

逆フィルタ法によるコーンビーム X 線 CT 像再構成法

正 員 松尾 啓志[†] 正 員 岩田 彰[†]
 正 員 堀場 勇夫^{††} 正 員 鈴木 宣夫[†]

Reconstruction Algorithm for Cone Beam X-Ray CT Using Inverse Filtering

Hiroshi MATSUO[†], Akira IWATA[†], Isao HORIBA^{††} and Nobuo SUZUMURA[†],
 Members

あらまし コーンビーム X 線源と 2 次元検出器を被検査体間に対向して配置し、双方を 1 回転して計測した投影データから、逆フィルタの手法を用いて被検査体の 3 次元的な吸収係数の分布を再構成する方法を提案する。これらは不完全投影データからの再構成問題となるが、本論文では、投影像をそのまま投影軌跡に沿って逆投影することにより算出した単純逆投影像に、逆フィルタの手法を適用し、被検査体の 3 次元的な吸収係数分布像を求める手法を示す。本来、設定した計測幾何学系では、インパルス応答が空間依存となるため逆フィルタ処理を行うことができない。そこで不均一サンプリング座標系を設定し、インパルス応答を空間不変に変換した。また逆フィルタ関数は、インパルス応答の回転軸に対する対称性を利用し、Hankel 変換により導出した。更に逆フィルタ処理を安定化させるために、投影像の不完全性の周波数空間での場所依存性を考慮した窓関数を用いた。最後に本再構成方法の有効性を計算機シミュレーションによって確認した。

1. ま え が き

X 線コンピュータ断層撮影装置 (X 線 CT) は、体内組織を X 線吸収係数の分布像として定量的に観察できるため広く普及した。しかし現在実用されている X 線 CT は、人体の 2 次元的な断層像のみしか得ることはできない。そのため骨格、臓器や、疾患部の形状を 3 次元的に観察したい場合、2 次元 CT により複数回の計測を行い、計算機内で補間処理を行って 3 次元像を得る手法が用いられている (スライスバイスライス法)。しかしこの方法は長い計測時間が必要となり、患者の負担が増えると共に、その間の患者の動きによる各断層像間のずれが発生しやすく実用上多くの問題点をもっている。

そこで、円すい状に広がったコーンビーム X 線およ

び 2 次元検出器を用いて計測し、得られた 2 次元投影像から被検査体の 3 次元的な吸収係数分布を再構成する手法が提案されている。

3 次元再構成の定式化は Denton, 井宮らによって示された⁽¹⁾⁽²⁾。しかしこれらは、被検査体のすべての方向から 2 次元投影像を得ることを前提とした、いわゆる完全投影像からの再構成であり、人体への適用は現実的ではない。

更に被検査体を完全には再構成できないが、現実的な計測方法として、コーンビーム X 線源と 2 次元検出器を適当な軸の回りで 1 回転して計測された投影像を用い、再構成するアルゴリズムが提案されている。Robb らはこの計測方法で高速 3 次元 CT を開発した⁽³⁾。しかし再構成アルゴリズムとしては、コーンビーム X 線を X 線管回転軸に垂直に入射する複数のファンビーム X 線源と近似し、2 次元再構成のアルゴリズムを使用した。そのため回転軸に対して斜めに入射するコーンビームの部分では計測幾何学系と再構成座標系とのずれが大きくなり十分な画質を得ることが困難であり、再構成可能な領域が比較的狭いコーンビーム中心部に限ら

[†] 名古屋工業大学電気情報工学科, 名古屋市
 Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
 Nagoya-shi, 466 Japan

^{††} 名城大学理工学部電気電子工学科, 名古屋市
 Faculty of Science and Technology, Meiji University, Nagoya-shi,
 468 Japan

れていた。また Altschuler らは ART 法を用いた 3 次元再構成法を提案した⁽⁴⁾。しかし ART 法は再構成結果の収束性、一意性に問題がある。また筆者らは空間依存のぼけ回復フィルタを用いたフィルタ補正逆投影法を提案した⁽⁵⁾。この方式は再構成結果の定量性に優れ、かつアーチファクトの少ない像を得ることができる。しかし X 線管の回転平面から離れた領域で、回転軸方向の空間分解能が低下する問題が存在した。

これに対し本論文では、逆フィルタの手法を用いた再構成方法を提案する。本方法は投影像をそのまま逆投影することにより算出した単純逆投影像に、逆フィルタの手法を適用した再構成手法であり、本来空間依存である単純逆投影像のインパルス応答を、空間不変に変換するために不均一座標系を導入したことを特徴とする方法である。

