

逆フィルタ法によるデジタル多断層再構成アルゴリズム

正員 岩田 彰[†] 正員 松尾 啓志[†] 正員 堀場 勇夫^{††}
 非会員 魏 回[†] 正員 鈴木 宣夫[†]

Digital Tomo-Synthesis by Inverse Filtering

Akira IWATA[†], Hiroshi MATSUO[†], Isao HORIBA^{††}, *Members*, Hui WEI[†],
Nonmember and Nobuo SUZUMURA[†], *Member*

あまし X線多軌道断層装置の検出器をデジタル化することによって得られる多方向からの投影像を、走査軌跡に従って再構成空間に埋め戻す逆投影処理を行うことにより、1回の走査によって得られた投影像から被検査体の多くの断面を再構成することができる。本論文では、逆投影することにより求めた単純逆投影像から、逆フィルタの手法を用いて注目断層面以外の断層面からのぼけの混入を軽減し、より正確な被検査体の3次元再構成を行う手法を提案する。逆フィルタ伝達関数は、単純逆投影処理のインパルスレスポンスから解析的に導出した。また、投影像群に含まれる被検査体の空間周波数成分の局在性を投影断面定理に基づいて明らかにし、その点を考慮した逆フィルタ処理によりアーチファクトの発生を抑えた。また、X線多軌道断層装置によって実際にファントムの撮影を行って得られた投影像にこのアルゴリズムを適用し再構成を行ったところ良好な結果を得た。

1. ま え が き

X線多軌道断層装置は、被検査体の目的断層面を中心にX線源とX線フィルムを対向させ、直線軌道あるいは円軌道上を走査させながらX線をばく射することによって、目的断層面以外をぼかして体軸方向の断層像を得る装置であり、X線CTでは得られない体軸方向の断層像が得られるという利点があるため日常臨床で現在も用いられている。しかしながら、1回の走査で一断面しか得られないうえ、目的断層以外のぼけ(障害陰影)が混入し、不鮮明な画像となる。

最近、この方式の検出器をデジタル化することによって得られる多方向からの投影像を、走査軌跡に従って再構成空間に埋め戻す逆投影処理を行うことにより、1回の走査によって得られた投影像から被検査体の多くの断面を再構成する手法が提案されている。

Knutssonらは、計測された投影像にフィルタ処理を行った後、逆投影することにより3次元再構成を行う手法を提案した⁽¹⁾。

本論文ではこの方法とは異なり、得られた投影像をそのまま逆投影することにより求めた単純逆投影像から、逆フィルタの手法を用いて被検査体の3次元再構成を行う手法を提案する。逆フィルタ伝達関数は、単純逆投影処理のインパルスレスポンスの回転中心軸周りの対称性を利用して解析的に導出した。また、投影像群に含まれる被検査体情報の不完全性を投影断面定理に基づいて明らかにし、被検査体の空間周波数成分のうち投影像群には含まれていない空間周波数領域については逆フィルタ伝達関数を零にすることによって、逆フィルタ処理によるアーチファクトの発生を抑えた。本論文では逆フィルタの導出方法を示すと共に、X線多軌道断層装置によって実際にファントムの撮影を行って得られた投影像に、このアルゴリズムを適用し再構成を行った結果について示し、本手法の有効性を明らかにする。

[†] 名古屋工業大学電気情報工学科, 名古屋市
 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

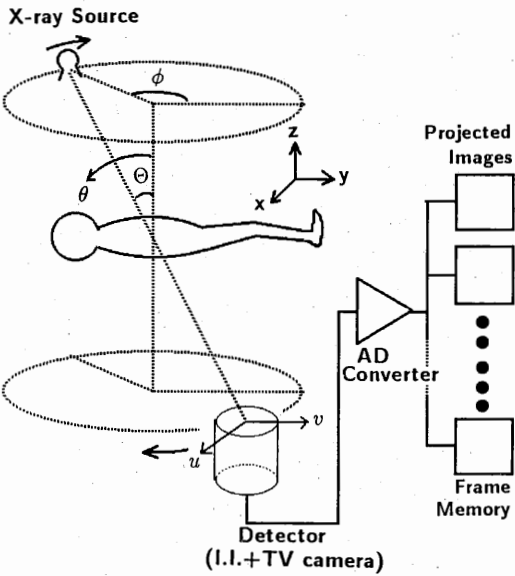


図1 デジタル X 線断層装置 (データ収集部)
Fig. 1 Digital X-ray tomo-synthetic system (Data acquisition part).

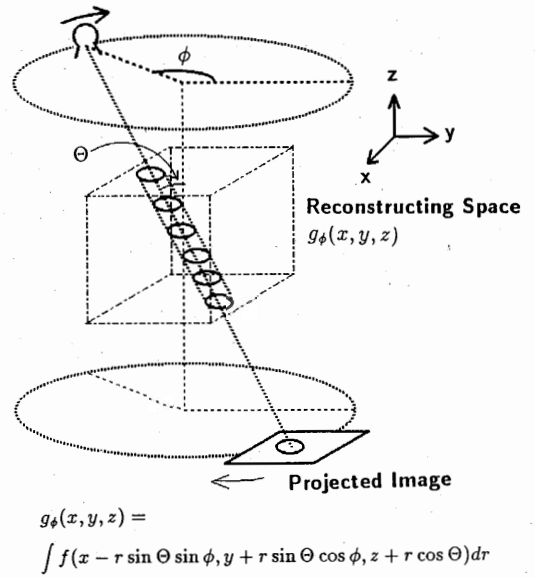


図2 逆投影処理
Fig. 2 Back projection.

