

論文

ファンビームCTにおける高分解能 アルゴリズム

正員 堀場 勇夫[†] 正員 岩田 彰^{††}
正員 鈴木 宣夫^{††} 非会員 矢仲 重信[†]

High Resolution Algorithm for Fan-Beam-CT System

Isao HORIBA[†], Akira IWATA^{††}, Nobuo SUZUMURA^{††}, *Members and*
Shigenobu YANAKA[†], *Nonmember*

あらまし X線CTは高い吸収係数分解能を有するが反面空間分解能の面では他のX線像よりも劣り、この空間分解能の向上が強く求められている。本論文では広角ファンビームを用いた第3世代CT装置で計測された投影データの周波数成分を理論的に解析し、投影データには検出器素子間隔で決まるナイキスト周波数以上の有効周波数成分が含まれていることを示した。次にこの有効信号成分を積極的に活用する新しいアルゴリズムを提案し、このアルゴリズムの有効性をファントムおよび人体での実験によって確認した。その結果新しいアルゴリズムでは検出器間隔で決まるナイキスト周波数のほぼ2倍の周波数までの分解が可能であることが示された。このアルゴリズムによれば検出器素子間隔を小さくすることなくCT像の空間分解能を向上させることができる。

1. ま え が き

X線CTの有効性が評価されるにつれてその臨床面での適用部位も当初の頭がい内診断から体幹部へと拡大され、更に最近では耳鼻領域や脊椎内診断のような非常に小さな組織病変を的確にとらえたいという要望も高まりつつある。このCT装置の空間分解能は基本的には投影データ取得の際に行なわれる空間的量子化、すなわちサンプリング間隔に依存し、分解能を向上させるにはサンプリング間隔を小さくすることが必要になる。しかし現在最も多く使用されかつ多くの長所を有する広角ファンビームを用いたいわゆる第3世代CT装置では、このサンプリング間隔は主に使用される検出器の素子間隔に依存し、素子間隔を狭くすることには製造技術的な限界がある。一方、第1世代及び第2世代のCT装置では、投影データの計測に用いるX線ビームが平行ビームであるため空間分解能を決めるメカニズムも単純であり、これらの装置ではそのサン

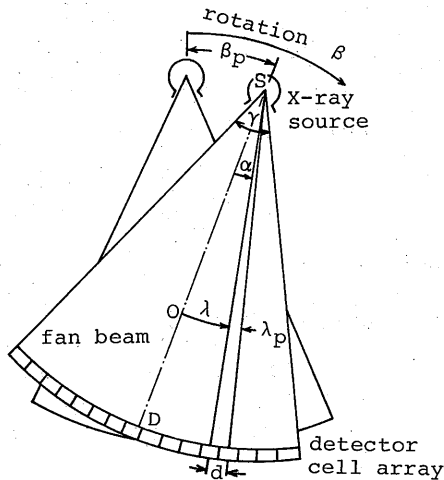
プリング位置を対向する投影データ間で互いに補間しあうような位置にして計測することによって効果的に分解能を向上させている。これに対してファンビームを用いるCTでは対向する補間データが必ずしも存在しないが、同様な方法が実験的には効果的に働き、エリアシングエラーによるアーチファクトが著しく軽減することが報告されている^{(1)~(3)}。しかし、空間分解能に関する基本的メカニズムは未だ完全には明らかにされていない。

本論文ではまず、ファンビームCTにおいてサンプリング機構と投影データの有する周波数成分との関係を理論的に解析し、第3世代CT装置で計測された投影データには検出器素子間隔で決まるナイキスト周波数の2倍の空間周波数情報が含まれていることを示す。次にこのナイキスト周波数より高い情報をCT像の上に有効に再現する新しいアルゴリズムを提案し、このアルゴリズムの効果をファントムを用いた実験により評価し、人体に適用した例も示す。

2. 投影データと空間分解能の関係

図1に、ここで検討するファンビームX線を用いた第3世代CT装置のスキー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

[†](株)日立メディコ研究開発センタ、柏市
Research & Development Center, Hitachi Medical Co.,
Kashiwa-shi, 277 Japan
^{††}名古屋工業大学工学部電気情報工学科、名古屋市
Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
Nagoya-shi, 466 Japan



S; Focus of X-ray source
O; Rotation center
D; Detector
 α ; Angular sampling position in the fan beam
 β ; Rotation angle
 β_p ; Angular sampling interval of rotation
 γ ; Width of fan beam
 λ ; Sampling position in the fan beam
 λ_p ; Sampling interval in the fan beam
 d ; Interval of detector cell array

図1 ファンビームCTの計測幾何学系
Fig. 1 Geometrical diagram of measurement on the fan beam CT system.