本論文ではまず再構成に用いる逆フィルタの導出方法について述べた後、計算機シミュレーションによって本再構成方法の評価を行った結果について報告する。

2. 再構成方法

2.1 1 回転コーンビームスキャン方式

図 1 に、本論文において投影像を得る際に前提とした被検査体の計測方法を示す。被検査体領域を覆うコーンビーム X 線源とそれに対向する 2 次元検出器が一体となって被検査体の回りを 1 回転する。その間に一定間隔ごとに X 線をばく射し、被検査体を通過した X 線を 2 次元検出器で計測する(以下この計測方法を一回転コーンビームスキャン方式とする)。なお計測空間および再構成空間を X 線管回転軸(以下回転軸)を z 軸とする直角座標系で表現し、計測空間の原点は X 線

源が描く回転平面と、回転軸の交点とする。回転中心から X 線源までの距離を R 、X 線源の角度位置を θ とする。更に 2 次元検出器上の投影平面において、回転軸に垂直な方向を u 軸、平行な方向を v 軸、投影平面における原点は X 線源と計測空間の原点を結ぶ直線と投影平面の交点とする。コーンビーム X 線の軌跡を X 線源から各検出器へ向かう線分 $l(\theta, u, v)$ で表す。また u 軸方向、 v 軸方向へのコーンビーム X 線の最大開き角を、 θ_{\max} とする。2 次元投影像 p は被検査体の 3 次元の吸収係数分布 $f(x, y, z)$ (以下原画像 f) の l 上の線積分として式(1)により得られる。

$$p(\theta, u, v) = \int f(x, y, z) dl = P_{ro}[f] \quad (1)$$

2 次元投影像 p を投影軌跡 l に沿って逆投影を行った結果を単純逆投影像 f' とする。

$$f'(x, y, z) = \int p(\theta, u, v) d\theta = B_p[p] \quad (2)$$

また被検査体として (x_a, y_a, z_a) で示す任意の点 a にインパルス $\delta(x-x_a, y-y_a, z-z_a)$ を設定し、投影および単純逆投影を行った結果を点源のインパルス応答 h_a と定義し、式(3)で表す。

$$h_a(x, y, z) = B_p[P_{ro}[\delta(x-x_a, y-y_a, z-z_a)]] \quad (3)$$

2.2 逆フィルタ法

原画像 $f(x, y, z)$ 、単純逆投影像 $f'(x, y, z)$ 、インパルス応答 $h_a(x, y, z)$ の 3 次元フーリエ変換をおのの $F(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 、 $F'(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 、 $H_a(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ とする。インパルス応答 h_a がインパルスの位置によって変わらない場合、つまり空間不変のインパルス応答をもつ場合、式(4)の関係が成立する。

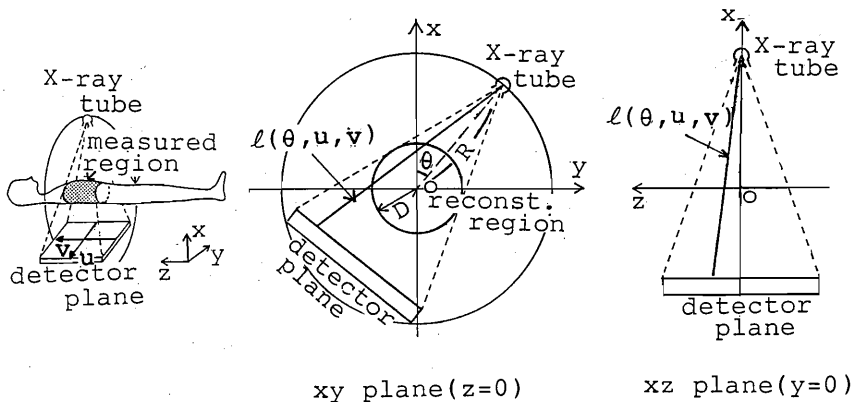


図 1 投影データの計測方法

Fig. 1 Measuring geometry for single cone-beam scan type CT-system.

$$F'(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = F(\omega_x, \omega_y, \omega_z)H_a(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (4)$$

従ってインパルス応答 h_a が既知の場合、原画像 f は単純逆投影像 f' から式(5)に示す逆フィルタ法を用いることにより再構成可能である。

$$f(x, y, z) = F^{-1}[F'(\omega_x, \omega_y, \omega_z)/H_a(\omega_x, \omega_y, \omega_z)] \quad (5)$$

F^{-1} : 逆フーリエ変換

しかし逆フィルタ法を、1回転コーンビームスキャン方式によって得られる単純逆投影像 f' に適用するには以下の二つの問題点が存在する。

- (a) インパルス応答の空間依存性
- (b) 逆フィルタの安定性

本論文では、問題点(a)に対して、インパルス応答を空間不変に変換するために、2.3で述べる不均一な座標を導入する。更に問題点(b)に対しては2.5において、1回転コーンビームスキャン方式による投影の不完全性について示した後、逆フィルタを安定に保つための補正方法について述べる。

