

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-198258
(P2006-198258A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006.8.3)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 5 0 U 4 C 0 9 3
 A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-14690 (P2005-14690)	(71) 出願人	504160781 国立大学法人金沢大学 石川県金沢市角間町ヌ7番地
(22) 出願日	平成17年1月21日 (2005.1.21)	(74) 代理人	100105371 弁理士 加古 進
		(72) 発明者	五味 勉 長野県松本市松原63-7
		(72) 発明者	越田 吉郎 石川県金沢市角間町ヌ7番地 金沢大学内
		(72) 発明者	宮地 利明 石川県金沢市角間町ヌ7番地 金沢大学内
		Fターム(参考)	4C093 BA08 CA13 EB17 FE12 FF42

(54) 【発明の名称】 コーンビームCT装置

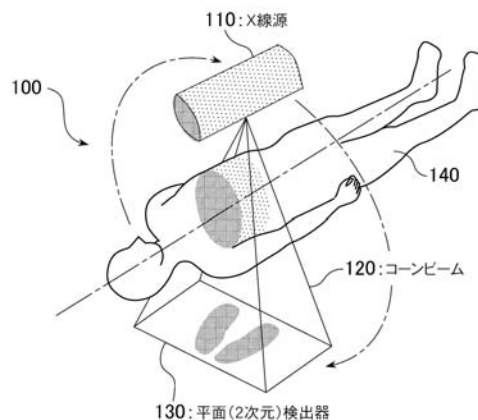
(57) 【要約】

【課題】 コーンビームCT装置を用いて、三次元画像再構築をする際にコーンビーム・アーチファクトを軽減する。

【解決手段】 コーンビームCT装置の二次元検出器130から投影データを得て、再構成画像を生成するときに、以下のようにコンピュータ処理を行う。

- 1) 回転角によって異なる重み付けを作成し、その重み付けを乗算することによって各投影データを補正する。
- 2) 補正に使用する重み付けは、体軸方向に離れた位置での再構成に関しては小さく、逆に回転中心面に近い位置での再構成では大きくするようにする。
- 3) 算出した重み付けは、二次元検出器の各々の検出器チャンネルに対して、検出器中心では大きく、検出器の辺縁では小さくするように分配する。
- 4) 補正された投影データを三次元逆投影して再構成画像を得る。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シングルスキャン・コーンビームの投影データから画像を再構成するコーンビームCT装置において、

コーンビームを発生するX線源及び二次元検出器と、

前記X線源と前記二次元検出器の対を対象物に対して相対的に回転させる回転装置と、

前記二次元検出器からの各回転角ごとの投影データに対して、補正係数により補正する補正手段と、

該補正係数により補正された投影データを三次元逆投影する画像手段とを備えることを特徴とするコーンビームCT装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載のコーンビームCT装置において、

前記補正手段で用いる補正係数は、回転角によって異なる重み付けを作成し、その重み付けを乗算することによって各投影データを補正するものであり、補正に使用する重み付けは、体軸方向に離れた位置での再構成に関しては小さく、逆に回転中心面に近い位置での再構成では大きくするようにしたことを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のコーンビームCT装置において、

前記補正係数は、前記二次元検出器の各々の検出器チャンネルに対して、前記二次元検出器中心では大きく、辺縁では小さくするように分配することを特徴とするコーンビームCT装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載のコーンビームCT装置において、

前記補正係数 ω_i は、

【数 1】

$$\omega_i(\beta) = \left(\sum_{i=1}^{n+1} p_i \beta^{n+1-i} \right)^{-1}$$

(ここで、 β : 回転角, p_i : 係数, $n = 2$)

であることを特徴とするコーンビームCT装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載のコーンビームCT装置において、

前記補正係数 ω_i に対して、前記二次元検出器中心では大きく、辺縁では小さくするように分配した補正係数 ω_{i2} は、

【数 2】

$$\omega_{i2}(\beta) = [\cos \gamma \cdot \cos j] \cdot \omega_i(\beta)$$

(ここで、 γ : ファン角, j : コーン角)

であることを特徴とするコーンビームCT装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

コーンビームCT装置を用いて、三次元画像再構築をすることに関し、特にコーンビーム・アーチファクトを軽減することに関する。

【背景技術】

【0002】

初期のCT装置は、人体の二次元断面画像を形成するだけであったが、三次元の画像を作成することが望まれている。このため、様々な画像撮影のための方式が提案されてきた。その一つが、図1に示すようなコーンビームCT装置である。図1において、コーンビームCT装置100は、コーンビーム120を発生するX線源110と大面積の平面(二

50

次元) 検出器 130 を対向して設置し、人体 140 の周りを X 線源と二次元検出器とのペ
アを回転することで、コンピュータ(図示せず)による三次元画像再構築に必要な投影デ
ータの収集を行う。

さて、コーンビーム CT 装置において、コーンビーム・アーチファクトが三次元画像再
構築をする際に問題となっている。

CT 画像の再構成を行う Feldkamp 法(非特許文献 1 参照)は、厳密解型アルゴリズムを
採用しているため、再構成画像の精度は一般的に高く、近年多列化が進むマルチスライス
CT やコーンビーム CT の画像再構成法に採用されている。しかし、X 線源が回転する回
転中心の再構成面以外で、体軸方向に離れた位置における再構成画像は、一般的にコーン
ビーム・アーチファクトの発生が大きくなることが知られている。(非特許文献 2 ~ 4 参
照)。今までに、この Feldkamp 法をベースにして画質改善を図った方法が報告されている
(非特許文献 2, 5 ~ 7 参照)。

10

【0003】

現在実用化されている CT の多くは、ヘリカル軌道方式を採用したマルチスライス CT
であり、そのディテクタは 16 列が主流になっている。近い将来、もっと多くのチャン
ネル数を採用したコーンビーム CT の出現によって、胸部や腹部のように広範なスキャン
範囲を必要とする部位に対して、シングルスキャンによる短時間でスキャンを行うことが
主流になると思われる。

シングルスキャンによる、コーン角の大きなコーンビーム CT を使用して、コーンビ
ーム・アーチファクトを低減し、かつ広い撮影範囲で質の高い再構成画像を生成すること
ができれば、臨床使用において非常に有用である。

20

【0004】

【非特許文献 1】Feldkamp, L. A., Davis, L. C., Kress, J. W., "Practical cone-bea
m algorithm" J. Opt. Soc. Am. A1 612-619 (1984)

【非特許文献 2】Turbell, H, "Cone-beam reconstruction using filtered backprojec
tion" Linkoping Studies in Science and Technology, Thesis (2001)

【非特許文献 3】Wang, G., Lin, T-H., Cheng, P-C., Shinozaki D. M., "A general co
ne-beam reconstruction algorithm" IEEE Trans. Med. Imaging 12 486-496 (1993)

【非特許文献 4】Zeng, G. L., Gullberg, G. T., "A cone-beam tomography algorithm
for orthogonal circle-and-line orbit" Phys. Med. Biol. 37 563-577 (1992)

30

【非特許文献 5】Grass, M., Kohler, T., Proksa, R., "3D cone-beam CT reconstructi
on for circular trajectories" Phys. Med. Biol. 45 329-347 (2000)