2. 計測方法

本方式における投影像の計測方法を図1に示す。計測装置は X 線源と 2次元検出器から構成される。X 線源が検査領域上方を z 軸を回転中心とした水平面上で走査すると同時に検査領域の下方に水平に配置された 2次元検出器が X 線源に同期して移動することによって、走査軌跡の各位置における複数枚の投影像を得ることができる。これは、従来の X 線多軌道断層装置と同様な計測系であるが、各方向からの投影像を別々にデジタル化し記憶装置に格納する点が異なる。

計測および再構成空間を X 線源の回転軸を z 軸とする直角座標系で表現し、計測空間の原点は被検査体の中心に設定する。水平面上を動く X 線源の各位置は回転角 ϕ で表される。X 線源の回転軸 z に対する傾き角度を θ とする。図1の計測系では X 線源は水平面上を移動するため、 θ は一定でありその角度を投影角度 Θ とする。更に 2次元検出器上の投影平面において、x 軸に平行な方向を u 軸、y 軸に平行な方向を 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。

投影像 $p(u, v, \phi)$ は被検査体の 3 次元的な吸収係数分布 $f(x, y, z)$ を X 線源から検出器各位置への軌跡に沿って線積分した値となる。r は積分路上の距離を表す

変数である。

$$p(u, v, \phi) = \int f(x, y, z) dr \quad (1)$$

3. 単純断層像の作成

図2に示すように 2次元投影像を投影軌跡に沿って 3次元の再構成空間に戻す処理を逆投影という。逆投影結果 g_ϕ は、

$$g_\phi(x, y, z) = \int f(x - r \sin \theta \sin \phi, y + r \sin \theta \cos \phi, z + r \cos \theta) dr \quad (2)$$

として表される。逆投影結果 g_ϕ を角度 ϕ について累積加算すると単純断層像 $g(x, y, z)$ を得る (図3参照)。すなわち

$$g(x, y, z) = \frac{1}{2\pi} \int g_\phi(x, y, z) d\phi \quad (3)$$

となる。

単純断層像は、従来の X 線多軌道断層装置により得られる断層像と原理的に同一な画像であり、注目断層以外の構造が走査軌跡に従ってぼけとして畳み込まれているため、注目断層面上の微細構造の読影が困難となる。但し、デジタル化したことによって 1 回の走査によって得られる投影像から任意の断面を再構成することができる。

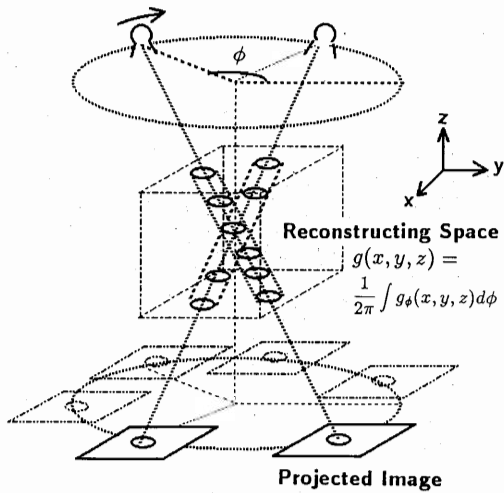


図3 単純断面像
Fig. 3 Compound image.

4. 逆フィルタ法による再構成アルゴリズム

投影および逆投影処理は X 線の散乱線による影響を除けば線形処理であるから、インパルス応答を $h(x, y, z)$ とし被検査体の X 線吸収係数分布を $f(x, y, z)$ 、単純逆投影像を $g(x, y, z)$ とすると、式(4)の関係が成り立つ。

$$g(x, y, z) = f(x, y, z) * h(x, y, z) \quad (4)$$

*は $f(x, y, z)$ と $h(x, y, z)$ のコンボリューションを示している。

ここで、平行ビーム X 線で投影し、平行ビームで逆投影するとインパルス応答は場所に依存しないものとなる。ところが、実際には、円すい状に広がったコーンビーム軌跡を有する X 線で投影像を撮影することになり、これをコーンビーム状に逆投影するとインパルス応答は場所により異なってくる。

しかし、この場合でも逆投影を平行ビーム状に行うと、計測空間の原点以外の点は投影時とは異なる点に逆投影され、再構成像において被検査体の幾何学形状をひずませることになるけれども、逆投影処理のインパルス応答自体は場所に依存しないものとなるので式(4)は成立する。

式(4)の 3 次元フーリエ変換は、

$$G(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = F(\omega_x, \omega_y, \omega_z) H(\omega_x, \omega_y, \omega_z) \quad (5)$$