2.3 不均一座標の導入

逆フィルタ法による再構成は、インパルス応答の空間不変性が前提である。そこでまず、1回転コーンビームスキャン方式におけるインパルス応答について考える。被検査体として点 $a(x_a, y_a, z_a)$ にインパルスを設定し、位置 $(R\cos\theta, R\sin\theta, 0)$ にある X 線源から投影を行う場合、インパルスの投影軌跡、および逆投影軌跡は共に式(6)となる。

$$\frac{x-x_a}{R\cos\theta-x_a} = \frac{y-y_a}{R\sin\theta-y_a} = \frac{z-z_a}{-z_a} \quad (6)$$

但し $z_a \neq 0$

点 (x_a, y_a, z_a) にあるインパルスを z 軸を中心として全周にわたって逆投影した結果、インパルスのぼけが平面 $z=z_b$ に混入するパターン $h_a(x, y, z_b)$ は、式(6)より

$$h_a(x, y, z_b) = \int \delta \left(\frac{(z_a - z_b)(R\cos\theta - x_a)}{z_a} + x_a - x, \frac{(z_a - z_b)(R\sin\theta - y_a)}{z_a} + y_a - y \right) d\theta \quad (7)$$

式(7)で示すぼけ応答は、設定したインパルスと平面 z_b の距離だけでなく、インパルスの位置 z_a に対しても依存するため、逆フィルタ法により原画像 f を再構成することはできない。

本論文では近似的に z 軸上にインパルスがある場合の応答だけを考える。すると式(7)は以下のように変形できる。

$$h_a(x, y, z_b) = \int \delta \left(\frac{(z_a - z_b)R\cos\theta}{z_a} - x, \frac{(z_a - z_b)R\sin\theta}{z_a} - y \right) d\theta \quad (8)$$

更に z を(9)に示す式により ν に変数変換する。

$$z = ae^{\beta\nu} \quad (9)$$

α, β : ひずみ座標系を規定する正の定数項
従って $z=z_a$ に存在するインパルスの3次元空間 (x, y, ν) 上の平面 $\nu=\nu_b$ におけるぼけは、式(8), (9)より

$$h_a(x, y, \nu_b) = \int \delta(DR\cos\theta - x, DR\sin\theta - y) d\theta \quad (10)$$

但し $D = 1 - e^{\beta\Delta\nu}$

$$\Delta\nu = \nu_b - \nu_a$$

従って式(9)に示す変数変換を行うことにより、式(10)で示すぼけの混入パターンは式(8)とは異なり、平面間の距離 $\Delta\nu$ だけの関数となる。つまり、インパルス応答が空間不変となる。以後この変数変換を行ったインパルス応答を $h_u(x, y, \nu)$ 、単純逆投影像を $f_u'(x, y, \nu)$ 、逆フィルタによる再構成結果を $f_u(x, y, \nu)$ と表現する。従って式(5)は式(11)となる。

$$f_u(x, y, \nu) = F^{-1}[F_u'(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)/H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)] \quad (11)$$

但し $F_u' = F[f_u']$, $H_u = F[h_u]$

式(9)で示す座標変換は、離散系においては z 軸方向の不等間隔サンプリングで実現でき、 z 軸方向のサンプリング間隔は式(12)で定義できる。

$$d\nu = \frac{dz}{\beta z} \quad (12)$$

つまり z が大きくなるに比例して z 軸上でのサンプリング間隔が増大する不等間隔サンプリングとなる。この不均一座標では、 $z=0$ 近傍におけるサンプリング間隔が非常に密となり、更に $z=0$ ではサンプリング間隔が不定になる。つまり本座標変換では $z=0$ 平面の再構成は不可能であり、またその近傍を再構成するためには非常に多くのサンプリング点を必要とするため現実的ではない。しかし本来この領域は従来までのアルゴリズム^{(3),(5)}を用いることにより完全な3次元再構成が可能である。図2に z 軸上の適当な2点にインパルスを設定した場合のインパルス応答の軌跡を示す。図2(a)は等間隔サンプリングされた場合、(b)は本論文で提

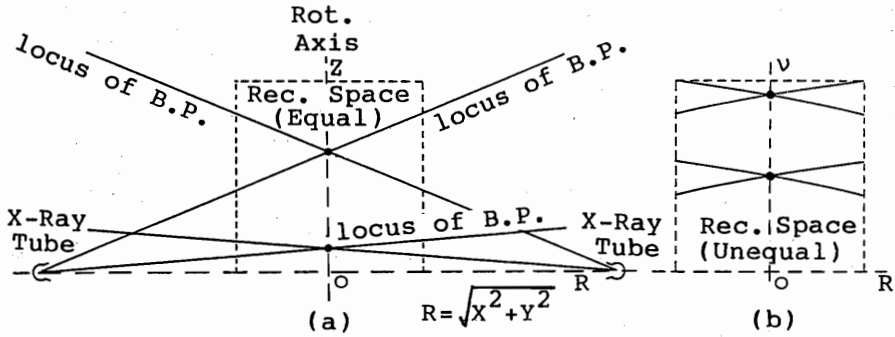


図2 投影および逆投影軌跡
(a) 等間隔ピッチでサンプルした場合
(b) 提案ピッチでサンプルした場合

Fig. 2 Locus of back projection on equal pitch and unequal pitch 3D space.
(a) equal pitch sampling
(b) proposed unequal pitch sampling