管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なう。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 β_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 α_p とする）で計測することによって多方向からの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線管角度位置 β と検出素子列位置 α を用いて $H(\alpha, \beta)$ と表わすことにすると、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)のように表わされる。

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

このように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、フィルタバックプロジェクション法⁽⁴⁾が広く用いられており、その方法を図2に示す。すなわち、投影データにまず検出器の感度、直線性などの物理特性を補正する

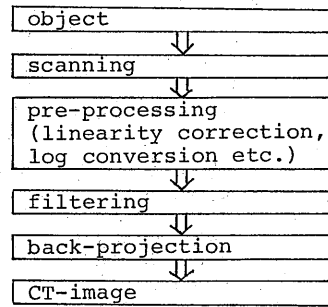


図2 フィルタ逆投影法における再構成演算の過程
Fig. 2 Reconstructing process of filtered back-projection method.

種々の前処理演算を行なう。次に逆投影によるぼけを修正するためのフィルタレションを行ない、そのあと逆投影（バックプロジェクション）演算を行なうことによって断層像を得る。こうして再構成された断層像の空間分解能は検出器開口 d (mm) で決まる周波数伝達関数 $D(f)$ とX線管焦点の大きさ s (mm) で決まる周波数伝達関数 $S(f)$ およびX線パルス照射中の線源移動に伴う運動ぼけ $T(f)$ の積として与えられるサンプル開口伝達特性 $A(f)$ に依存する⁽⁵⁾。すなわち

$$A(f) = D(f) \cdot S(f) \cdot T(f) \quad (2)$$

図1に示す計測幾何学系に対して、表1に具体的なCT装置の諸元の例を示した。第3世代CT装置用の検出器としては安定性および直線性に優れる多素子Xeガス電離箱が用いられる。図3にその構造を示す。各検出素子は信号電極を中心とし、高圧電極によって

表1 第3世代CTの計測幾何学系の諸元例

項 目	諸 元
スキャナ回転速度（1回転）	9 s
X線パルス幅	2 ms
X線源と回転中心間距離（ D ）	600 mm
X線源と検出器間距離	1000 mm
X線源の大きさ（焦点サイズ）	1.5 × 1.5 mm
ファン角度（ r ）	36.67 度
検出器素子数	512 個
検出素子間隔（ d ）	1.25 mm
検出素子方向サンプル間隔（ α_p ）	0.07162 度
回転中心におけるサンプル間隔（ λ_p ）	0.75 mm
投影数（1回転）	960 投影
角度方向サンプル間隔（ β_p ）	0.375 度
スライス厚さ	5/10 mm*

* 2種類選択

仕切られた室構造を形成しており検出器の開口 d はほぼサンプル間隔に一致する（実際には電極の厚みだけサンプル間隔は大きい）。この検出器の開口特性と

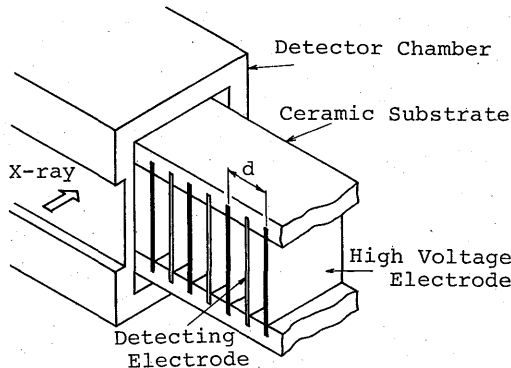


図3 Xeガス検出器の構造

Fig. 3 Schematic diagram of xenon detector. Each cell is partitioned by the high voltage electrode. The ionized xenon ions are collected by the middle plate in each cell.

周波数伝達特性を図4(a)および(d)に、又X線管焦点のX線強度分布とその周波数伝達特性を(b), (e)に示した。また線源移動に伴う運動ぼけは被検査体の場所に依存し、X線管と検出器の回転中心付近ではぼけはほとんどなく、周辺部ほど大きくなる。人体の頭部を計測中心に入れて計測を行なった時の頭がい付近でのこのぼけ関数と周波数伝達特性をそれぞれ図4(c), (f)に示した。サンプル開口伝達特性は式(2)によりこれらの積として図5に与えられる。図4と図5から実際のCT装置ではその計測幾何学条件からサンプル開口伝達特性はほぼ検出器の開口伝達特性で決定されていることがわかる。図4および図5で $f_N (= \frac{\omega_N}{2\pi})$ と示した周波数はサンプル間隔で決定される1つの角度位置における投影データのナイキスト周波数を示し、この1つの投影データの周波数成分はこのナイキスト周波数で制限される。

