(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3825492号
(P3825492)
(45)発行日　平成18年9月27日(2006.9.27)　(24)登録日　平成18年7月7日(2006.7.7)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 6/03 (2006.01)　A61B 6/03 320B
A61B 6/03 350T

請求項の数 4　(全 24 頁)

(21)出願番号　特願平8-1015
(22)出願日　平成8年1月8日(1996.1.8)
(65)公開番号　特開平9-187449
(43)公開日　平成9年7月22日(1997.7.22)
審査請求日　平成15年1月8日(2003.1.8)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(72)発明者　田口　克行
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝那須工場内
(72)発明者　小林　忠晴
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝那須工場内

審査官　安田　明央

最終頁に続く

(54)【発明の名称】画像再構成処理装置及びＸ線ＣＴ装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

Ｘ線源から円錐状に放射されたＸ線を対象物に照射し、この対象物を透過したＸ線を、複数の検出素子を２次元状に配列してなるＸ線検出器により検出し、このＸ線検出器から得られた検出データに基づいて、前記対象物の画像を再構成する画像再構成処理装置において、

前記複数の検出素子で検出された検出データを、ボクセルの特定面と略平行にボクセル集合体内に設定されたセンタリング面上のデータに置き換える手段と、

前記センタリング面に置き換えたデータを、前記ボクセル集合体の各ボクセルに対して逆投影する手段とを有することを特徴とする画像再構成処理装置。

【請求項２】

前記Ｘ線検出器の列数より、前記センタリング面のデータ列数を多くしたことを特徴とする請求項１記載の画像再構成処理装置。

【請求項３】

Ｘ線を発生するＸ線源と、被検体を透過したＸ線を検出する複数の検出素子が前記被検体の体軸方向に複数配列されたＸ線検出器と、前記Ｘ線検出器からの出力信号に基づいて逆投影するデータを得る手段と、前記被検体の画像を再構成する画像再構成処理手段を有するＸ線ＣＴ装置において、

前記画像再構成処理手段は、

３次元的に空間配置された画像であるボクセルと、前記Ｘ線源との３次元的な位置関係

に基づいて、当該ボクセル列を前記Ｘ線検出器に投影した投影曲線を計算し、前記逆投影するデータを特定する手段と、

前記特定した逆投影するデータを、前記ボクセルに逆投影する手段とを備えたことを特徴とするＸ線ＣＴ装置。

【請求項４】

前記特定手段は、前記ボクセルと前記Ｘ線源との３次元的な位置関係に基づいて逆投影するデータを特定するテーブルを有し、前記位置関係と前記テーブルに基づいて前記逆投影するデータを特定することを特徴とする請求項３記載のＸ線ＣＴ装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

この発明は、Ｘ線源から円錐状に放射されたＸ線を対象物に照射し、この対象物を透過したＸ線をＸ線検出器により検出し、このＸ線検出器から得られた検出データに基づいて、前記対象物の透過画像を再構成する画像再構成処理装置及びＸ線ＣＴ装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

従来のＸ線ＣＴ(computed tomography)装置では、図２３に示すように、Ｘ線源１０１からＸ線ビームがファン状(扇形状)に放射されるファンビームを使用するものが知られている。

このようなＸ線ＣＴ装置は、Ｘ線源１０１から放射されたＸ線ビームを被写体に照射し、この被写体を通過したＸ線を扇状に１列に約１０００チャンネル配列したＸ線検出器１０２で検出してデータ収集を行い、Ｘ線源１０１及びＸ線検出器１０２を被写体の周囲を回転させながら、１回転する間に１０００回程度データ収集し(１回のデータ収集を１ビューと称する)、その収集されたデータに基づいて被写体のＸ線の透過画像を再構成する。

なお、ＦＯＶ１０３は、有効視野を示すものである。

このファンビームを使用したときの画像再構成式は、(式１)により算出される。

【０００３】

【数１】

$$\begin{aligned} Image &= \int Data - Back \cdot d\phi \\ &= \int \left[\frac{1}{F_{pixel}\, D^2(X)} \cdot Data - Conv \right] d\phi \\ &= \int \left[\frac{1}{F_{pixel}\, D^2(X)} \cdot Conv(Data - Raw) \right] d\phi \end{aligned} \qquad \cdots (式1)$$

【０００４】

この(式１)から判るように、ファンビームの再構成では、Ｘ線検出器から得られたデータに、再構成すべきピクセルの位置に依存した重み付けを乗算して逆投影する必要があるので複雑な処理になる。