【非特許文献 6】Grass, M., Kohler, T., Proksa, R., "Angular weighted hybrid cone
-beam CT reconstruction for circular trajectories" Phys. Med. Biol. 46 1595-1610
(2001)

【非特許文献 7】Tang, X., Ning, R., Conover, D., "Cone beam volume CT image arti
facts caused by defective cells in x-ray flat panel imagers and the artifact rem
oval using a wavelet-analysis-based algorithm" Med. Phys. 28 812-825 (2001)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

本発明の目的は、シングルスキャン方式によるコーンビーム CT において、新たにコー
ンビーム・アーチファクトを低減した画像再構築処理を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この目的を達成するために、本発明は、シングルスキャン・コーンビームの投影デー
タから画像を再構成するコーンビーム CT 装置において、コーンビームを発生する X 線源及
び二次元検出器と、前記 X 線源と前記二次元検出器の対を対象物に対して相対的に回転さ
せる回転装置と、前記二次元検出器からの各回転角ごとの投影データに対して、補正係数
により補正する補正手段と、該補正係数により補正された投影データを三次元逆投影する

50

画像手段とを備える。

前記補正手段で用いる補正係数は、回転角によって異なる重み付けを作成し、その重み付けを乗算することによって各投影データを補正するものであり、補正に使用する重み付けは、体軸方向に離れた位置での再構成に関しては小さく、逆に回転中心面に近い位置での再構成では大きくすること、そして、二次元検出器の各々の検出器チャンネルに対して、検出器中心では大きく、検出器の辺縁では小さくするように分配することが望ましい。

【0007】

前記補正係数 ω_i は、

【数1】

$$\omega_i(\beta) = \left(\sum_{i=1}^{n+1} p_i \beta^{n+1-i} \right)^{-1}$$

10

(ここで、 β : 回転角, p_i : 係数, $n = 2$)

で求められる。

また、検出器中心では大きく、検出器の辺縁では小さくするように分配すると、補正係数 ω_{i2} は

【数2】

$$\omega_{i2}(\beta) = [\cos \gamma \cdot \cos j] \cdot \omega_i(\beta)$$

(ここで、 γ : ファン角, j : コーン角)

20

とするとよい。

【発明の効果】

【0008】

本発明のコーンビームCT装置では、CT撮像におけるコーンビーム・アーチファクトを低減させ且つ、高画質な再構成画像を生成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明のシングルスキャンにおけるコーンビーム・アーチファクトを低減させるコンピュータによる画像再構成処理を構築するに当たって、まず、コーンビーム・アーチファクトの発生要因を調べた。このために、体軸方向の異なる位置に微小球体ファントムを配置してコンピュータ・シミュレーションを行った。その結果、投影データは、回転角の違いによって一定の周期関数として現される軌道に従い、投影されていることが確認された。

30

【0010】

コーンビーム・アーチファクトが大きいほど、投影データの軌道が大きくなる傾向となった。これらコーンビーム・アーチファクトの発生要因を考慮して、図1に示したシングルスキャン・コーンビームCT装置において、以下に示す再構成アルゴリズムによるコンピュータにおける再構成処理を構築した。

1) 各回転角ごとの投影データに対して、重み付けを変える(非線形な重み付けの採用)

2) 補正係数は、検出器の各チャンネルデータに対して、検出器の中心付近では多く、辺縁付近では少なくなるような配分とする。

40

3) 補正され投影データを三次元逆投影する。

以下に再構成アルゴリズムを詳しく説明する。

【0011】

<コンピュータ・シミュレーションに用いる数値ファントムの定義>

ここで、コーンビーム・アーチファクトの発生要因の解析等に用いるコンピュータ・シミュレーションで、数値ファントムの定義について説明する。

幾何学的な基準点は $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ であり、Z軸の回りを回転する角度を α 、Y軸の回りを回転する角度を β とする。ゆえに、回転、変換される新しい幾何学的位置は以下の(1)式によって表される。形は円筒形(Cylinder)又は楕円体(Ellips

50

oid) の 2 つとする。

【数 3】

$$\Pi = \{(\Omega_k, \pi_k)\} \quad (1)$$

$$\Omega_k = T_{il}(x_k, y_k, z_k) R_{ot}(Z, \varphi_k) R_{ot}(Y, \theta_k) S_d(a_k, b_k, c_k)$$

$$\pi_k = \{C_{\text{cylinder}} \quad \text{or} \quad E_{\text{ellipsoid}}\}$$

k は、 N 構成要素によって組み立てられる数値ファントムの k 番目の構成要素を表す。変換操作に伴う移動: $T_{r1}(x_k, y_k, z_k)$, 縮尺: $S_{c1}(a_k, b_k, c_k)$, Y 軸回転: $R_{ot}(Y, \theta_k)$, Z 軸回転: $R_{ot}(Z, \varphi_k)$ の個々の定義は以下の式によって表される。

10

【0012】

移動 (Translation)

【数 4】

$$T_{il}(x_k, y_k, z_k) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_k \\ 0 & 1 & 0 & y_k \\ 0 & 0 & 1 & z_k \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

縮尺 (scaling)

20

【数 5】

$$S_d = \begin{bmatrix} a_k & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b_k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_k & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Y 軸回転 (rotation around Y -axis)

【数 6】

$$R_{ot}(Y, \varphi_k) = \begin{bmatrix} \cos \varphi_k & -\sin \varphi_k & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \varphi_k & 0 & \cos \varphi_k & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

30

Z 軸回転 (rotation around Z -axis)

【数 7】

$$R_{ot}(Z, \varphi_k) = \begin{bmatrix} \cos \varphi_k & \sin \varphi_k & 0 & 0 \\ \sin \varphi_k & \cos \varphi_k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

40

【0013】

また、シミュレーションは、以下の表に示すパラメータの条件下で行う。

【表 1】

項目	値
X線源の軌跡の回転半径 (R)	4.0, 3.0
投影数	360度
垂直方向のチャンネル数	512
水平方向のチャンネル数	512
最大ファン角度 (γ_{max})	28.0724, 36.8698
最大コーン角度 (j_{max})	28.0724, 36.8698
再構成マトリクス	512×512×512
回転軌道	円

10

【0014】

<コーンビーム・アーチファクトの発生要因の解析>

微小球体ファントムを用いて、シミュレーションを行い、コーンビーム・アーチファクトの発生要因を解析する。微小球体ファントムを使用する目的は、体軸 (Z軸) 方向に離れた位置での再構成画像から発生するコーンビーム・アーチファクトが、どのような要因によって発生しているのかを解析するためである。図2に解析方法の概要を示す。

図2(a)は、図1に示したコーンビームCT装置において、X線源110と二次元検出器130が体軸の周りを回転して、0度と、180度の回転角のときを示している。回転角0度のときは微小球体ファントム(ビーズ)の投影が平面検出器130上のaにあり、回転角180度のときは微小球体ファントム(ビーズ)の投影が平面検出器130'上のbにあることを示している。図2(b), (c)は、回転角により、微小球体ファントムがどの検出器チャンネルで検出されるかを示している。