CT装置では360度の角度範囲にわたり投影データを数100回ないし1000回計測する。図6(a)は中心から離れた小さな物体を計測した時の状態を模式的に示したものである。物体を通過したX線は検出器前面

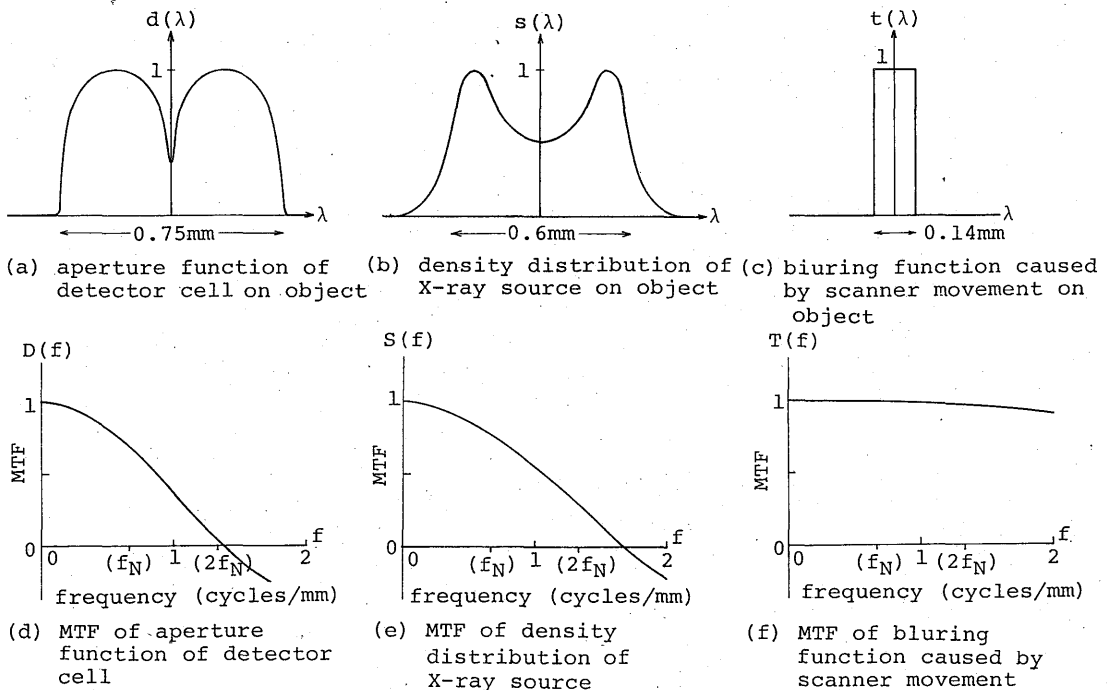


図4 CT像の分解能に影響を及ぼす因子とその伝達関数

Fig. 4 (a) aperture function of detector cell, (b) density distribution of X-ray source object, (c) blurring function caused by scanner movement on object and (d), (e), (f) their modulation transfer functions.

に投影像を形成する。この投影像を検出間隔 d で空間的に量子化を行なう。この量子化の位置を投影像の上に黒丸で示す。次に β_p だけわずかにずれた角度位置で再び投影データの計測を行なうと回転中心から離れた物体は検出器に対して相対的にずれ、物体の異なる場所での量子化がなされる。このように計測を行なって得られた投影データを(b)のように検出器位置 α と投影データ角度位置 β をそれぞれ横軸と縦軸とした座標(ラドン変換平面)上に並べて示した。中心から離れた

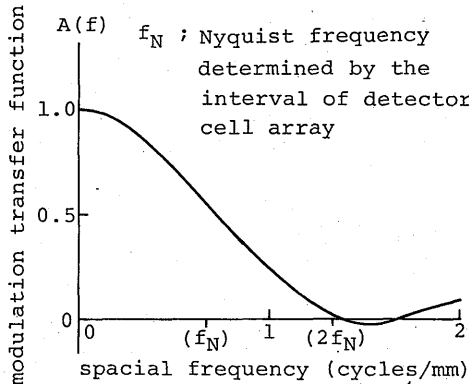


図5 サンプル開口の周波数伝達特性
Fig. 5 Modulation transfer function of sampling aperture.