すなわち、図２４に示すように、有効視野ＦＯＶ１０３に対して再構成すべき画像を構成するピクセルが設定されており、Ｘ線検出器１０２の各チャンネルで得られたデータを、重み付けとして焦点(Ｘ線源１０１のＸ線ビームの放射点)－ピクセル間距離 FpixelD(X) の２乗の逆数を乗算して、該当するピクセルに逆投影する。なお、FpixelD は、Focus-Pixel-Distanceである。

また、直接逆投影する方法もあるが、この場合には極座標変換が必要となり複雑な計算になる。

【０００５】

そこで、ファンビームを使用したＸ線ＣＴ装置では、現在のところ２種類の画像再構成法が考案されている。
１つの方法は、ファン－パラ変換法と呼ばれるものであり、これは、図２５に示すように、ファンビームによるＸ線検出器から得られた投影データを並び替えかつ補間してパラレルビーム投影データを作成(変換を含む)し、これにより得られたデータを、従来のパラレルビームを使用したＸ線ＣＴ装置で行われるように逆投影する方法である。
データ変換の計算と補間処理などが必要になる反面、逆投影時には、ファンビームのときの再構成ピクセル毎に異なった重み付け処理などが不要で、１つのデータ(パラレルビーム投影データ)をビーム路(パラレルビームとなるときの放射点とＸ線検出器のチャンネルとを結ぶ直線)の全てのピクセルに逆投影すれば良いので処理が単純になる。

【０００６】
他の１つの方法は、センタリング軸を使用したファンビーム再構成法であり、その詳細は特開昭５５－９９２４０号に開示している。
図２６に示すように、一度ピクセル列に平行な所定の基準軸(センタリング軸)１０４にＸ線検出器から得られたデータを射影(逆投影)し、それを再度再構成のピクセル列毎に逆投影するものである。このように一度センタリング軸に逆投影することで、ピクセル毎に異なる重み付け処理がピクセル列毎には同一となるので、高速かつ単純な処理が可能になる。

【０００７】
このセンタリング軸を使用したファンビーム再構成法のステップを以下に説明する。
１．投影データData-Proj のX 線強度補正などの種々の補正とcos 項の乗算して、生データData-Rawを得る。この生データData-Rawと再構成関数とのコンボリューション演算をしてData-Conv を得る。
２．Data-Conv をある基準軸 (センタリング軸、例えばピクセルが配列された基準となるＸ軸及びＹ軸）上の点に(式２)の重み付け処理して射影し、Data- Centerを得る。この(式２)式において、FcpD(X) は、焦点－センタリング軸点間距離である。
【数２】

$$\mathrm{Data-Center}=\frac{1}{F_{cp}D^{2}(X)}\cdot\mathrm{Data-Conv} \qquad \cdots(式２)$$

【０００８】
３．２の処理を繰り返し、全ビューのファンビーム投影データを対応する基準軸に射影する。
４．基準軸に射影されたあるビューのデータData-Center を、再構成する画像の全ピクセル列に対しピクセル列毎に同一の(式３)の重み付けしてData-Back を得る。この得た射影データData-Back を、逆投影(画像メモリのピクセルに相当するアドレスに加算) する。なおＡ、Ｂは、図２６に示す。
【数３】

$$\mathrm{Data-Back}=\left(\frac{A}{B}\right)^{2}\cdot\mathrm{Data-Center} \qquad \cdots(式３)$$

【０００９】
５．４の処理を全ビュー繰り返し全ビューの射影データを逆投影する。
【００１０】
なおここで、図２６を参照して(式３)を変形すると、
【数４】

$$\left(\frac{A}{B}\right)^2 \cdot \mathrm{Data-Center} = \left(\frac{F_{cp}D(X)}{F_{pixel}D(X)}\right)^2 \cdot \mathrm{Data-Center}$$

$$= \frac{\left(\frac{F_{cp}D(X)}{F_{pixel}D(X)}\right)^2}{F_{cp}D^2(X)} \cdot \mathrm{Data-Conv}$$