20

【0015】

コーン角のない状態でのシングルスキャンでは、図2中の微小球体ファントムは、0度から359度の全ての回転角において、同一の検出器チャンネルに投影される。しかし、図2(a)(b)に示すように、コーン角が存在すると、回転角0度と回転角180度では微小球体ファントムは同一の検出器チャンネルに投影されず、複数の検出器チャンネルに投影されることになる。回転角によって、どの検出器チャンネルに投影されるかを解析することによって、コーンビーム・アーチファクトの発生要因を解明することが可能となる。

30

図2(a), (b)に示されるように、微小球体ファントムが投影される検出器チャンネルは、各回転角ごとに異なっており、回転中心から体軸 (Z軸) 方向に離れていくほど、この格差 (L) は大きくなる。図2(c)に示すように、投影角“0度”から“359度”のシングルスキャンを行った場合、二次元検出器に投影されるチャンネルデータと、回転角の関係をプロットしていくと、一定の周期に従った軌道を描く現象が確認できる。

【0016】

ここでは、二つの異なるコーン角 (28.0724度と36.8698度) によるコーンビームCTを想定して、異なる位置に配置された微小球体ファントムが、回転角の変化によって、どのようにして検出器チャンネルに投影されていくかについて調べた。図3にその結果を示す。ここで示した微小球体ファントムは表2に示すものを用いている。なお、 μ_k は、X線の吸収率を示す。

40

【表 2】

形状	k	a_k	b_k	c_k	x_k	y_k	z_k	θ_k	ϕ_k	μ_k
楕円体	1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	1.00
楕円体	2	0.03	0.03	0.03	0.25	0.0	0.25	0.0	0.0	1.00
楕円体	3	0.03	0.03	0.03	0.5	0.0	0.5	0.0	0.0	1.00
楕円体	4	0.03	0.03	0.03	0.65	0.0	0.65	0.0	0.0	1.00

50

【0017】

図3(a), (b)に示した結果から、コーン角が大きく、体軸方向に離れた位置になるほど、その軌道は大きくなる傾向になっていることがわかる。また、各々異なった位置における微小球体ファントムの再構成画像(Feldkamp法によって作成)も右側に示しているが、コーンビーム・アーチファクトの発生が大きくなるほど、軌道が大きくなっていることが確認できる。よって、これらの結果からコーンビーム・アーチファクトの発生は、

1) 投影データは、一定の周期関数に従った軌道を描きながら、複数のチャンネルに投影される。

2) その軌道は体軸方向に向かって離れた位置、またはコーン角が広がるほど大きくなる。

【0018】

<新しい再構成アルゴリズム>

上述したコーンビーム・アーチファクトの発生要因の解析結果から、コーンビーム・アーチファクトを低減するために、以下のコンピュータによる処理を提案する。

1) 回転角によって異なる重み付けを作成し、その重み付けを乗算することによって各投影データを補正する。

2) 補正に使用する重み付けは、体軸方向に離れた位置での再構成に関しては小さく、逆に回転中心面に近い位置での再構成では大きくするようにする。

3) 算出した重み付けは、二次元検出器の各々の検出器チャンネルに対して、検出器中心では大きく、検出器の辺縁では小さくするように分配する。

4) 補正された投影データを三次元逆投影して再構成画像を得る。

【0019】

図2(c), 図3において、回転角を、各々の位置の微小球体ファントムにおける軌道を()とすると、それぞれの軌道は二次の多項式を用いて近似的に式(6)のように表すことができる。ただし、 p_i は係数、 $n=2$ とする。

【数8】

$$\Gamma(\beta) = \sum_{i=1}^{n+1} p_i \beta^{n+1-i} \quad (6)$$

【0020】

この式(6)で表される軌道()の偏移が、最も大きい180度付近の投影データの重み付けを少なくするような補正係数を作成して、補正することによってコーンビーム・アーチファクトを低減することが可能になる。補正係数を w_i ()とすると、補正係数 w_i ()は式(6)の逆関数を求めればよいので、式(7)のように表すことができる。

【数9】

$$\omega_i(\beta) = \left(\sum_{i=1}^{n+1} p_i \beta^{n+1-i} \right)^{-1} \quad (7)$$

【0021】

式(7)を使って、各微小球体ファントムの位置ごとに補正係数(w_i ())をプロットしたものが図4である。コーン角が大きく、体軸方向に離れた位置での再構成では、投影角ごとに補正係数 w_i ()を大きく変化させなければならない。ここで、式(7)で求めた補正係数は、全ての検出器チャンネルに対して同一の分配で補正するのではなく、ディテクタの中心付近のチャンネルデータに対しては分配を大きく、逆にディテクタの辺縁付近のチャンネルデータに対しては、分配を少なくするような補正を行う。ここでコーン角を j 、ファン角を θ とすると、回転角ごとに検出器での分配を考慮に入れた補正係数 w_{i2} ()は式(8)によって現される。

10

20

30

40

【数 1 0】

$$\omega_{12}(\beta) = [\cos \gamma \cdot \cos j] \cdot \omega_1(\beta) \quad (8)$$

【0 0 2 2】

360度収集して得られた投影データ P^F_1 をそのまま逆投影すると再構成された画像はボケたものになってしまうので、そのボケを取り除くための再構成関数 g^P を convolution 積分した投影データ P^F_2 は式(9)のようになる。

【数 1 1】

$$P^F_2 = [\cos \gamma \cdot \cos j] P^F_1 * g^P \quad (9)$$

10

次に、 P^F_2 に今回開発を行った補正係数 $i_{12}(\)$ を乗算した投影データ P^F_3 を算出する。

【数 1 2】

$$P^F_3 = P^F_2 \cdot \omega_{12}(\beta) \quad (10)$$

最終的に補正された投影データ P^F_3 を式(11)に示すような三次元逆投影によって再構成を行い、再構成像 $f(x, y, z)$ を得る。

【数 1 3】

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \left\{ \frac{R^2}{[R + x \cos \beta + y \sin \beta]^2} \right\} P^F_3 d\beta \quad (11)$$

20

【0 0 2 3】

< 新しい再構成アルゴリズムの評価 >

新しい再構成アルゴリズムの評価には、微小球体ファントム(表2参照)と胸部ファントム(下に示す表3参照)を使って行った。また、コーン角の違いによる補正効果も調べるため、異なるコーン角(28.0724度と36.8698度)による影響についても検討した。

まず、ビーズ球ファントムに対して、Feldkamp法(FDK)と新しい画像再構成アルゴリズム(correction(+))の比較した結果を図5に示し、その水平方向のプロファイルを図6、垂直方向のプロファイルを図7に示す。それぞれの図において、(a)コーン角28.0724度と(b)コーン角36.8698度とを示している。

30

【0 0 2 4】

胸部ファントムに対して、Feldkamp法(FDK)と本補正アルゴリズム(correction(+))の比較した結果を図8(コーン角28.0724度)、図9(コーン角36.8698度)に示し、その水平方向のプロファイルを図10、図11に示す。なお、胸部ファントムについては、表3を参照されたい。なお、図8、図9において、Z軸上の2点((a) $z = 0.68$ 、(b) $z = 0.78$)における断面を示している。