位置に置かれた被検査体はこのラドン変換平面上で角度 β の回転に従い、順次その投影像の中心位置をずらせながら計測される。この投影像は検出器によって破線で示した場所でそれぞれ空間的な量子化がなされる。こうして得られた互いにわずかに角度をずらせて計測された投影データは逆投影演算によってその物体の存在していた座標点にその投影像のピークを合わせた状態で累積加算処理が行なわれる。このことは図6(b)において互いに角度の大きく隔たらない β の範囲での投影データのピークを合わせて合成された投影像に近似できる(正確には角度の異なる投影像は一致しないが説明のために角度による投影像があまり変化しない物体を想定した)。この合成された投影像の上に各投影像の量子化した位置を黒点で示すと、1つの投影データの量子化点よりも細かくなっている。このことは、実質的な量子化による限界空間周波数すなわちナイキスト周波数が、1つの投影データのナイキスト周波数よりも高くなっていることを示す。このように互いに隣接する複数投影データとサンプル点の位相ずれによるナイキスト周波数の向上効果はそもそも投影データ間の非独立性、すなわち1つの投影像とそれからわずかに角度が異なる投影データとの類似度が高いことに起因する。

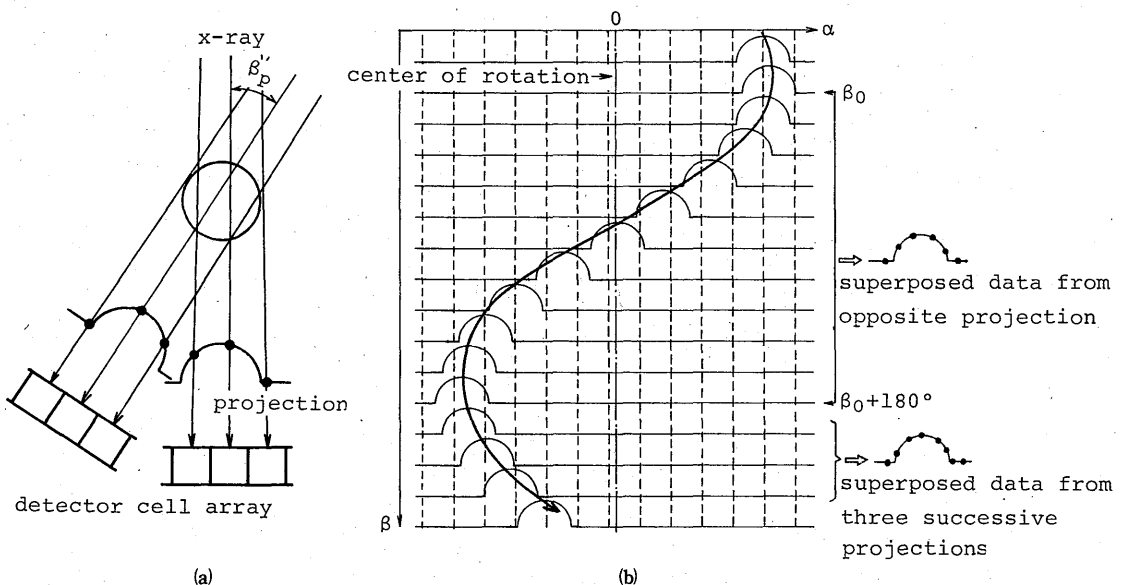


図6 投影データとサンプル位置との関係

Fig. 6 (a) configuration of the projection of a small object for two different rotation angles, (b) projection data on the Radon transform plane, superposed data from opposite projections and from three successive projections.

以上のナイキスト周波数向上の効果は投影ピーク点とサンプリング点のずれ、すなわちピーク点を結ぶ曲線と β 座標の傾斜によるため、ピーク点を結ぶ曲線と β 座標が並行する場合、および物体がX線管の回転中心上に置かれた場合はこの効果は発生しない。この場合については検出器サンプリング位置を1/4ピッチすることによってナイキスト周波数の向上が計られる。計測された投影データの非独立性のもう1つの要素は、その角度位置 β が互いに180度隔れた投影データ間にも存在する。すなわち物体がX線管の回転中心におかれた場合、および投影のピーク軌跡が β 座標と並行する場合は180度隔れた投影写影はX線管の回転中心に対して互に対称関係にある。従ってサンプリング位置を回転中心に対して1/4ピッチずらすことにより180度隔れた投影データのサンプリング位置は物体に対して逆位相の関係となり、実効的なナイキスト周波数は1つの投影データの2倍となる。