案した不等間隔サンプリングを行った場合である。(a)に示す等間隔サンプリング結果は設定したインパルスの位置によりインパルス応答が異なる。しかし(b)に示す不等間隔サンプリングの場合はインパルス応答は、インパルスの位置に依存しないことがわかる。従って単純逆投影像から逆フィルタの手法を用い、被検査体を再構成することが可能となる。

2.4 逆フィルタの算出

2.3において不均一なサンプリングを行うことにより1回転コーンビームスキャン方式におけるインパルス応答が空間不変になることを示した。従って式(11)を用いることにより単純投影像から被検査体を再構成することが可能である。その際必要となる逆フィルタ関数 $1/H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ は、計算機により算出した離散的なインパルス応答 h_u から数値解析によって直接算出することは可能である。しかし一般に式(10)で算出した h_a (すなわち $h_u(x, y, \nu)$) は設定したインパルスの位置と各座標点との距離の逆数で示される変調を受けるため⁽⁶⁾、インパルスの存在する位置で発散する。そのため離散的なフーリエ変換で正確に $H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ を算出することは困難である。

そこで本論文ではインパルス応答の回転軸に対する対称性を利用し、Hankel変換を用いて逆フィルタ関数を算出する。まず再構成空間を (x, y, ν) で示す直角座標系から、式(13)を用い (r, θ, ν) で示す円筒座標系に変換する。

$$x = r \cos \theta, \quad y = r \sin \theta, \quad r^2 = x^2 + y^2,$$

$$\tan \theta = \frac{y}{x} \tag{13}$$

円筒座標系におけるインパルス応答のフーリエ変換は式(14)となる。

$$H_u(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\nu) = \iiint h_u(r, \theta, \nu) \cdot e^{-j\omega_r r \cos(\theta - \omega_\theta) + \omega_\nu \nu} r dr d\theta d\nu \tag{14}$$

インパルス応答は θ に対して回転対称であるので式(14)はHankel変換となる⁽⁷⁾。

$$H_u(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\nu) = 2\pi \iint h_u(r, \nu) J_0(\omega_r r) e^{-j\omega_\nu \nu} r dr d\nu \tag{15}$$

更に式(15)の積分の順序を変更すると

$$H_u(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\nu) = 2\pi \int \left[\int h_u(r, \nu) e^{-j\omega_\nu \nu} d\nu \right] r J_0(\omega_r r) dr \tag{16}$$

式(16)の内側の積分は ν に対するフーリエ変換である。つまりインパルス応答を ν に対してフーリエ変換した後、 $r J_0(\omega_r r)$ を乗じ r で積分することにより $H_u(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\nu)$ を算出できる。更に直交座標系に戻すことによりインパルス応答のフーリエ変換 $H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ を得る。なおHankel変換を用いる本方法では、インパルスの存在する位置でのインパルス応答は発散しないため、算出したインパルス応答のフーリエ変換 $H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ はインパルス応答 $h_u(x, y, \nu)$ から数値解析により求める方法に比べ、より正確に求めることが可能である。更に式(15)により求めた $H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ を式(11)に代入す

ることにより単純逆投影像 $f_u'(x, y, \nu)$ から被検査体 $f_u(x, y, \nu)$ を再構成することが可能となる。しかし 2.2 で述べたように 1 回転コーンビームスキャン方式による計測は、完全には被検査体を再構成できない不完全再構成像であるため、式(16)より求めた $H_u(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ をそのまま式(11)に代入し、逆フィルタ処理を行うと、処理結果が非常に不安定となる。そこで次に 3 次元フーリエ空間での投影像の不完全性を考慮した、逆フィルタ処理安定化の方法について考える。

2.5 投影像の不完全性と逆フィルタ処理の安定化

1 回転コーンビームスキャン方式により投影、逆投影した単純逆投影像のフーリエ空間での不完全性について述べる。図 3 (a)に被検査体とその投影の実空間での関係、図 3 (b)に周波数空間での関係を示す。平行ビームを用いて、被検査体をある方向から計測した図 3 (a)で示す投影像の 2 次元フーリエ変換結果は、その被検査体の 3 次元フーリエ変換結果の投影方向に垂直

な図 3 (b)で示す断面上の値と一致することはよく知られている(投影断面定理)。またコーンビーム X 線による投影に含まれる情報は、3 次元フーリエ空間では図 3 (c)に示すように、ある限られた領域の情報がすべて得られているのではなく、雲状に広がって分布する。すなわちこの雲状に分布する情報は不完全であり、すべての方向からの投影像が得られた場合にのみ被検査体の 3 次元フーリエ変換結果と一致する⁽⁸⁾。