となる。 $G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 、 $F(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 、 $H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ はそれぞれ $g(x, y, z)$ 、 $f(x, y, z)$ 、 $h(x, y, z)$ の

3次元フーリエ変換である。従ってインパルス応答 $h(x, y, z)$ が既知の場合、原画像 $f(x, y, z)$ は単純逆投影像 $g(x, y, z)$ から式(6)に示す関係を用いて再構成することが可能である。

$$\begin{aligned} f(x, y, z) &= F^{-1}[G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)/H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)] \\ &= F^{-1}[G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)] \quad (6) \end{aligned}$$

F^{-1} : 逆フーリエ変換

($H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z) = 1/H(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$: 逆フィルタ伝達関数)

ところが投影断面定理によれば、被検査体の 3 次元的な吸収係数分布を完全に再構成するためには、物体をあらゆる方向から投影することにより得た投影像が必要である。本研究においては、すべての方向からの投影像を用いていないため、完全には被検査体の吸収係数分布を再構成することができない。この事実を逆フィルタ処理を行うときにも考慮する必要がある。

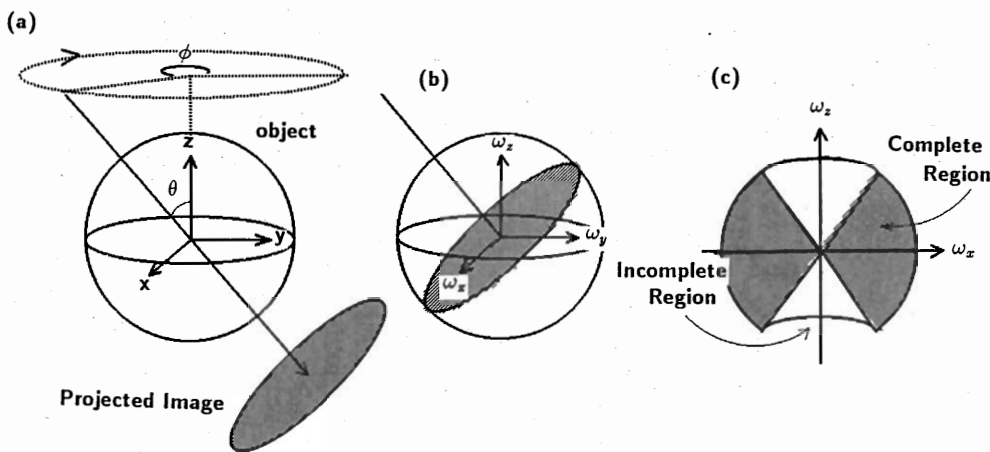
そこで、まず、計測された投影像群に含まれる被検査体情報の不完全性について述べる。投影処理における実空間と周波数空間の関係は投影断面定理によって導かれる。図 4(a)に被検査体とその投影の実空間における関係、図 4(b)に周波数空間における関係を示す。投影断面定理によると、平行ビーム X 線を用いて、被検査体のある方向から計測した図 4(a)で示す投影像の 2 次元フーリエ変換結果は、その被検査体の 3 次元フーリエ変換の投影方向に垂直な図 4(b)で示す断面上の値と一致する。そこで、図 1 に示すように z 軸上方で X 線源を回転して得られる投影像群に含まれる被検査体の情報は、フーリエ空間上では図 4(c)に示すようになる。すなわち、被検査体の情報をすべて含んではおらず、 ω_z 軸近傍の円すい領域の情報は含まれていないことがわかる。この領域を不確定領域、それ以外の領域を確定領域とする。このように、本方式は、不完全投影像群による再構成問題であり、その情報の局在性は図 4(c)に示すとおりである。

投影および逆投影処理のインパルス応答は、

$$\begin{aligned} h(x, y, z) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \delta(x - r \sin\theta \sin\phi, \\ &\quad y + r \sin\theta \cos\phi, z + r \cos\theta) dr d\phi \quad (7) \end{aligned}$$

となる。この式は次のように表すことができる。

$$h(x, y, z) = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi \int_0^{2\pi} \int_0^\infty \delta(x - r \sin\theta \sin\phi,$$



(a) Projection (b) Fourier component of the projection in 3 dimensional fourier space
 (c) Fourier component of the projected image set

図4 3次元フーリエ空間における投影像群に含まれる被検査体情報の不完全性
 Fig. 4 Incompleteness of the object information in fourier space.

$$y + r \sin \theta \cos \phi, z + r \cos \theta) (\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta)) dr d\phi d\theta \quad (8)$$

この式を点 (x, y, z) を中心としたデカルト座標系 (ξ, η, ζ) を使って書き直すと、

$$h(x, y, z) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\delta(x + \xi, y + \eta, z + \zeta) (\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta))}{\sin \theta (\xi^2 + \eta^2 + \zeta^2)} d\xi d\eta d\zeta \quad (9)$$