$$= \left(\frac{1}{F_{pixel}D^2(X)}\right)^2 \cdot \mathrm{Data-Conv}$$

【００１１】
となり、これはファンビームの再構成式、(式１)の積分の中身と一致する。
【００１２】
センタリング軸に一度射影した後に各pixel 列に逆投影することで、本来ピクセル毎に異なっていた逆投影時の重み(式１)を、 pixel列単位では等しい重み(式２)にして，重みの発生の計算自体の簡便化と計算回数の削減を達成している。
また、ここでは詳細には述べないが、円弧上に等角度で配列された検出器の素子と直線上に等ピッチで配列されたpixel との複雑な対応関係をも簡略化している。
従来のファンビームを使用したＸ線ＣＴ装置では、以上説明した２つの方法のうちいずれかにより、高速な画像再構成処理を実現している。
【００１３】
さらに一方、図２７に示すように、Ｘ線源２０１からＸ線ビームが円錐状に放射されるコーンビームと、ファンビーム用検出器列をＺ軸方向にＮ列積み重ねたような、円筒面上に検出器の素子（Ｍチャンネル×Ｎ列）を配列した２次元Ｘ線検出器２０２とを使用して、Ｘ線透視画像を撮影するＸ線ＣＴ装置が考案されている。
このようなコーンビームを使用したＸ線ＣＴ装置における代表的なコーンビーム再構成（Feldkamp再構成）は、下記の文献に開示されている。
【００１４】
"Practical cone-beam algorithm"
L.A.Feldkamp, L.C.Davis, and J.W.Kress
J. Opt. Soc. Am. A/Vol.1, No.6, pp.612-619/June 1984
これは、数学的に厳密な再構成法であるファンビーム(2次元平面内) 再構成アルゴリズム[Filtered-Backprojection(フィルタ補正逆投影法)] を、Ｚ軸方向に拡張することによって得られた近似的な３次元再構成アルゴリズムである。
【００１５】
このコーンビーム再構成法では、コーンビームによるコンベンショナルスキャンを対象としており，以下のステップからなる。なお、このコーンビームでは、２次元的な画素としてのピクセルの代わりに、図２８に示すように、３次元的な画素としてのボクセルが使用される。
【００１６】
１．投影データの重み付け
投影データに、Ｚ座標に依存した項とcos 項を乗算する。
【００１７】
２．コンボリューション演算
１の処理により得たデータと、ファンビームと同じ再構成関数とのコンボリューション演算を行う。
【００１８】

３．BackProjection（逆投影）
２の処理により得たデータを、Ｘ線が通過した(焦点から検出器のチャンネルまでの) パス上に逆投影する。すなわち、焦点から逆投影するボクセルを通る直線が検出器面と交差する点を計算し、その点の周囲の２の処理のデータから逆投影するデータを補間などで作成し、それをFvoxelD(X)の２乗の逆数で重み付けして逆投影する。この逆投影は３６０°(１回転)にわたって行なう。
【００１９】
ファンビーム再構成式と類似な式で表現すると、下記となる。
なお、 FvoxelD(X)=Focus-Voxel-Distanceは、焦点－ボクセル間距離である。
【数５】

$$\mathrm{Image} = \int \mathrm{Data-Back} \cdot d\phi$$

$$= \int \left[\frac{1}{F_{voxel}\, D^2(X)} \cdot \mathrm{Data-Conv} \right] d\phi \qquad \cdots (式４)$$

$$= \int \left[\frac{1}{F_{voxel}\, D^2(X)} \cdot \mathrm{Conv(Data-Raw)} \right] d\phi$$

【００２０】
この３次元再構成式(コーンビーム再構成式)(式４)について、式上ではファンビーム再構成と非常に似ているが、Data-Back の逆投影方法が大きく異なることを説明する。
２次元的なファンビーム再構成においては、図２９に示すように、再構成面内の全画素（ピクセル）に対して1 次元に配列された検出器のデータから逆投影するのに対し、コーンビーム(Feldkamp)再構成においては、図３０に示すように、焦点と再構成するボクセル(voxel) を結んだ直線が２次元のＸ線検出器面と交差する点を求め、その交差点に関与する検出器素子から得られるデータをその直線上に位置する全てのボクセルに逆投影する。
【００２１】
従って、コーンビーム再構成で、ファンビーム再構成のようにある面を再構成する場合には、特定の検出器列かつチャンネルのデータが再構成面の一部のボクセルにのみ逆投影されるため、各ボクセルに対して逆投影するデータ（検出器列と検出器チャンネル）を選択する必要があるので、再構成ボクセルと焦点を結んだ直線とＸ線検出器面の３次元的な位置関係が重要になる。
しかも、Ｚ座標が同じ検出器列を考え、その検出器素子と焦点を結んだ直線を考えた場合、ある面(再構成面)においてそれらの直線が通過するボクセルは、焦点を中心とした検出器面の相似図形（円筒検出器の場合、同心円）上に並ぶため、この位置関係の計算は非常に複雑になる。
【００２２】
【発明が解決しようとする課題】
上述したように、従来のＸ線ＣＴ装置において、コーンビーム及び２次元的なＸ線検出器を使用した場合、画像の再構成ではその計算が複雑で膨大な量になり、一般的に普及しているコンピュータ等では処理時間が長くかかり過ぎて実現できないという問題があった。
そこでこの発明は、コーンビームを使用して撮影された画像の正確な再構成を実現することができる画像再構成処理装置及びＸ線ＣＴ装置を提供することを目的とする。
【００２３】
【課題を解決するための手段】
本発明の第１局面は、Ｘ線源から円錐状に放射されたＸ線を対象物に照射し、この対象物を透過したＸ線を、複数の検出素子を２次元状に配列してなるＸ線検出器により検出し、このＸ線検出器から得られた検出データに基づいて、前記対象物の画像を再構成する画