このようにファンビームCT装置によって360度の角度位置で計測された投影データは相互に関係があり、この関係を考慮に入れると全投影データのナイキスト周波数は実効的には1つの投影データの少なくとも2倍となり、CT像の空間分解能は図5に示す $2f_N$ までのサンプル開口伝達特性で決定される。

3. 高分解能化の手法

2.では第3世代CT装置で計測された投影データが1つの投影データのナイキスト周波数の2倍の周波数成分を有すると考えられることを説明した。ここではこの有効周波数成分を活用して、空間分解能の高いCT像を算出する再構成演算手法を示す。

フィルタドバックプロジェクション法では図2に示す再構成演算が行なわれる。この演算過程でフィルタレーション処理は通常各投影データごとに周波数強調を施す演算として実行される。すなわち投影データをフーリエ変換して、この周波数領域でフィルタ関数 $F(f)$ との積を求め、これを逆フーリエ変換する。この時用いられるフィルタ関数は所望の画質のCT像を得るべくさまざまなものが実際に用いられるが、基本的には式(3)に示すフィルタ関数である⁽⁴⁾。

$$F(f) = \frac{2f_N}{\pi} \sin\left(\frac{\pi f}{2f_N}\right) \frac{\sin\left(\frac{\pi f}{2f_N}\right)}{\frac{\pi f}{2f_N}} \quad (3)$$

ここで各々の投影データのナイキスト周波数は f_N で

あるから、このままでは f_N から $2f_N$ の周波数成分の制御をすることができない。この方法の1つとしてBrooksらは平行ビームCTについては対向データをはめこむ方法が述べられているが⁽³⁾、ファンビームCTでは対向データが必ずしも存在しないため、対向データを求めるためには複数の投影データ間にまたがるビーム間の補間処理によってデータを生成する必要がある、処理が非常に複雑になる。そこで $2f_N$ までの周波数を制御するために投影データのデータ数を拡大する方法を採用した。すなわち計測された投影データサンプリング位置の midpoint に対応するデータをまわりの投影データからの補間により発生させる。これにはさまざまな手法が考えられるが、補間による誤差の修正は次に施されるフィルタレーション処理に含めることができるので、ここでは最も単純な式(4)に示す算術平均によって補間すなわち拡張データを求めた。

$$\left. \begin{aligned} H'(2\lambda, \beta) &= H(\lambda, \beta) \\ H'(2\lambda-1, \beta) &= \frac{H(\lambda-1, \beta) + H(\lambda, \beta)}{2} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

ここで λ : 検出器番号 ($1, 2, \dots, \lambda_m$)

このように拡張された投影データを求め、みかけ上のナイキスト周波数を $2f_N$ にした後フィルタレーションを行なう。この時に用いるフィルタ関数は式(3)に示すフィルタも考えられるが、図5に示したサンプル開口伝達特性の高い周波数での落ち込みを回復し、投影データの有する情報をより有効に利用するため、更に図7に示す3種類のフィルタ関数を考えた。 F_0 は式(3)に

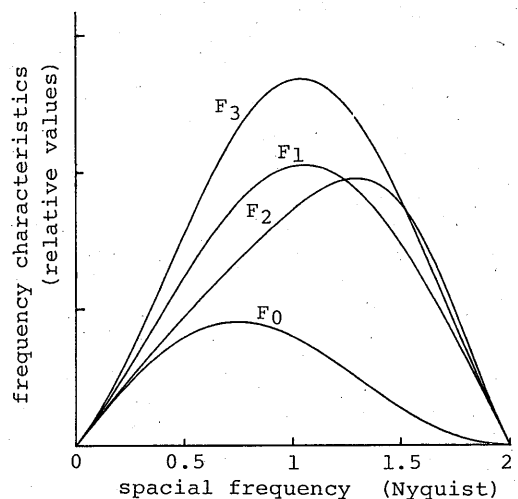


図7 フィルタ関数の周波数特性
Fig. 7 Frequency characteristics of filter functions.