但し、 $\xi = -r \sin \theta \sin \phi$
 $\eta = r \sin \theta \cos \phi$
 $\zeta = r \cos \theta$
 $d\xi d\eta d\zeta = r^2 \sin \theta dr d\phi d\theta$

となる。更に $\xi \rightarrow -\xi, \eta \rightarrow -\eta, \zeta \rightarrow -\zeta$ と置き換えると

$$h(x, y, z) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\delta(x - \xi, y - \eta, z - \zeta) (\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta))}{\sin \theta (\xi^2 + \eta^2 + \zeta^2)} d\xi d\eta d\zeta = \delta(x, y, z) * \frac{\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta)}{2\pi r^2 \sin \Theta} \quad (10)$$

を得る。これを極座標系で表すと、

$$h(r, \theta, \phi) = \frac{\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta)}{2\pi r^2 \sin \Theta} \quad (11)$$

但し、 $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$
 $\theta = \tan^{-1}(\sqrt{x^2 + y^2}/z)$
 $\phi = -\tan^{-1}(x/y)$

従ってインパルス応答は図5に示すように円錐い平面に広がり、原点からの距離の平方に逆比例し、減衰する関数となる。式(10)のフーリエ変換は、

$$H(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = \int_0^\infty \int_0^\pi \int_0^{2\pi} h(r, \theta, \phi) \exp(-j\omega_r r [\cos \omega_\theta \cos \theta])$$

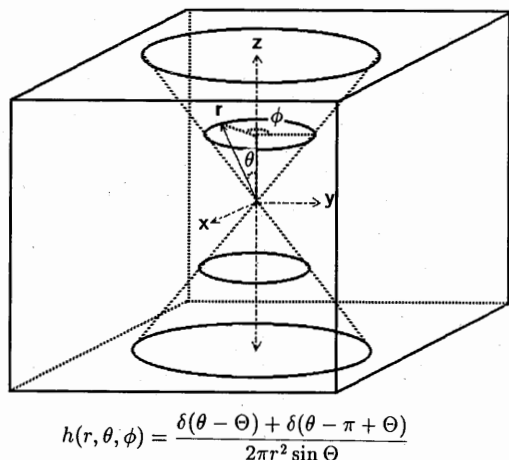


図5 投影・逆投影処理のインパルス応答
 Fig. 5 Impulse response of projection and back projection.

$$+ \sin\omega_s \sin\theta \cos(\phi - \omega_\phi)] r^2 \sin\theta dr d\theta d\phi \tag{12}$$

となる。インパルス応答 $h(r, \theta, \phi)$ は ϕ に対して回転対称であるので、

$$H(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = 2\pi \int_0^\infty \int_0^\pi h(r, \theta) J_0(\omega_r r \sin\omega_\theta \sin\theta) \exp(-j\omega_r r \cos\omega_\theta \cos\theta) r^2 \sin\theta dr d\theta \tag{13}$$

となる。更に式(11)を式(13)に代入すると、

$$H(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = \int_0^\infty \int_0^\pi J_0(\omega_r r \sin\omega_\theta \sin\theta) \exp(-j\omega_r r \cos\omega_\theta \cos\theta) \frac{\sin\theta}{\sin\Theta} (\delta(\theta - \Theta) + \delta(\theta - \pi + \Theta)) dr d\theta = 2 \int_0^\infty J_0(\omega_r \sin\omega_\theta \sin\Theta) \exp(-j\omega_r r \cos\omega_\theta \cos\Theta) dr \tag{14}$$

となる。ところで

$$\int_0^\infty J_0(bx) \exp(-jax) dx = \frac{1}{\sqrt{b^2 - a^2}} \tag{15}$$

であるから、式(14)は、

$$H(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = \frac{2}{\omega_r \sqrt{\sin^2\omega_\theta \sin^2\Theta - \cos^2\omega_\theta \cos^2\Theta}} \tag{16}$$

という結果になる。また投影角度 Θ を $\pi/4$ に設定すると、 $\sin\Theta = \cos\Theta$ となり式(16)は、

$$H(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = \frac{2\sqrt{2}}{\omega_r \sqrt{\sin^2\omega_\theta - \cos^2\omega_\theta}} \tag{17}$$

となる。なお実際の計測系では必ずしも $\Theta = \pi/4$ とは限らない。しかし平行ビームによる投影の場合、 Θ は再構成画像の大きさを規定するパラメータであり、この場合 $\Theta = \pi/4$ に設定しても一般性は失われない。

式(16)の逆数を算出することにより、逆フィルタ伝達関数 $H_{inv}(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi)$ を求めることができる。しかし、図4で示したように不確定領域では、単純逆投影像のフーリエ変換 $G(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi)$ も同様に0となる。従って不確定領域では逆フィルタは意味をもたない。本研究では、式(16)の逆数により得られた逆フィルタ伝達関数 $H_{inv}(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi)$ において、不確定領域を0に設定した。従って、

$$H_{inv}(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi)$$

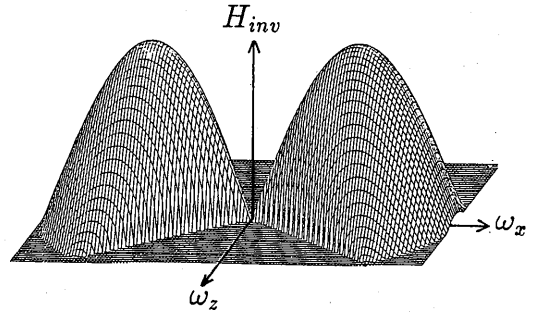


図6 逆フィルタ伝達関数
Fig. 6 Inverse filter transfer function.