像再構成処理装置において、前記複数の検出素子で検出された検出データを、ボクセルの特定面と略平行にボクセル集合体内に設定されたセンタリング面上のデータに置き換える手段と、前記センタリング面に置き換えたデータを、前記ボクセル集合体の各ボクセルに対して逆投影する手段とを有することを特徴とする。

本発明の第２局面は、Ｘ線を発生するＸ線源と、被検体を透過したＸ線を検出する複数の検出素子が前記被検体の体軸方向に複数配列されたＸ線検出器と、前記Ｘ線検出器からの出力信号に基づいて逆投影するデータを得る手段と、前記被検体の画像を再構成する画像再構成処理手段を有するＸ線ＣＴ装置において、前記画像再構成処理手段は、３次元的に空間配置された画像であるボクセルと、前記Ｘ線源との３次元的な位置関係に基づいて、当該ボクセル列を前記Ｘ線検出器に投影した投影曲線を計算し、前記逆投影するデータを特定する手段と、前記特定した逆投影するデータを、前記ボクセルに逆投影する手段とを備えたことを特徴とする。

【００２５】

【発明の実施の形態】

以下、この発明の第１の実施の形態を図１～図１６を参照して説明する。

図１は第１の実施の形態によるＸ線ＣＴ装置の構成図である。図２は、図１のガントリの外観図である。

投影データ測定系としてのガントリ（架台ともいう）１は、円錐に近似したコーンビーム状のＸ線束を発生するＸ線源３と、複数の検出素子を２次元状に配列してなる２次元アレイ型のＸ線検出器５とを収容する。前記Ｘ線源３と前記Ｘ線検出器５とは、寝台６のスライド天板に載置された被検体を挟んで対向した状態で回転リング２に装備される。

前記Ｘ線検出器５としては、複数(１０００チャンネル)の検出素子が、ファンビーム用の１次元的に配列された１次元アレイ型検出器を複数列(１０列)積み重ねられたように配列されて構成されたもの(図２７参照)で、前記回転リング２に実装される。ここで、１つの検出素子は１チャンネルに相当するものと定義する。

【００２６】

前記Ｘ線源３からのＸ線はＸ線フィルタ４を介して被検体に曝射される。被検体を通過したＸ線は前記Ｘ線検出器５で電気信号として検出される。

Ｘ線制御器８は高圧発生器７にトリガ信号を供給する。この高圧発生器７はトリガ信号を受けたタイミングで前記Ｘ線源３に高電圧を印加する。これによりＸ線源３からはＸ線が曝射される。

架台寝台制御器９は、前記ガントリ１の前記回転リング２の回転と、前記寝台６のスライド天板のスライドとを同期して制御する。システム全体の制御中枢としてのシステム制御器１０は、被検体から見て前記Ｘ線源３が螺旋軌道を移動するいわゆるヘリカルスキャンを実行するように、前記Ｘ線制御器８と前記架台寝台制御器９を制御する。

具体的には、前記回転リング２が一定の角速度で連続回転し、前記寝台６のスライド天板が一定の速度で移動し、前記Ｘ線源３から連続的又は一定角度毎に間欠的にＸ線が曝射される。

【００２７】

前記Ｘ線検出器５からの出力信号は、チャンネル毎にデータ収集部１１で増幅され、ディジタル信号に変換される。このデータ収集部１１から出力される投影データは、再構成処理部１２に取り込まれる。