【表 3】

形状	k	a_k	b_k	c_k	x_k	y_k	z_k	θ_k	ϕ_k	μ_k
円筒形	1	0.69	0.9	0.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	1.0
円筒形	2	0.64	0.85	0.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-0.96
円筒形	3	0.135	0.135	0.9	-0.43	0.0	0.0	0.0	0.0	0.35
楕円体	4	0.33	0.30	0.58	0.0	-0.4	0.0	110.0	165.0	-0.25
楕円体	5	0.30	0.30	0.58	0.0	0.4	0.0	250.0	165.0	-0.25
楕円体	6	0.19	0.21	0.32	0.05	-0.3	0.16	0.0	0.0	0.5
楕円体	7	0.03	0.02	0.9	0.0	-0.8	0.0	0.0	0.0	0.35
楕円体	8	0.03	0.02	0.9	0.0	0.8	0.0	0.0	0.0	0.35

40

【0 0 2 5】

また、胸部ファントムにおいては、雑音も評価するために再構成画像の中心付近と辺縁に 50×50 ピクセルの関心領域(ROI)SD1, SD2を設定して、その標準偏差を比較した。その標準偏差の比較結果を図12に示す。

50

上述の図5～図12の結果から、新しい画像再構成アルゴリズムによって、コーンビーム・アーチファクトが低減されているのが確認できる。特に再構成画像におけるField of View (FOV) の辺縁付近での補正効果が最も大きかった。また、コーン角が広がった条件下においても、コーンビーム・アーチファクトが低減されていることが確認できた。

【産業上の利用可能性】

【0026】

さて、上述した新しい画像再構成アルゴリズムは、近い将来実用化になると予想されるシングルスキャン方式を用いたコーンビームCTの新たな再構成方法として提案したものである。

現在主流のマルチディテクタCTを用いたヘリカル方式のスキャンでは、ヘリカル・アーチファクトに加えてコーンビーム・アーチファクトが加わった再構成画像になる。検出器のサイズも20mmから32mmが主流であり、スキャン範囲の長い胸部や腹部などの撮影には30秒程度の息止め時間を要しているのが現状である。この傾向は、スライス厚が薄く且つ低ヘリカルピッチになるほど大きな影響を受けることになる。高画質な再構成画像を得ようとするならば、これらの撮影パラメータの選択は避けられないものとなる。

【0027】

新しい画像再構成アルゴリズムは、このような諸問題を解決するために、臨床での実用化を目的として開発を行った。従来、コーンビームCTの再構成アルゴリズムには、Feldkamp法を基本とした再構成法を採用している。しかしながら、コーンビーム・アーチファクトは、体軸方向に離れた位置での再構成になるほど、その影響は大きくなるという課題がある。本アルゴリズムはこのような問題点を解決すべく開発を行った。その開発コンセプトは、ヘリカル方式を使わないシングルスキャン方式によるコーンビームCTを基本として、広角なコーンビームになった条件下においても、コーンビーム・アーチファクトの発生を抑制し、体軸方向に対し回転中心から離れた位置での再構成においても、高画質な画像を提供できるアルゴリズムを開発することである。

【0028】

特に、体軸方向から離れた位置での再構成画像において、Field of View (FOV) 辺縁でコーンビーム・アーチファクトの低減効果が有効である。

臨床的に考察すると、新しい画像再構成アルゴリズムを使用することによって、検出器サイズが300mmから400mm程度のフラット型検出器でスキャンを行っても、コーンビーム・アーチファクトの低減された、高画質な再構成画像を生成することが可能になる。胸部や腹部などの撮影範囲の長いスキャンにおいて、短時間且つ高画質な再構成画像を提供可能な再構成アルゴリズムとして、臨床的にも実用可能な方法として用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】コーンビームCT装置の概要を示す図である。

【図2】コーンビーム・アーチファクトの発生要因について説明する図である。

【図3】回転角の違いによって、微小球体ファントムの投影像が検出器のどのチャンネルに投影されるかを示した図である。

【図4】微小球体ファントムの位置ごとに補正係数 (i ()) をプロットした図を示す。

【図5】ビーズ球のFeldkamp法 (FDK) と新しい画像再構成アルゴリズム (correction (+)) の比較した結果を示す図である。

【図6】図5の水平方向のプロファイルを示す図である。

【図7】図5の垂直方向のプロファイルを示す図である。

【図8】コーン角 28.0724 の、胸部ファントムに対する、Feldkamp法 (FDK) と本補正アルゴリズム (correction (+)) の比較した結果を示す図である (Z 軸上の2点) 。

【図9】コーン角 36.8698 の胸部ファントムに対する、Feldkamp法 (FDK) と本補正アルゴリズム (correction (+)) の比較した結果を示す図である (Z 軸上の2点) 。