1 回転コーンビームスキャン方式で得られる情報の分布は、投影方向を ν 軸に垂直な方向とした図 3 (c)の分布を、 ω_ν 軸を回転軸として 1 回転して得る図 3 (d)に示す分布となる。つまり 1 回転コーンビームスキャン方式で得られた投影像の不完全性は、周波数空間では ω_ν 軸近傍の情報が、他の領域に比べ非常に不足した偏った分布となる。従って情報量の非常に少ない領域である ω_ν 軸の近傍をその他の領域と同じように、逆フィルタ処理を行うと、処理結果が非常に不安定になることは明らかである。

そこで本論文では ω_ν 軸の近傍の領域を除去する周波数空間での 3 次元窓関数 $W(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ を掛けることにより逆フィルタを安定化させることを提案する。式(17)はフーリエ空間での不完全性に注目した 3 次元窓関数 $W_1(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ である。

$$W_1(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu) = \begin{cases} 1 & (0 \leq \theta < \theta_s) \\ \frac{1}{2} \left(1 + \cos \left(\frac{\pi(\theta - \theta_s)}{\theta_e - \theta_s} \right) \right) & (\theta_s \leq \theta \leq \theta_e) \\ 0 & (\theta_e < \theta \leq \frac{\pi}{2}) \end{cases} \quad (17)$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{\omega_\nu}{\sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}}$$

なお θ_s, θ_e は領域除去範囲を決定するパラメータである。

また従来の 2 次元 CT では再構成画像の画質を向上させるために、高い周波数成分を制限している⁽⁹⁾。そこで本論文においても、高い周波数を制限する式(18)で示す窓関数を用いた。

$$W_2(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu) = \frac{\sin \frac{\omega_r}{2}}{\omega_r} \quad (18)$$

$$\omega_r = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_\nu^2}$$

従って最終的な窓関数 $W(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu)$ は式(19)となる。

$$W(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu) = W_1(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu) W_2(\omega_x, \omega_y, \omega_\nu) \quad (19)$$

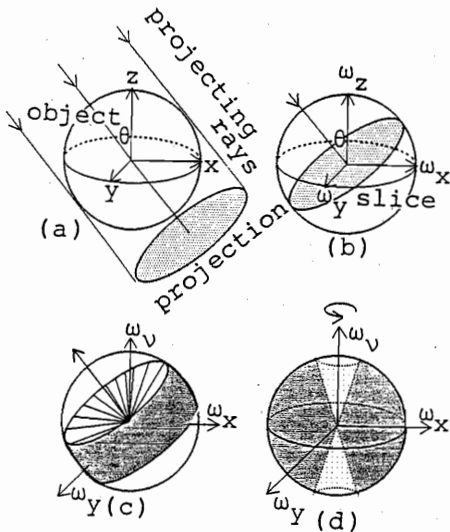


図 3 投影における実空間とフーリエ空間の関係
 (a) 投影像の計測
 (b) フーリエ空間における情報の分布(平行ビーム X 線)
 (c) フーリエ空間における情報の分布(コーンビーム X 線)
 (d) 1 回転コーンビームスキャン方式で得られる情報の分布
 Fig. 3 Relation between real 3D space and its Fourier domain.
 (a) projection
 (b) density on the Fourier domain (parallel beam, one projection)
 (c) density on the Fourier domain (corn beam, one projection)
 (d) density on the Fourier domain (single corn-beam scan method)

3. 計算機シミュレーション

本論文で提案した再構成方法の画質を計算機シミュレーションによって確認した。計算機シミュレーションには X 線吸収係数が一定な回転だ円体ファントム 1 (中心 $z=50$ mm, 半径 x, y, z 方向とも 40 mm), 2 (中心 $z=50$ mm, 半径 x, y 方向 60 mm, z 方向 40 mm) と、図 4 に示す人体を模擬したファントムを用いた。なお 2.3 で述べたように本手法では $z=0$ およびその近傍の再構成を行うことはできない。従って回転だ円体ファントムの場合 $z>0$ 領域についてのみ再構成を行い、人体ファントムの場合には $z>0$ 領域と $z<0$ 領域に分けて独立に行った。

図 5 に計算機シミュレーションの方法を示す。まず設定したファントムの投影像を算出する。その際、 v 軸方向の検出器の間隔は、 v 軸のサンプリング間隔に一致させた。なお投影像は u 方向 128 個、 v 方向 128 個の検出器がアレー状に並んでいるものとし、X 線源の描く円軌道に沿って等間隔で 160 枚計測を行った。次に $128 \times 128 \times 128$ 画素からなる不等間隔ピッチの再構成空間に、投影像を投影軌跡に沿って逆投影を行う。なお再構成対象空間としては、 $z>0$ の領域では $z=5$ mm から $z=220$ mm の間を、 $z<0$ の領域では $z=-5$ mm から $z=-220$ mm の間を式(12)で示す不等間隔サンプリングを行った再構成空間を用いた。