この再構成処理部１２は、投影データに基づいてボクセル毎にＸ線吸収率を反映した逆投影データを求める。

コーンビームを使用したヘリカルスキャン方式のＸ線ＣＴ装置において、有効視野(ＦＯＶ、撮影領域)は、ヘリカルスキャンの回転中心軸を中心として円筒形状となり、再構成処理部１２は、この有効視野に複数のボクセル(３次元的に配置された画素)を規定し(図２８参照)、Ｘ線検出器５からの投影データから各ボクセルの逆投影データを求める。

この逆投影データに基づいて作成された３次元画像データ又は断層像データは表示装置１４に送られ３次元画像又は断層像としてビジュアルに表示される。

【００２８】
図３（ａ）及び図３（ｂ）に示すように、このＸ線ＣＴ装置のジオメトリは、
検出器列数　　Ｍ＝２０、
各列のＺ軸方向の高さ　Ｄseg ＝２ｍｍ、
Ｘ線検出器の厚み　　Ｍ×Ｄseg ＝４０ｍｍ、
チャンネル数　　Ｎ＝１０００、
焦点－回転中心間距離　ＦＣＤ(Focus-center-Distance)＝６００ｍｍ、
焦点－検出器間距離　　ＦＤＤ(Focus-Detector-Distance)＝１２００ｍｍ、
有効視野直径　　ＦＯＶ(Field of View)＝５００ｍｍ、
有効視野角（ファン角）θ＝５０°
となっている。
【００２９】
図４は、前記再構成処理部１２の要部構成を示すブロック図である。
２１は、コンボリューション処理及び逆投影処理におけるデータ選択、重み付け、センタリング処理、逆投影などの計算及び３次元再構成処理全体を制御するこの再構成処理部１２の制御部本体を構成する再構成処理制御部である。
コンボリューション演算部２２は、前記データ収集部１１で収集された投影データをコンボリューション処理し、このコンボリューション処理により得られたコンボリューションデータは第１のデータメモリ２３に記憶される。
【００３０】
第１の逆投影部２４は、前記第１のデータメモリ２３に記憶されたコンボリューションデータを予め設定されたセンタリング面に逆投影(射影)処理し、この逆投影されたセンタリングデータは第２のデータメモリ２５に記憶される。
【００３１】
第２の逆投影部２６は、前記第２のデータメモリ２３-2記憶されたセンタリングデータをボクセルに逆投影(３次元逆投影)処理し、この逆投影された再構成データ(画像)は画像メモリ２７に記憶される。
【００３２】
ここで再構成についてコーンビームによる３次元再構成について、幾つかの点について考察する。
再構成ボクセル列(直線)、センタリング面(平面)、検出器列(円弧)、検出器面(円筒、但しデータメモリ上のように展開して考えるときは平面である) などの座標変換を伴う関係について説明する。
まず、再構成ボクセル列、検出器面、センタリング面を考える。
図５に示すように、１列のボクセル列(直線)の検出器面への投影が図６に示すような曲線になることを説明する。
【００３３】
再構成ボクセル列、検出器面、センタリング面をＺ軸方向(上方)から観察した図を、図７(ａ)に示す。Ｘ線検出器５のチャンネル(検出器列)は焦点ＦからＺ軸方向において等角度の円弧上に配列されており、図のように焦点回転(ビュー) による回転角をφ、チャンネル方向の角度をθで示す。
また、この焦点位置においてセンタリング面はＸ軸上にあり(Ｘ軸Ｚ軸平面に含まれている)、Ｘ軸はセンタリング面のＸ軸であるＸcp軸に一致する。再構成ボクセル列の座標を(Ｘv , Ｙv)…(Ｘv はボクセルと共に変化するが、Ｙv は一定)で定義する。
図７(ｂ)に示すように、線分ＦＣの長さ(焦点－回転中心間距離)をＦＣＤ、線分ＦＶ0 の長さ(焦点－ボクセル間距離)をＦＣＤ´、あるボクセルＶを考えるときに線分ＦＶをＸＹ平面へ射影したときの(図の点線における)長さを　ＦＣＤ”、焦点- 検出器間距離をＦＤＤとする。また、焦点とボクセルを通る直線を引き、ＸＹ平面上での焦点からの距離がＦＣＤのときのＺ座標をＺ0 、ボクセルＶのＺ座標をＺv とする。さらに、展開した検出器面上での座標を図７(ｃ)のように横軸(Ｘdet=θ・ＦＤＤ)と縦軸(Ｚdet)と