$$= \begin{cases} \frac{1}{2\sqrt{2}} \omega_r \sqrt{\sin^2\omega_\theta - \cos^2\omega_\theta} & (\text{確定領域}) \\ 0 & (\text{不確定領域}) \end{cases} \tag{18}$$

また過度に高い空間周波数の強調は再構成画像の画質を劣化させることがあるので、本論文では、高い空間周波数成分を制限した式(19)で示される逆フィルタ伝達関数を用いた。

$$H_{inv}(\omega_r, \omega_\theta, \omega_\phi) = \begin{cases} \frac{1}{2\sqrt{2}} \sin\omega_r \sqrt{\sin^2\omega_\theta - \cos^2\omega_\theta} & (\text{確定領域}) \\ 0 & (\text{不確定領域}) \end{cases} \tag{19}$$

図6に逆フィルタ伝達関数の形状を示す。このフィルタは、 ω_x 軸方向には低い周波数成分で微分特性をもち、徐々に ω_z 軸方向に傾くに従って小さな値となり、不確定領域に至ると零になる。

図7に再構成の処理手順を示す。まず、多方向からの投影像を計測し、デジタル化してフレームメモリに記憶する。次に、各投影像を3次元の再構成空間に逆投影し累積加算することによって、単純断層像 $g(x, y, z)$ を得る。その3次元フーリエ変換 $G(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ を求め、逆フィルタ伝達関数 $H_{inv}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ を乗ずることによって、 $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ を得る。最後に、その逆フーリエ変換を行うことによって再構成像 $\hat{f}(x, y, z)$ を求める。

5. ファントム実験

本アルゴリズムの効果を、X線断層装置で得られた投影像を用いて確認した。図8に実験に用いたら旋状鉄線ファントムの形状を示す。ら旋状鉄線ファントムは、鉄線を円筒形の発泡スチロールの芯にら旋状に巻いたものである。そして、X線断層装置を用いて、回

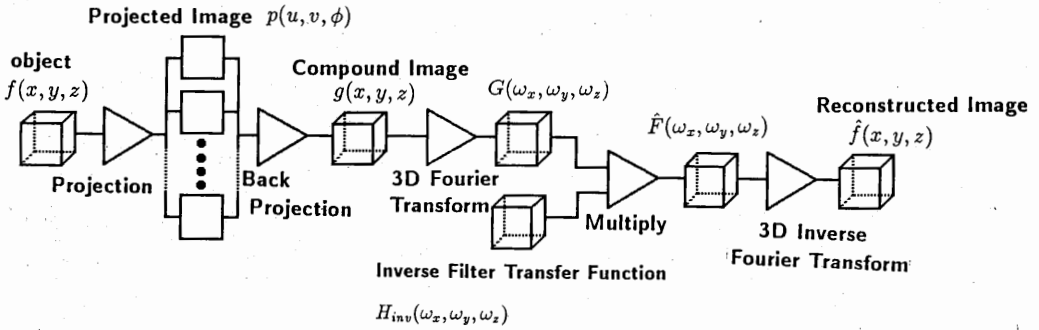


図7 再構成処理手順
Fig. 7 Reconstructing process.

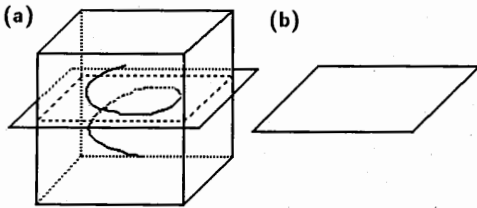


図8 (a) 螺旋状鉄線ファントム (b) その横断層像
Fig. 8 (a) Spiral wire phantom used in the experimental evaluation. (b) Cross sectional view.

転角 ϕ を 10° ずつ変化させて 36 枚の投影像を撮影した。なお投影像の計測には X 線フィルムを用い、計算機に入力する段階で 12 ビットの濃度値をもつ 256×256 画素のデジタル画像に変換した。次に、 x および y 方向 256 画素、 z 方向 128 画素からなる 3 次元再構成空間を設定し、逆投影処理を行い単純断層像を求めた。更に、前章で述べた逆フィルタ法により再構成を行った。