10

20

30

40

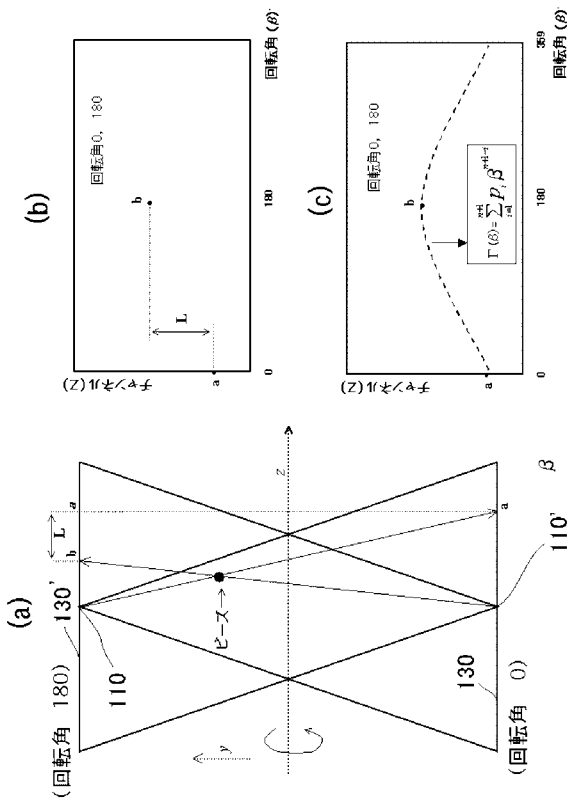
50

【図10】図8, 9のZ軸上の位置(z = 0.68)における水平方向のプロファイルを示す図である。

【図11】図8, 9のZ軸上の位置(z = 0.78)における水平方向のプロファイルを示す図である。

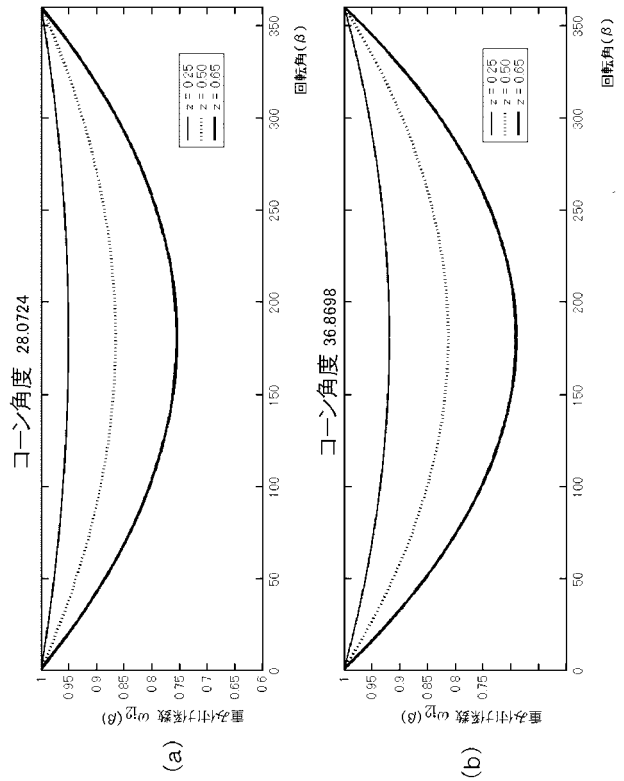
【図12】関心領域(ROI)の標準偏差を示す図である。

【図2】

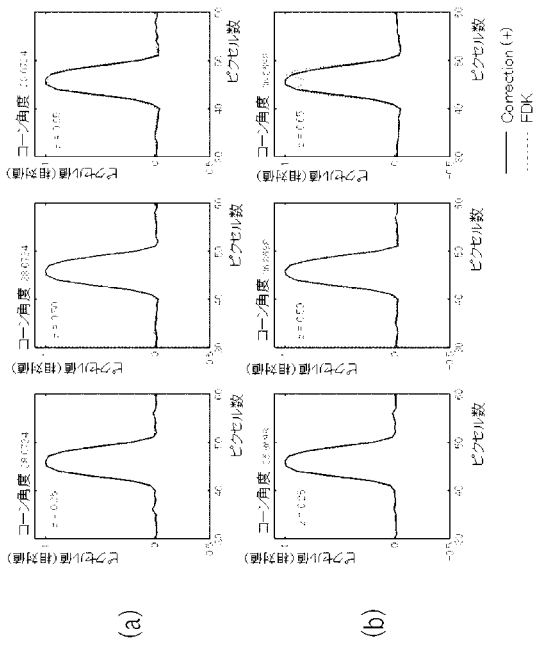


【図4】

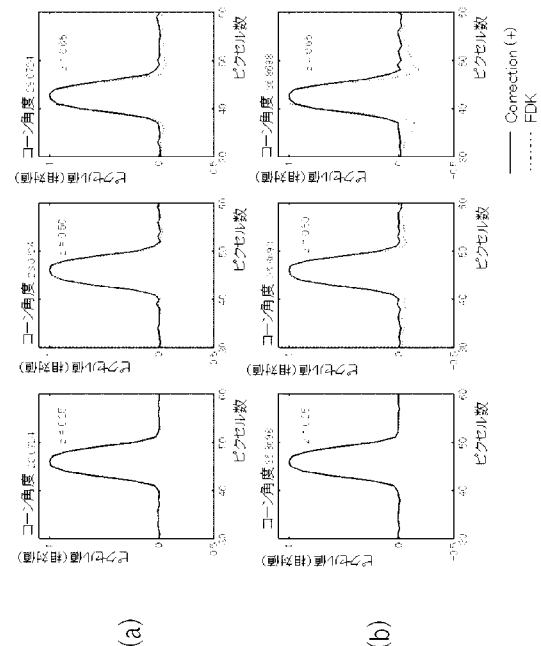
(Fig.1)