得られた単純逆投影像を 3 次元フーリエ変換し、2. で述べた逆フィルタ関数を掛けたのち、3 次元逆フーリ

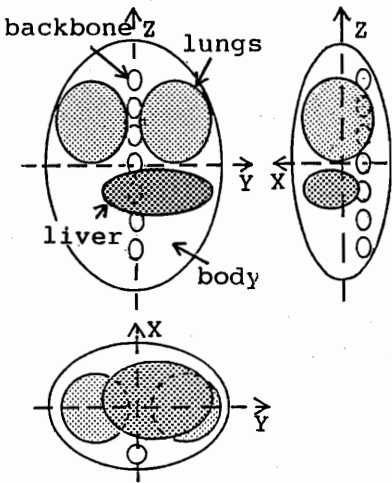


図 4 計算機シミュレーションに用いた人体ファントム
Fig. 4 Human body phantoms for computer simulation.

エ変換を行う。この逆フィルタ処理により得られた再構成結果は、不均一サンプリングによる結果であるので、最後に均一サンプリング空間に変換を行い、3次元再構成画像を算出した。なお均一サンプリング空間は $128 \times 128 \times 128$ 画素で構成され、画素間隔は 4 mm に設定した。

また X 線源と回転中心との距離 R を 800 mm, θ_{max} を 30° , 3次元窓関数における θ_s, θ_e はそれぞれ $77^\circ, 82^\circ$ に設定した。図 6(a)に $\omega_R \omega_v$ 平面における 3次元窓関数 W を、図 6(b)に 2.4 で述べた手法により算出した逆フィルタ関数に窓関数 W を掛けた後の実数部を示す。

なお逆投影を行う座標は画素間隔で量子化されている。逆投影処理はこの量子化された座標点に、X 線源と逆投影される座標点を結ぶ直線を検出器方向に延長し、交差した点の投影像を埋め込む処理である。しかし投影像も検出器間隔で量子化されているため、一般には直線と交わる点の投影像を求めるために補間が必要である。この補間はフィルタ補正逆投影法による再構成の場合、再構成画像の画質に大きな影響を及ぼすことが知られており^{(10),(11)}、一般には高次補間が用いられる。本論文で提案する逆フィルタ法においても、逆投影時の補間には、高次補間が望ましいと考える。し

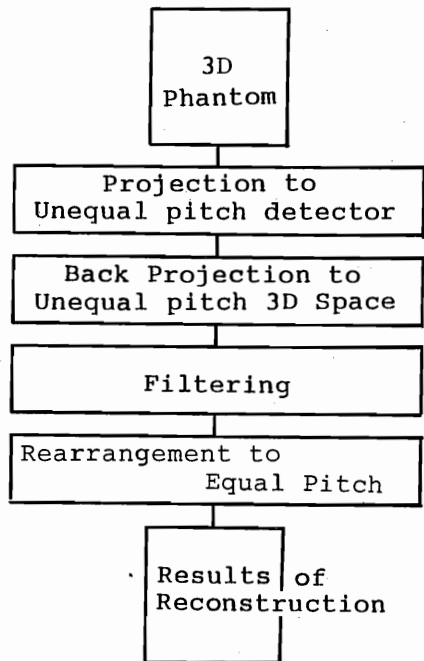


図 5 計算機シミュレーション方法
Fig. 5 Method of computer simulation.

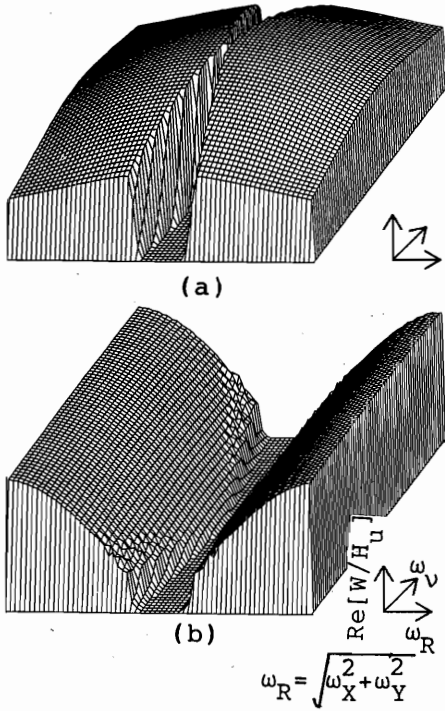


図6 窓関数と逆フィルタ関数

- (a) 窓関数 W
- (b) 窓関数をかけた後の逆フィルタ関数

Fig. 6 Window function and inverse filter after windowing.