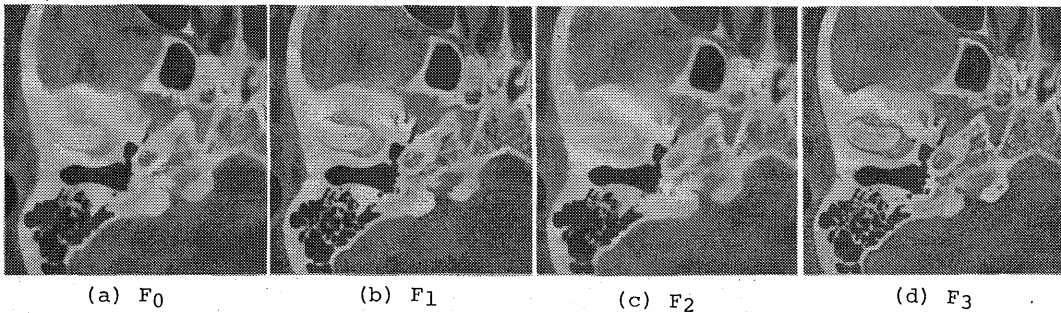


図8 図7のフィルタ関数を用いた再構成画像の例(耳付近)
Fig. 8 Reconstructed images using various filter functions shown in Fig. 7.

示すフィルタ関数であり、 F_1 , F_3 はナイキスト周波数近傍を、 F_2 はより高い周波数である3/2ナイキスト周波数近傍を強調したものである。

次にこれらのフィルタ関数による画質の差を実際の人体データを用いて実験的に検討した。更に本手法の分解能向上の効果をファントムによっても確認し、この方法での人体の再構成像の例をいくつか示す。

4. 実験結果

本論文で検討した3つのフィルタ関数によって得られたCT像の例として人体耳部の再構成像を図8に示す。これら4つのCT像は同一臨床データから再構成したもので(a)は従来から行なわれてきたアルゴリズムによる画像であり、(b), (c), (d)はそれぞれ F_1 , F_2 , F_3 のフィルタ関数を用いて得られた高分解能像である。新しいアルゴリズムによって再構成された画像は従来の再構成法に比べよりシャープなCT像が得られてい

るが、 F_2 のようにあまり高い周波数成分を強調したものは雑音の増加のわりには分解能向上の効果が小さく、 F_3 のようにナイキスト周波数付近をかなり大きく強調した画像の方がより良好な結果を得た。これらは図5に示すように、投影データに含まれる周波数成分が高い周波数では減衰が著しく、信号対雑音の比が小さいためと考えられる。

次にここで提示したアルゴリズムの分解能をファントムを用いた実験によって確認した。図9は評価に用いたファントムを示したものである。ファントムは水に近い吸収係数を有する直径16 cmのプラスチックで構成され、その中央付近に一辺が0.4 mmから1.7 mmの四角形の穴を有しており、穴の中の空気とプラスチックの高コントラスト分解能を評価するためのものである。それぞれの空間周波数は最も小さいものから順に1.25 サイクル/mm, 1 サイクル/mm, 0.83 サイクル/mm, 0.67 サイクル/mm, 0.5 サイクル/mm, 0.4 サイクル/mm, 0.33 サイクル/mm, 0.29 サイクル/mmに対応する。このファントムを表3に示した諸元をもつCT装置でスライス厚さ5 mm, 投影数960で計測を行ない、フィルタドバックプロジェクション法で再構成したCT像を図10に示す。図で(a)は画素間隔を0.75 mmで再構成した画像であり、この画素間隔は1つの投影データのファントム上でのナイキスト周波数 f_N と一致している。(b)および(c)はそれぞれ画素間隔が0.1875 mmとなるように投影データの補間によって拡大再構成した画像であり、(b)は従来アルゴリズム、(c)はフィルタ関数 F_3 を用いて新しいアルゴリズムで再構成したCT像である。図から(c)では四角の穴がより正確に表現されており、また限界解像度についても(b)では0.75 mmの穴までしか分解されていないが、(c)

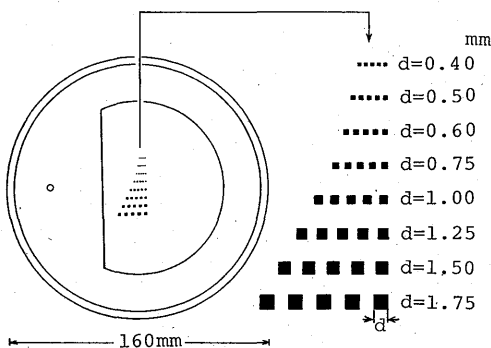


図9 空間分解能を評価するために用いたファントム
Fig. 9 Schematic diagram for evaluating the spacial frequency resolution.