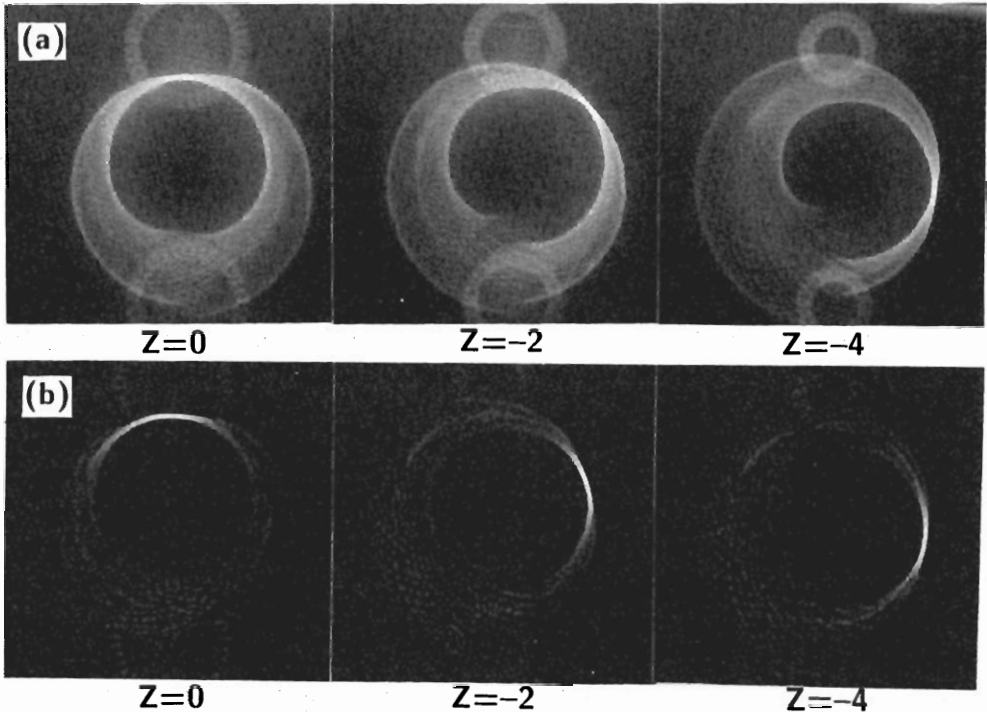


図9 (a) 螺旋状鉄線ファントムの単純断層像 (b) 本方式による再構成像
Fig. 9 (a) Compound images of spiral wire phantom.
(b) Reconstructed images by the proposed method.

図9の上段に旋状ファントムの単純逆投影像を示す。これらの画像において最も濃度値の高い場所は、注目断層において鉄線が存在する場所に一致している。しかし、注目断層以外からの障害陰影が顕著に現れている。図9の下段には本論文で提案した逆フィルタ法により算出した再構成像を示す。逆フィルタ処理により障害陰影が著しく除去されたことがわかる。図10に、 $z=0$ における断層像の鉄線陰影の濃度値プロファイルを示す。プロファイルの横軸は角度を表し、縦軸はその角度における鉄線陰影濃度値を表す。この図からも単純逆投影像に比べて、逆フィルタ法による再構成像では障害陰影が大幅に軽減されていることが確認できる。プロファイルのピーク付近の凹凸は投影像の枚数が少ないため生じたアーチファクトと考えられる。

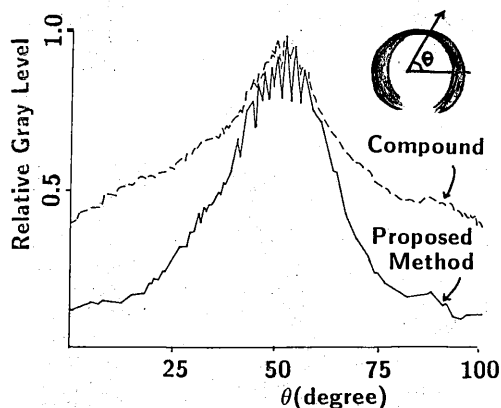


図10 旋状ファントムの再構成結果における濃度プロファイル
 Fig. 10 The profile of gray level of spiral wire phantom in the reconstructed image.

なお、投影像には散乱X線成分が多く混入しているが、その周波数成分は低く投影像全体にほぼ一様に分布している。このため低域微分特性をもつ逆フィルタにより散乱線成分は著しく減弱するものと考えられる。

次に、実際の人胴体を模擬したファントムを撮影して得られた投影像を用いて再構成を行った。図11に人胴体ファントムと計測の様子を示す。図12の上段に胸部ファントムの単純逆投影像を示す。単純断層像は注目断層以外からの障害陰影が多く混入した画像となっている。図12の下段には逆フィルタによる再構成像を示す。再構成像は単純逆投影像に比べ、他の断層面からの障害陰影が著しく軽減されており、注目断層における肋(ろっ)骨、心臓および肺野中の血管などの構造が浮かびあがりよく観察できる。なお脊椎(せきつい)領域はX線の減衰量が大きいため、今回計測に用いたX線フィルムではこの微弱なX線を検出することができなかった。そのため再構成画像においても、脊椎領域を明りょうに再構成することができなかった。また肝臓の辺縁付近などに投影数の不足からくるアーチファクトの発生が認められる。