- (a) window function W
- (b) Inverse filter function after windowing

かし多量の2次元投影像を3次元空間に逆投影する必要があるため、本計算機シミュレーションでは、補間処理に線形補間を使用した。

図7に本論文で提案した逆フィルタ法により回転だ円体ファントムの再構成を行った再構成結果の直線 $Y = Z = 0 \text{ mm}$ および $X = Y = 0 \text{ mm}$ 上の吸収係数値の変化曲線(以下プロファイル)を示す。両結果から、本論文で提案した逆フィルタ手法を用いた再構成で回転だ円体ファントム1, 2ともほぼ良好に再構成できていることが確認できる。

図8に人体ファントムの YZ 平面 ($x = 0 \text{ mm}$), XZ 平面 ($y = 0 \text{ mm}$) における再構成結果を示す。また図9に図8で示した各位置におけるプロファイルを示す。なお $-5 \text{ mm} \leq z \leq 5 \text{ mm}$ の領域は本論文で提案した再構成方法では再構成できないため、修正 ρ フィルタ法⁽⁵⁾により再構成を行った結果を用いた。また図10に z 軸に垂直な平面を一定間隔ごとに示す。図8, 図9, 図10に示すように人体ファントムについても良好に再構成可能であった。

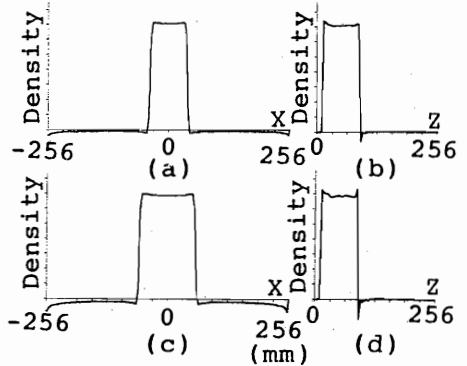


図7 回転だ円体ファントムの再構成結果

- (a), (b) ファントム1 ($Y = Z = 0 \text{ mm}$) ($X = Y = 0 \text{ mm}$)
- (c), (d) ファントム2 ($Y = Z = 0 \text{ mm}$) ($X = Y = 0 \text{ mm}$)

Fig. 7 Reconstructed images of the rotationally symmetric ellipsoid phantoms.

- (a), (b) at $Y = Z = 0 \text{ mm}$ and $X = Y = 0 \text{ mm}$ (phantom 1)
- (c), (d) at $Y = Z = 0 \text{ mm}$ and $X = Y = 0 \text{ mm}$ (phantom 2)

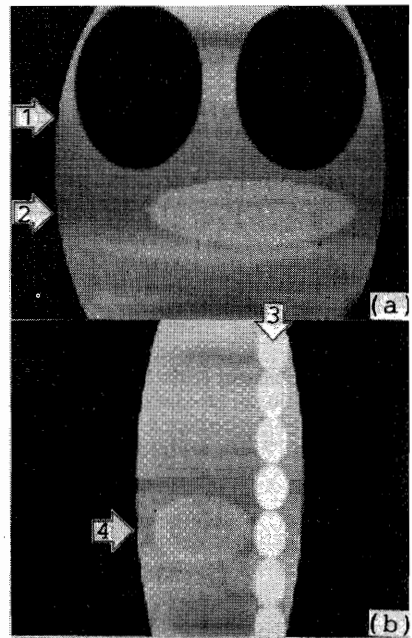


図8 人体ファントムの再構成結果(1)

- (a) YZ 平面 ($X = 0 \text{ mm}$)
- (b) XZ 平面 ($Y = 0 \text{ mm}$)

Fig. 8 Reconstructed images of the human body phantom.

- (a) YZ plane ($X = 0 \text{ mm}$)
- (b) XZ plane ($Y = 0 \text{ mm}$)

成可能であった。

しかし、本論文で提案した座標変換は、被検査体としてインパルスが z 軸上に存在する場合においてのみ完全に被検査体を再構成できる。つまり被検査体が z

軸から離れるに従ってアーチファクトが発生する性質がある。肝臓の辺縁付近のアーチファクトはこの影響と考える。また、特に人体ファントムにおいて再構成結果の吸収係数値の0レベルが変動している。つまり本来、ファントムの存在しない場所は吸収係数値が0であるべきであるが、再構成結果は背景の吸収係数値が負値となっている。これは本来無限に広い空間に逆投影される単純逆投影像を有限な空間で打ち切って再構成を行うことによる打ち切り誤差の影響と考える。再構成時の打ち切り誤差低減の方法は、井上らによって提案されている⁽¹¹⁾。この方法を本論文で提案した逆フィ

ルタ法に適用することにより、この誤差は低減できると考える。しかし井上らの方法を3次元空間に適用した場合、8倍の領域が必要となる。今回は計算機の制限によりこの方法を適用しなかった。しかしこの問題は、本アルゴリズムを臨床に適用する場合、専用のハードウェアを製作することにより解決すると考える。

4. む す び

本論文ではコーンビーム X 線を用いて被検査体の回りを1回転して計測して得られた不完全投影像から、逆フィルタ法により再構成するアルゴリズムを提案した。本アルゴリズムの特長として

(1) 投影空間および再構成空間において、サンプリング間隔が不均一な座標を設定した。この不均一座標を設定することにより、本来空間依存であるインパルス応答を、空間不変にすることができた。従って逆フィルタの適用が可能となった。