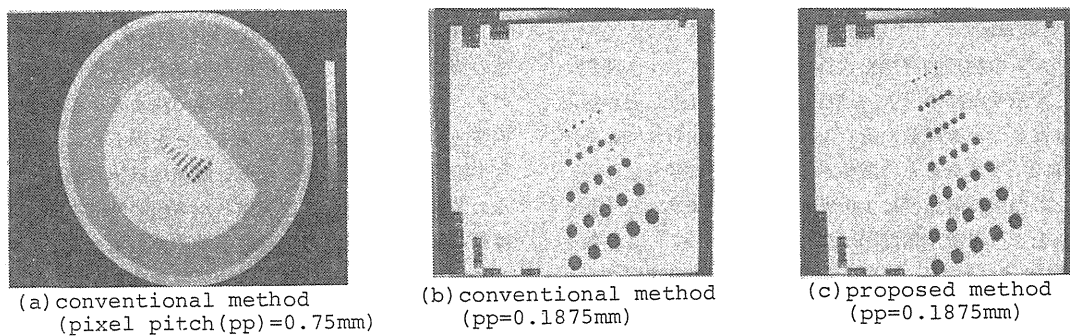


図 10 空間分解能の評価に用いた再構成像 (図 9 の CT 像)
Fig. 10 Reconstructed images for evaluating the spacial resolution.

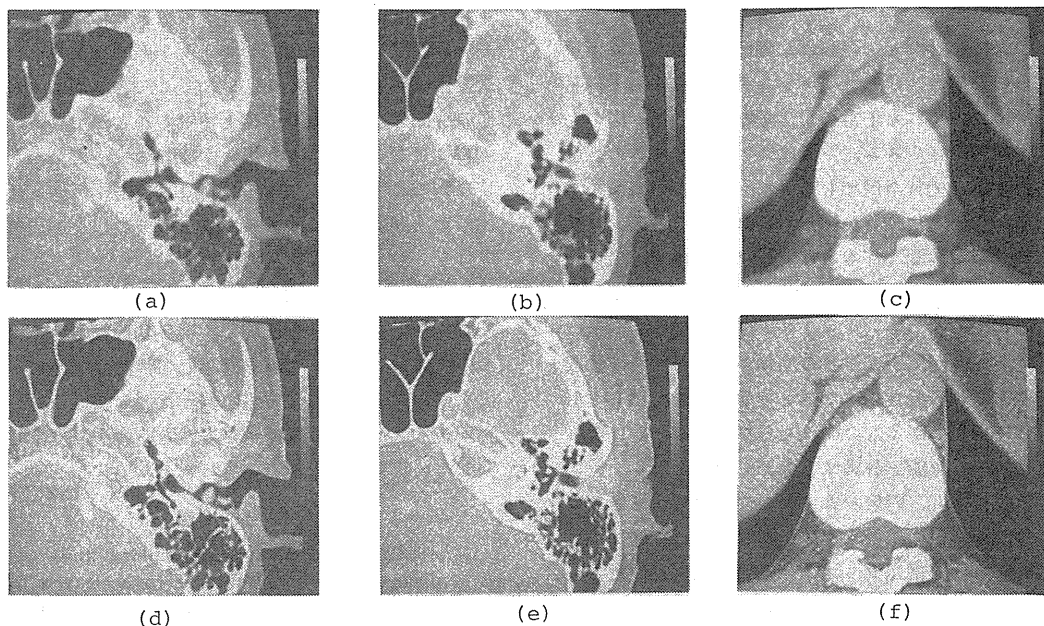


図 11 再構成画像の例, (a), (b), (c)従来再構成法; (d), (e), (f)提案した手法による再構成画像;
(a), (b), (d), (e)耳鼻領域; (c), (f)脊椎付近の拡大像

Fig. 11 Examples of reconstucted images; (a), (b), (c) conventional and (d), (e), (f) proposed method; (a), (b), (d), (e) otolaryngological and (c), (f) spinal region.

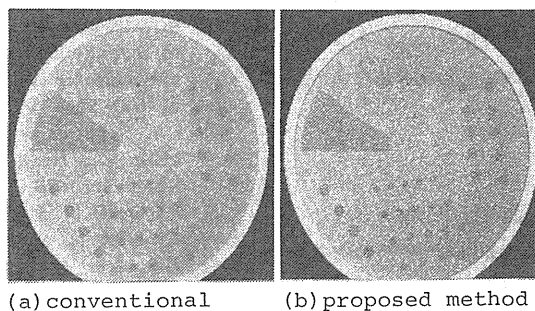


図 12 低い吸収係数差 (0.5%) を評価するファントムの再構成画像,
(a)従来再構成法, (b)提案した再構成法による CT 像

Fig. 12 Reconstructed images for evaluating the low contrast resolution.

