補間は3次のとき最もアーチファクトが小さく、次数が増すにつれて、わずかではあるが増大した。これは、補間が高次になると、高いCT値をもちまた高い空間周波数成分をもつ組織の周囲で、補間された投影データに高次補間による振動成分が多くなるためであると考えられる。リニア補間は、ラグランジュ3次と同程度のアーチファクトで比較的小さく、また3次スプラインを用いた補間ではラグランジュ7次よりもアーチファクトが多くなった。これらに比べて、最近接値代入による補間の場合、図12に示す再構成像からも明らかなようにアーチファクトの量は最も多くなった。これらの結果は概して図5に示す補間関数の周波数伝達特性で、高域伝達係数が高いものほど、それだけアーチファクトも大きくなる傾向が見られ、補間関数で空間分解能を向上するとそれだけアーチファクトが増大することがわかる。

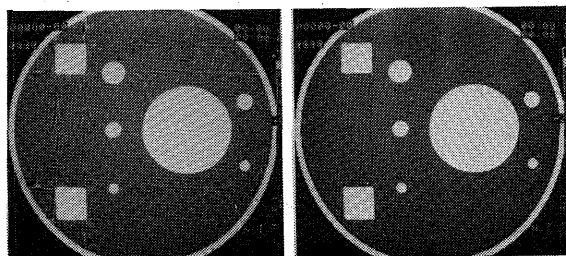
### 7. むすび

CT像の画質決定要因のうち、再構成演算において、投影データを補間する補間関数の特性が再構成像の空間分解能やアーチファクトに及ぼす影響について定量

表2 アーチファクトの大きさ

最近接値代入	リニア補間	ラグランジュ補間			3次スプラインによる補間
		3次	5次	7次	
5.77	1.79	1.76	1.80	1.84	2.00

(CT値)



(a) nearest neighbour substitution (b) Lagrange's 3rd substitution

図12 アーチファクト評価用ファントム(図11)の再構成像  
Fig.12 Reconstructed images of the phantom of Fig.11.

的に検討を行ない、考察を加えた。その結果、次のようなことが明らかとなった。

(1) 再構成演算に用いられるぼけ回復のフィルタ関数や、逆投影演算座標の画素間隔など他の再構成演算パラメータが同一のとき、投影データを補間する補間関数の周波数伝達特性は、そのまま、再構成像の空間分解能に反映される。

(2) 最近接値代入による補間は、最も良い限界空間分解能を与えたが、反面、アーチファクト量が他の場合に比べて2~3倍と多く、これによる画質劣化が著しい。

(3) リニア補間は、限界空間分解能やアーチファクト量については、ラグランジュ補間3次程度で良好であるが、ナイキスト周波数以下の周波数伝達特性が劣る。

(4) ラグランジュ補間は、次数が高くなるにつれて、投影データのナイキスト周波数以下の周波数伝達特性は改善されるが、ナイキスト周波数以上では高次になるほど伝達特性は劣化し、限界空間分解能が低下する。また次数が高くなるほど演算回数が増加するため、処理時間を含めて考慮するとCTシステムの再構成演算において、ラグランジュ補間は3次ないし5次程度が適当であり、あまり高次のものを用いても得られる効果は少ないと考えられる。

(5) 3次スプラインによる補間は、積和回数が4回と少ないわりには、ナイキスト周波数以上のカットオフ特性が良く、ラグランジュ補間5次、7次と同程度であるが、アーチファクト量はラグランジュ7次よりもやや多い。

このように、CT像再構成演算において、逆投影時に用いる補間関数の空間周波数伝達特性が再構成像の分解能やアーチファクトに影響を及ぼすことがわかった。これらの検討結果をもとにして、被検査体の注目領域の空間周波数成分に応じて適当に補間関数を選択することが、CT像の画質向上のために重要であることが明らかとなった。

#### 文 献

- (1) 岩田, 堀場, 山岸, 鈴木: "ファンビームCTにおけるデータ収集密度と画質の関係", 信学論(D), J67-D, 9, pp.997-1004 (昭59-09).
- (2) 山内, ほか: "電子計算機のための数値計算法Ⅲ", 培風館, pp.1-5 (1972).
- (3) S. D. コンテ, (吉沢訳): "電子計算機による数値解析と算法入門", ブレイン図書, pp.175-183, pp.214-221 (1980).
- (4) T. R. マッカーラ, (三浦, ほか訳): "計算機のための数値計算法概論", サイエンス社, pp.177-197 (1972).
- (5) K. W. Simon: "Digital Image Reconstruction and Resampling for Geometric Manipulation", SYMP. on Machine Processing of Remotely Sensed Data (June 3-5 1975).
- (6) H. S. Hou, et al.: "Cubic Splines for Image Interpolation and Digital Filtering", IEEE Trans., ASSP-26, 6, pp.508-517 (1978).
- (7) G. T. Herman, et al.: Comput. & Biol. Med., 6, pp.259-271 (1976).
- (8) R. V. Denton, et al.: "Direct Three-Dimensional Image Reconstruction From Divergent Rays", IEEE Trans., NS-26, pp.4695-4703 (1979).

(昭和59年8月31日受付, 11月12日再受付)