(2) 投影像の不完全性の周波数空間での空間依存性に着目し、逆フィルタを不安定にする領域を制限する窓関数を用いた。

更に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確認した。その結果回転円体ファントムおよび、人体ファントムとも良好な再構成が可能であった。

1回転コーンビームスキャン方式による計測を行い、本アルゴリズムにより再構成を行った結果は、計測が非常に短時間で終了するため、スライスバイスライス法のように、計測時間差が原因となる各断層間のずれがなく、明りょうな3次元像を観察することが可能で

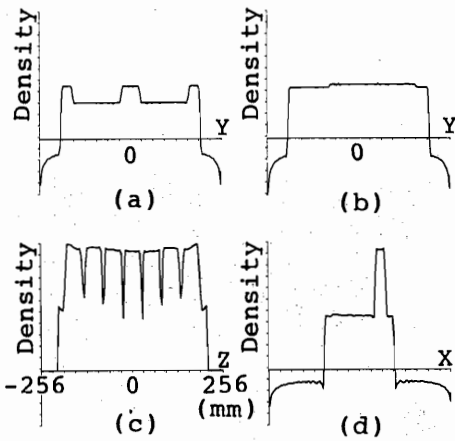


図9 人体ファントムの再構成結果(2)
(a), (b), (c), (d) 図8における位置1, 2, 3, 4のプロファイル
Fig. 9 Reconstructed images of the human body phantom.
(a), (b), (c) and (d) are profiles of each lines (1, 2, 3, 4) in Fig. 8

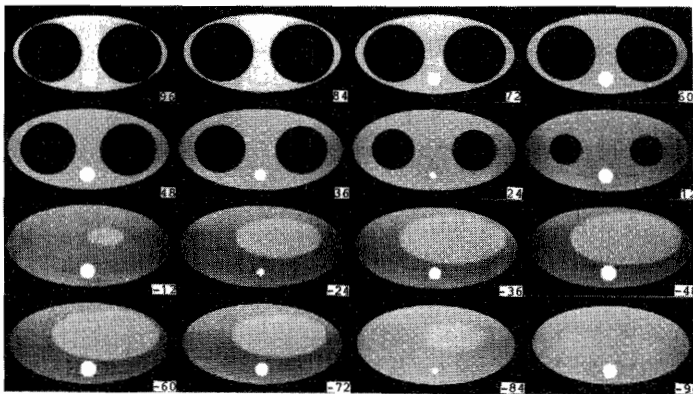


図10 人体ファントムの再構成結果(3) (右下はz座標の値を示す)
Fig. 10 Reconstructed images of the human body phantom (lower right numbers indicate z coordinate values).

ある。そのため本方法による再構成結果は臨床診断上きわめて有効であると考え。今後は、本方式の実用化に向けての検討を行う予定である。

文 献

- (1) R. V. Denton, B. Friedlander and A. J. Rockmore : "Direct three-dimensional image reconstruction from divergent rays", IEEE Trans., NS-26, 5, pp. 4695-4703 (Oct. 1979).
- (2) 井宮, 小川 : "円錐ビームによる投影からの画像直接再構成", 信学論(D), J68-D, 4, pp. 523-529 (昭60-04).
- (3) R. A. Robb, E. A. Hoffman, L. J. Sinak, L. D. Harris and E. L. Ritman : "High-speed three-dimensional X-ray computed tomography : The dynamic spatial reconstructor", Proc of IEEE, 71, 3, pp. 308-319 (March 1983).
- (4) M. D. Altschuler, G. T. Herman and A. Lent : "Fully three-dimensional image reconstruction from cone-beam source", IEEE Conf. on Pattern Recognition and Image processing, Chicago, Illinois (1978).
- (5) 松尾, 堀場, 岩田, 鈴村 : "コーンビーム X 線 CT のためのフィルタ補正逆投影法", 信学論(D), J71-D, 4, pp. 714-725 (昭63-04).
- (6) E. Tanaka : "Generalized correction functions for convolutional techniques in three-dimensional image reconstruction", Phys. Med. Biol. 24, 1, pp. 157-161 (1979).
- (7) R. M. Bracewell : "The Fourier transform and its applications", McGRAWHILL (1965).
- (8) 岩田, 堀場, 鈴村 : "医用画像の生成に関するデジタル処理", 昭60 東海連大, S4-3.
- (9) L. A. Shepp and B. F. Logan : "The Fourier reconstruction of a head section", IEEE Trans., NS-21, pp. 21-43 (1974).
- (10) 堀場, 岩田, 山岸, 鈴村 : "ファンビーム CT における補間法と画質の関係", 信学論(D), J68-D, 4, pp. 538-545 (昭60-04).
- (11) 井上多門 : "計算機トモグラフィーにおける画像処理", 信学誌, 63, 6, pp. 600-607 (昭55-06).

(昭和63年5月18日受付)



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ゼ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・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。



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。



鈴村 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。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式会社。昭61名工大大学院博士課程後期(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。