本方式を Ectomography⁽¹⁾と比較すると、

- (1) 本方式は逆投影のあと3次元フーリエ空間で逆フィルタ処理を行うのに対して、Ectomographyでは各投影像に補正フィルタを施したのち逆投影を行う。ともに投影像群に含まれる被検査体情報の不完全性を考慮しているが、Ectomographyでは、フィルタ伝達関数を定性的に導出しているのに対し、本方式では逆フィルタ伝達関数を解析的に算出した。
- (2) 同一データを用いた再構成結果では、本方式に

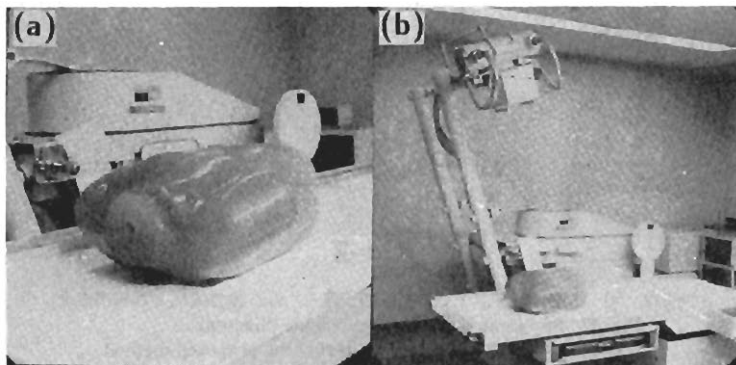


図11 (a) 人胴体ファントム (b) 計測風景
 Fig. 11 (a) Body phantom. (b) Measuring scene using X-ray tomographic system.

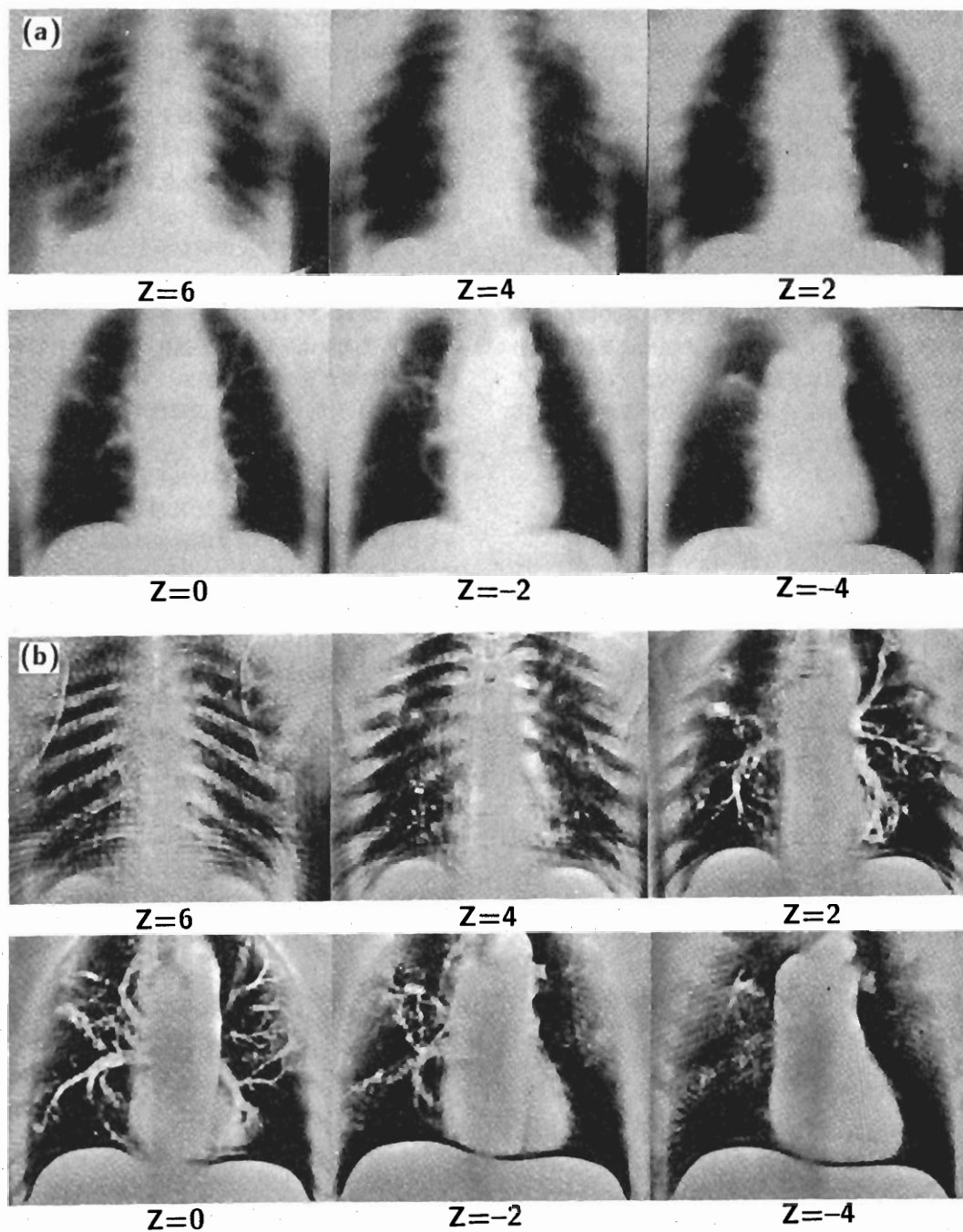


図 12 (a) 人胴体ファントムの単純断層像 (b) 本方式による再構成像

Fig. 12 (a) Compound images of body phantom.