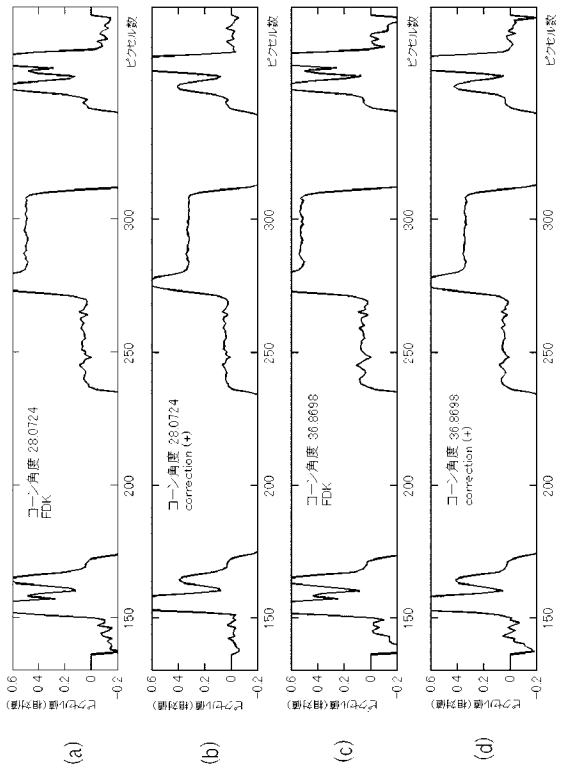
【 図 6 】



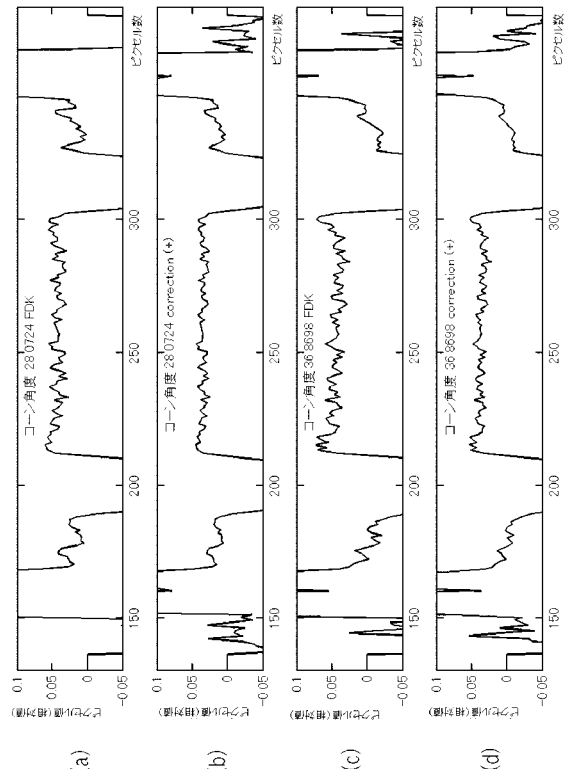
【 図 7 】



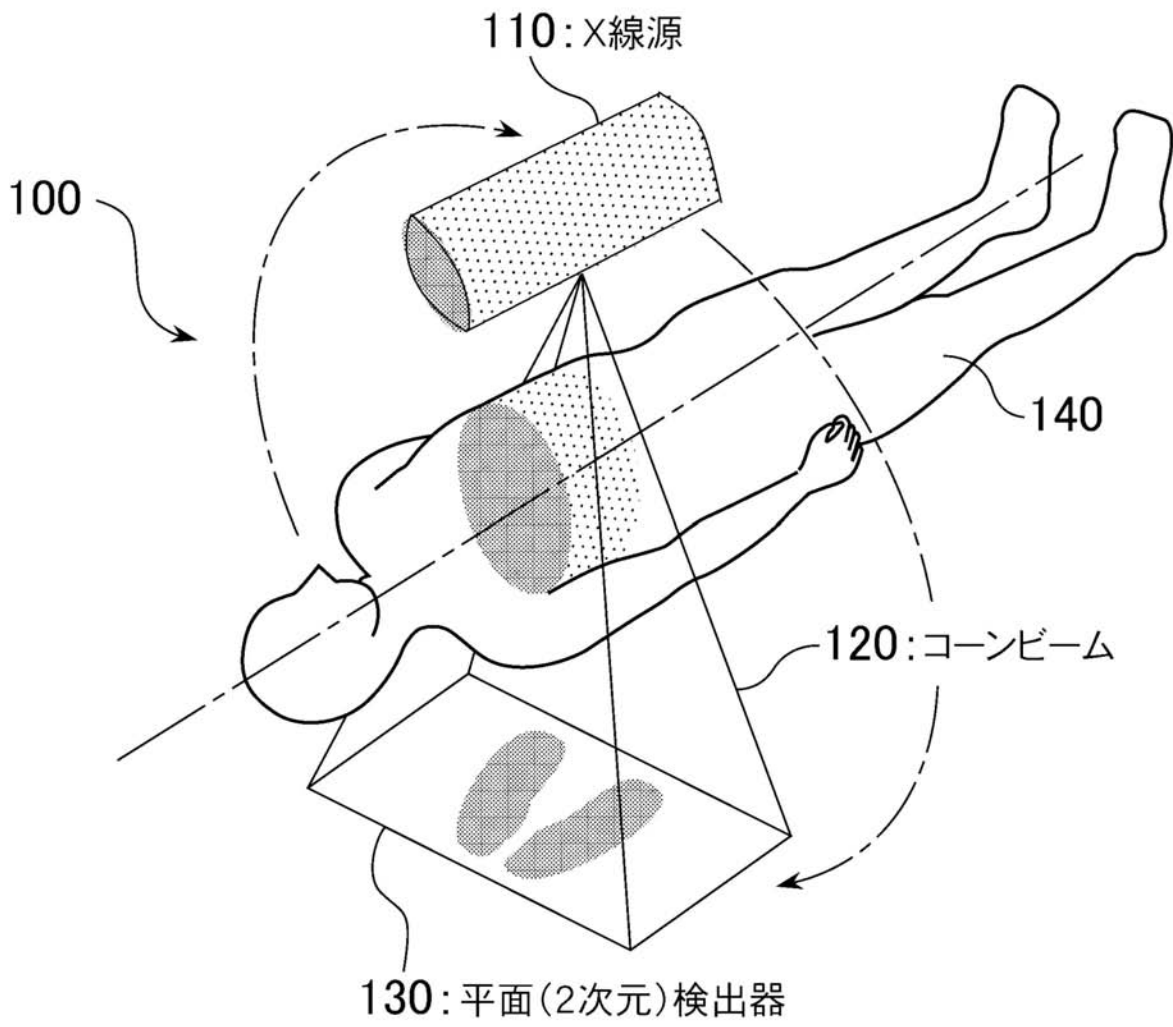
【 図 10 】



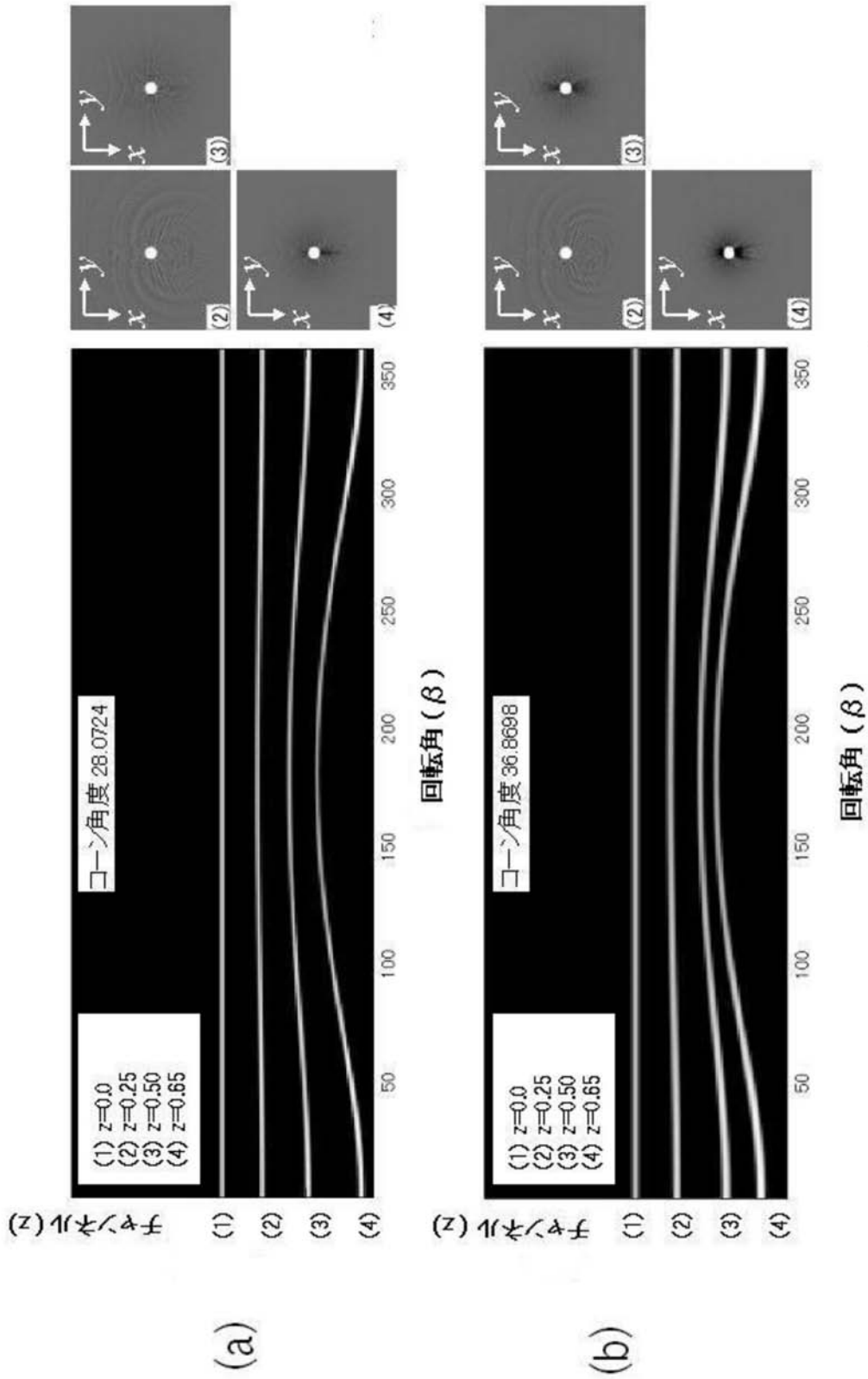
【 図 11 】



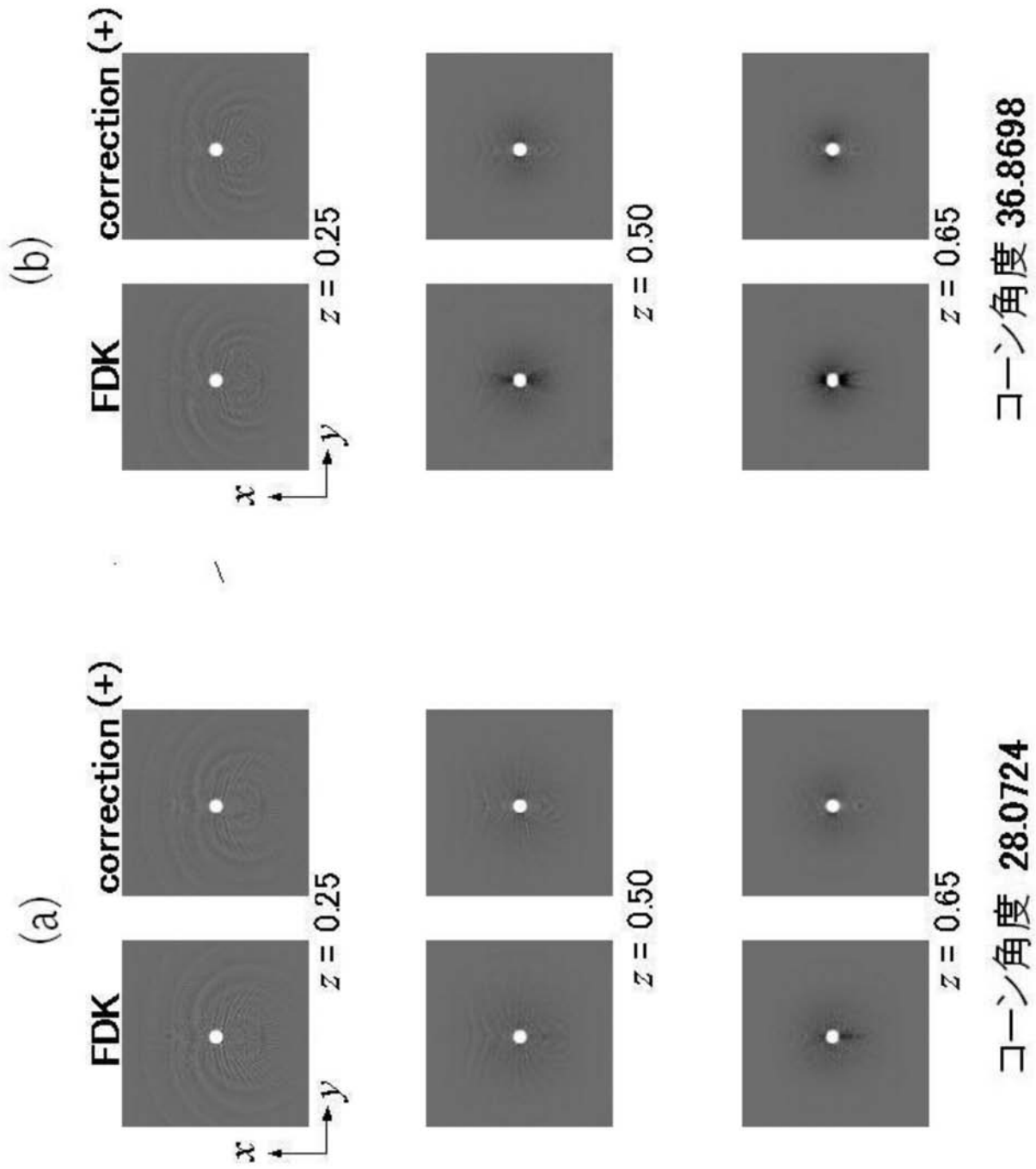