では0.5mmの穴まで分解されている。図では本アルゴリズムの物理的評価を人体適用と同一フィルタ関数として示すために、 F_0 を用いた結果を示した。限界解像度はフィルタ関数に依存しないことが知られており、 F_0 によっても雑音との関係から限界解像度に变りない。またこの限界解像度は1.0サイクル/mmであり、予想されたように検出器間隔で決まるナイキスト周波数0.67サイクル/mmのはぼ2倍近い分解能が達成されており、投影データが検出器素子間隔で決定されるナイキスト周波数以上の周波数成分をもち、この周波数成分を有効に利用して空間分解能を向上させることが証明された。

次に人体を計測して得られた画像例を図11に示す。これらのCT像は研究者のボランティアによって得られたものでいずれも正常のCT像と思われる。図の上段は従来アルゴリズム、下段は新アルゴリズムの画像例であり、いずれの例でも新アルゴリズムの画像の方がよりシャープな画質が得られており、このアルゴリズムの効果が確認される。なお、画像例はすべて同一投影データからアルゴリズムのみを変えて再構成した。

このように新しいアルゴリズムは空間分解能向上に有効であったが、一方雑音の増加がありわずかな吸収係数差すなわち低コントラスト分解能の面では必ずしも十分に満足し得るものにはならない。図12は低コントラスト分解能を評価するために用いたファントムのCT像であり、円形パターンの周辺に対する吸収係数差は水と空気の差の0.5%である。(a)は従来アルゴリズム、(b)は新アルゴリズムの画像であるが、こうした比較的低コントラストの分解を必要とする場合には新しいアルゴリズムの適用は効果がない。これはCTの低コントラスト分解能が計測データSNに依存するためであり、このコントラストの分解能のメカニズムについては別報告に譲る⁽⁶⁾。このように新しいアルゴリズムは耳鼻領域や眼、脊椎など比較的高いコントラストの微小病変を観察したい時に有効な方法であることがわかった。

5. む す び

広角ファンビームを用いて計測を行なう第3世代CT装置で得られる投影データに含まれる空間周波数の情報を解析し、CT像の限界周波数との関係を理論的に、又実例によって検討した。投影データには2つの非独立性の要素すなわち近傍投影データの類似性およ

び180度隔てた投影データの対称性があり、この非独立性の要素とサンプリング位相の関係から全投影データのナイキスト周波数は検出器間隔で決まるナイキスト周波数の少なくとも2倍であることを示した。したがって第3世代CT装置の空間分解能は検出器開口、焦点のX線強度分布およびX線パルス幅の時間中の回転運動ばけのそれぞれの周波数伝達特性の積で与えられるサンプル開口伝達特性のみで制限されることが明らかとなった。

次に投影データのもつ有効周波数情報を効果的に引き出す新しい再構成アルゴリズムを提案した。このアルゴリズムは基本的にはデータの数を2倍に拡大し、高い周波数を強調するフィルタリング処理を施した後逆投影演算を行なうものであって、この方法によりCT像の空間分解能を著しく向上させることができる。又このことをファントムを用いた実験により確かめた。すなわちCT装置によって計測された投影データは検出器素子間隔で決まるナイキスト周波数以上の周波数成分をもち、この周波数成分を有効に利用することによって空間分解能を向上させることができることが証明された。また人体を計測して得られた投影データにこの新しいアルゴリズムを適用して得たCT像を示し、従来アルゴリズムによる画像例と比較した。新しいアルゴリズムは特に吸収係数差の大きい微小病変部を観察したい時に有効であると思われる。

文 献

- (1) G. Schwierz, et al.: "Sampling and Discretization Problems in X-Ray-CT", Lecture Notes in Medical Informatics, 8, Springer-Verlag, pp.292-309 (1981).
- (2) T.M. Peters, et al.: "Computed Tomography with Fan Beam Geometry", J. of Computer Assisted Tomography, 1, 4, pp. 429-436 (1977).
- (3) R.A. Brooks, et al.: "Aliasing: A Source of Streaks in Computed Tomograms", J. of Computer Assisted Tomography, 3, 4, pp. 511-518 (1979).
- (4) L.A. Sepp, et al.: "The Fourier Reconstruction of a Head Section", IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-21, pp. 21-43 (1974).
- (5) 朝日奈清敬: "全身用CTの画質向上", 東芝レビュー, 35, 10, pp. 883-888 (1980).
- (6) 堀場, 岩田, 鈴村: "CT装置における雑音のコントラスト分解能に及ぼす影響", 信学論(C), J68-C, 6, pp. 482-489 (昭60-06).

(昭和59年10月4日受付, 60年2月22日再受付)