(b) Reconstructed images by the proposed method.

よる方が障害陰影の除去が良好であった。

また今回の実験では以下の問題点も明らかとなった。

(1) 計算機の制約により、今回、投影像の画素数

は 256×256 (画素間隔約 1.5 mm)、逆投影空間は $256 \times 256 \times 128$ とした。このため、再構成した断層の空間分解能は十分とはいえない。この問題は、投影像の画

素間隔および逆投影空間の座標間隔を細かくすることによって解決できるが、計算量が膨大になる。

(2) 投影像の枚数が不足しているため、断面中に障害陰影の混入が見られる。これについては、測定系をオンライン化することにより、計測時間を増加せずに多くの投影像を撮影することが解決できる。

(3) 検出器(X線フィルム)のダイナミックレンジが不足しているため、X線減弱の多い部分での単純断層像の濃度分解能が不十分である。これには、X線検出能の高い検出器(X線蛍光増倍管+TVカメラ)の使用により、解決できる。

(4) コーンビームX線で撮影された投影像を平行ビーム系で逆投影を行うことによって生じる幾何学的ひずみは本実験では最大5mm程度であるが、本方式の臨床適用に際してはこのひずみの修復処理を再構成像に施すことが必要となろう。また、X線検出器としてX線蛍光増倍管を用いたときには、その管面が平板でなく若干球面状となっていることに起因するひずみも発生する。これらのひずみの修復は単純な幾何学的補正手段によって可能である。

6. む す び

X線多軌道断層装置は、X線CTでは得られない体軸方向の断層像が得られるという利点はあるが、1回の走査で一断面しか得られないうへ、目的断層以外のぼけ(障害陰影)が混入し不鮮明な画像となっていた。本論文では、この方式の検出器をデジタル化することによって得られる多方向からの投影像を、走査軌跡に従って再構成空間に埋め戻す逆投影処理を行うことにより、1回の走査によって得られた投影像から被検査体の多くの断面を得、更に、逆フィルタの手法を用いて障害陰影を除去する手法を提案した。

逆フィルタ伝達関数は、単純逆投影処理のインパルスレスポンスから解析的に導出した。また、投影像群のもつ被検査体情報の不完全性を投影断面定理に基づいて明らかにし、被検査体の空間周波数成分のうち投影像群には含まれていない空間周波数領域については逆フィルタ伝達関数を零にすることによって、逆フィルタ処理によるアーチファクトの発生を抑えた。

本方式によれば、従来、1回の計測で1枚の断層像しか得られなかったX線断層装置と同じ計測方法を用いて、被検査体内の任意の断層像を得ることができ、かつ他断面から混入する障害陰影を著しく軽減できる。このアルゴリズムを用いることによって、体内の3次

元的構造を1回の計測で再構成できることになり、X線CTでは得ることが困難な体軸方向の断層像を得ることができるため、臨床診断上非常に有効な情報を提供すると考える。今後の課題は、再構成像の幾何学的ひずみ修復処理方式を追加して、デジタルX線多軌道断層装置を用いて本方式の臨床適用を行い臨床的效果を検証することである。

なお、本研究の一部は文部省科学研究費補助金(No. 63550306)によるものである。

謝辞 本研究を行うに当たり、X線断層装置を用いた実験に協力して頂き、また医学的な立場から有意義な助言を頂いた藤田学園保健衛生大学医学部放射線科、古賀佑彦教授、沢田武司技師長、梶原孝彦技師に感謝の意を表します。

X線フィルムのデジタル化などで本研究の遂行にご協力を頂いた(株)日立メディコ開発研究所所長小野邦男氏、同研究所小田和幸氏を始め関係諸氏に感謝の意を表します。

文 献

- (1) H. E. Knutsson, P. Edholm, G. H. Granlund and C. U. Petersson: "Ectomography - A new radiographic reconstruction method - 1. Theory and error estimates", IEEE Trans., **BME-27**, pp. 640-648 (1980).
- (2) R. M. Mersereau and A. V. Oppenheim: "Digital reconstructions of multidimensional signals from their projections", Proc. IEEE, **62**, 10 (1974).

(昭和63年9月30日受付, 11月16日再受付)

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・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。

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)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、日本ソフトウェア科学会各会員。



堀場 勇夫

昭49名大・工・電気卒。同年㈱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。



魏 回

昭59中国北京清華大学計算機工程系卒。
昭63名工大大学院工学研究科修士課程了。
現在，同大・電気情報工学科・研究生。ディ
ジタル画像処理などに興味をもつ。



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，昭49名工大情報工学科教
授。学科改組により，現在，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。