【図1】



【 図 3 】

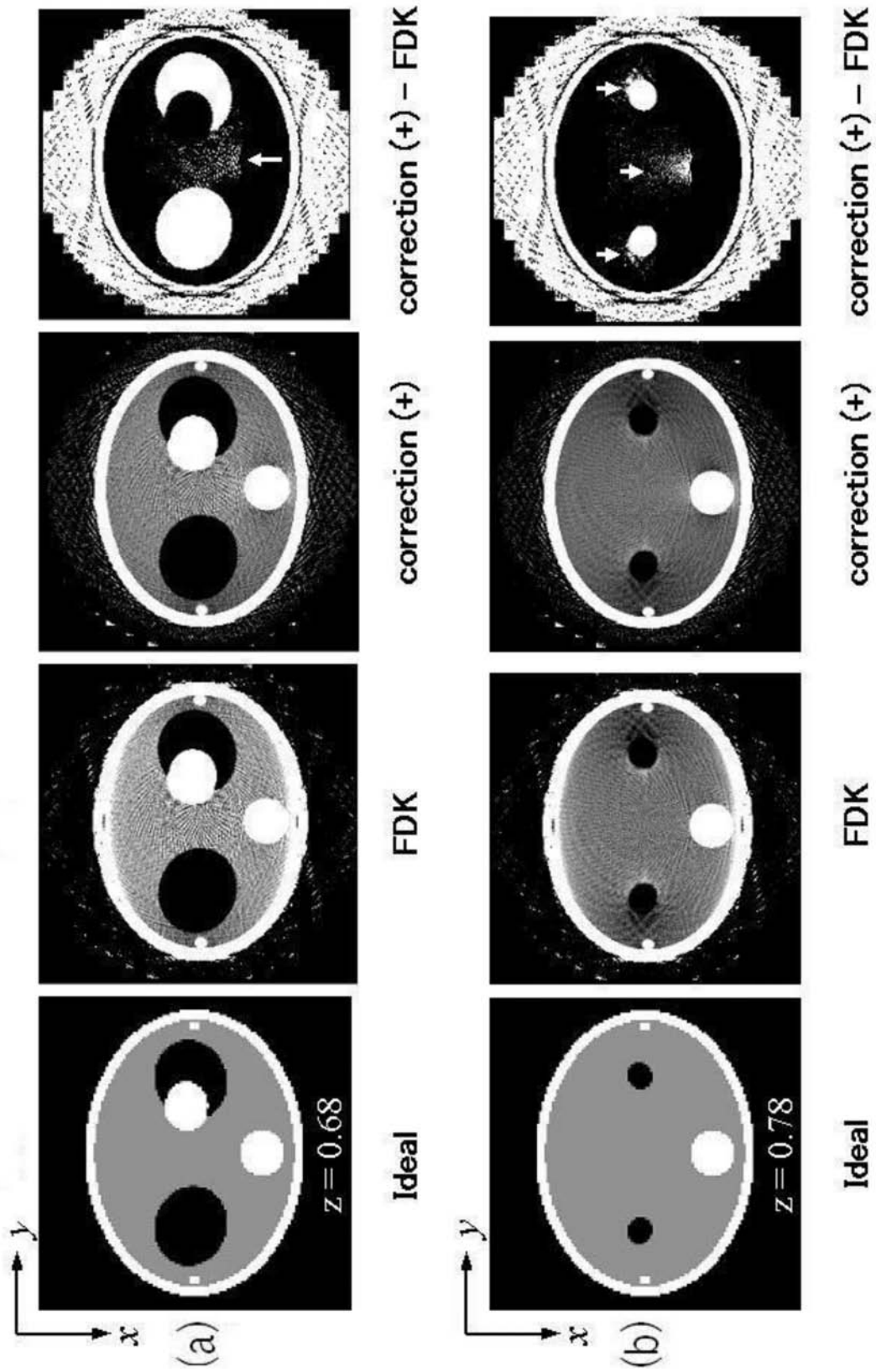


【 図 5 】



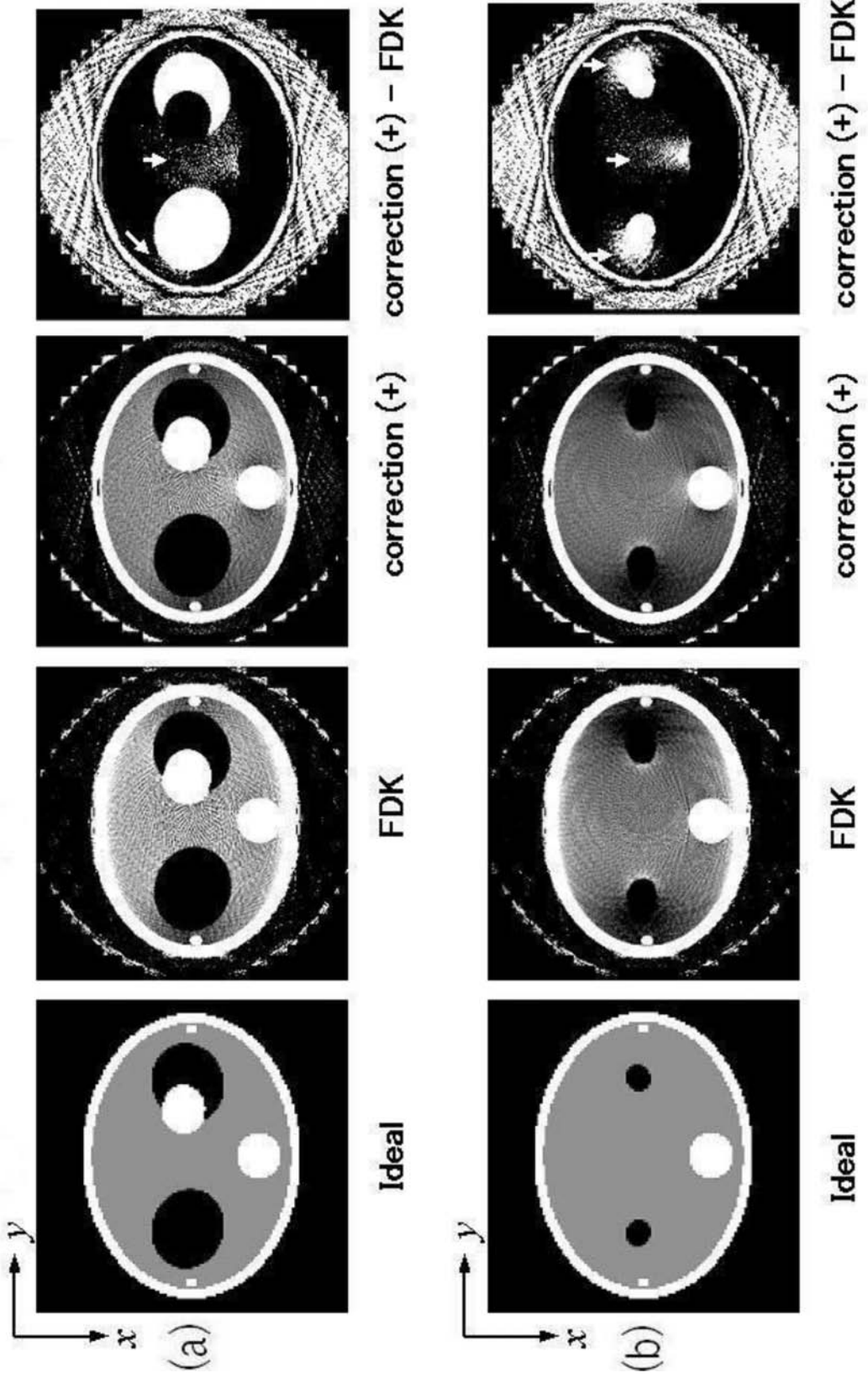
【 図 8 】

コーン角度 28.0724

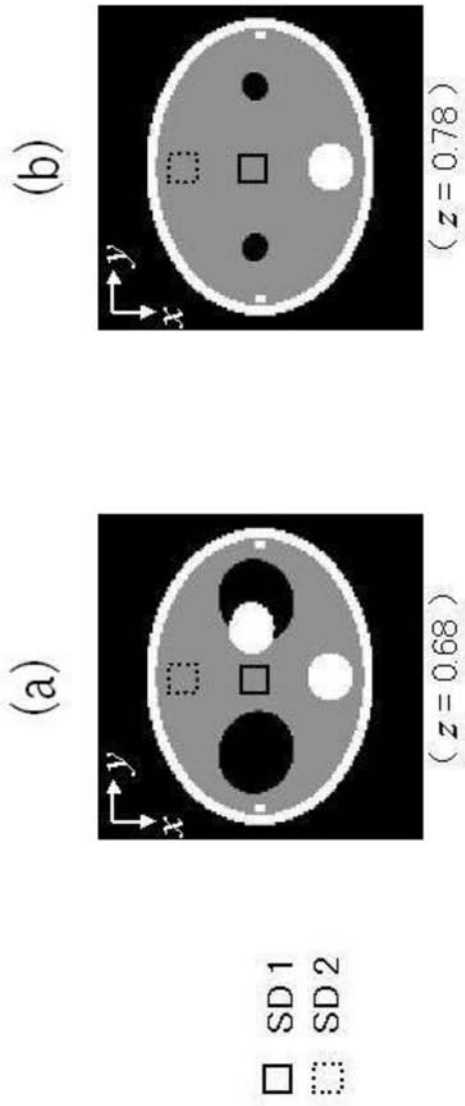


【 図 9 】

コーン角度 36.8698



【 図 1 2 】



	SD 1	SD 2	SD 1	SD 2
コーン角度				
28.0724				
FDK correction (+)	0.2369	0.0691	0.1037	0.1022
FDK correction (+)	0.2339	0.0685	0.0943	0.0867
コーン角度				
36.8698				
FDK correction (+)	0.2416	0.0709	0.1152	0.1151
FDK correction (+)	0.2379	0.0703	0.1058	0.0901