する。

【００３４】

まず、再構成ボクセル列を検出器面に投影することを考える。なお、Ｘcpは線分ＦＶのセンタリング面上でのＸ座標を示し、次の(式５)により求められる。

【数６】

$$FCD \cdot \sin\theta = X_{cp} \cdot \sin\left[\frac{\pi}{2} - (\phi + \theta)\right]$$

$$X_{cp} = FCD \cdot \frac{\sin\theta}{\cos(\phi + \theta)} \qquad \cdots (式5)$$

【００３５】

そこで、△ＦＣＸcpと△ＦＶo Ｘv は相似なので、次に示す関係式(式６)を使用して、

【数７】

$$X_V = FCD' \cdot \frac{\sin\theta}{\cos(\phi + \theta)} \quad ,$$

$$FCD' = FCD + \frac{Y_V}{\cos\phi} \qquad \cdots (式6)$$

$$\theta = \tan^{-1}\left[\frac{X_V \cdot \cos\phi}{FCD' - X_V \cdot \sin\phi}\right] \qquad \cdots (式7)$$

【００３６】

となる。この(式７)がＸv →θ変換、再構成ボクセル列の検出器面への投影におけるチャンネル方向の式である。

【００３７】

さて、線分ＦＸcpと線分ＦＣＤとの間の関係は次に示す(式８)であるから、(式９)を得る。

【数８】

$$FX_{cp} \cdot \cos(\phi + \theta) = FCD \cdot \cos\phi \qquad \cdots (式8)$$

$$FCD'' = FX_{cp} + X_{cp}V$$

$$= \frac{\cos\phi}{\cos(\phi + \theta)} \cdot FCD + \frac{Y_V}{\cos(\phi + \theta)} \qquad \cdots (式9)$$

【００３８】

従って、再構成ボクセル列の検出器面への投影における列方向の式は、次に示す(式１０)となる。

【数９】

$$Z_{det} = \frac{FDD}{FCD''} \cdot Z_V$$

$$= \frac{\cos(\phi+\theta)\cdot FDD}{(\cos\phi \cdot FCD + Y_V)} \cdot Z_V \qquad \cdots (式10)$$

【００３９】
(式７)から等ピッチに並んだ再構成ボクセル列を検出器面へ投影すると非線形な配列になることがわかる。従って、図中左方例えば第１ボクセルと第２ボクセルを検出器面上に投影したときの間隔（例えば２．４チャンネル分）と、図中右方例えば第５１１ボクセルと第５１２ボクセルの間隔（例えば３．５チャンネル分）とは異なり、角度θに依存して非線形な配列になる。
また、(式１０)からＺ座標がＺv で固定された直線の再構成ボクセル列を検出器面へ投影すると角度θに依存して図６のような非線形な曲線になることがわかる。ただし、再構成ボクセル列のＺ座標Ｚv とＺdet とは比例関係にある。
【００４０】
これを示すのが図８及び図９であり、図８には、ボクセル列Ｖ、センタリング面Ｃ、検出器面Ｄとそれぞれの変数および端点と中心点の定義を示す。なお、図１０には、ボクセル列Ｖとセンタリング面Ｃとを示す。このボクセル列Ｖに対してセンタリング面Ｃは平行に配置されている。
図９(ｂ)に示した直線であるボクセル列のセンタリング面への投影も、図９(ｃ)に示すように直線になる。ボクセルのピッチとセンタリング面上の点のピッチは一定の比になっており、歪みは全く生じない。すなわち、逆投影すべきデータが、センタリング面上で直線かつ等ピッチであれば、当然そのボクセルへの逆投影も直線かつ等ピッチとなる。すなわち、ボクセルとセンタリング面との関係は単純な拡大縮小関係となる。
【００４１】
しかし、ボクセル列を検出器面に投影すると、図９(ａ)に示すように、チャンネル方向、列方向ともに非線形な歪みが発生する。しかし、Ｚ座標Ｚv の異なる２本のボクセル列の投影が示すように、検出器面上の２本のボクセル列の投影像どうしの間には、上述の拡大縮小関係的な比例関係が成立している。
【００４２】
以上の考察をふまえて、最も単純なコーンビームの再構成法は、以下に説明するステップである。
１．Ｘ線検出器からの投影データをＸ線強度補正等の補正処理後、Feldkamp重みづけ処理し、データメモリに記憶させる。
２．データメモリに記憶された補正投影データを再構成関数とコンボリューション処理し、データメモリに記憶させる。
３．(式７)および(式１０)に従って逆投影するボクセル列を検出器面に投影した投影曲線を計算し、逆投影するデータを選択してそのアドレスを発生させる。
４．該当するデータを読み出し、所定の重みづけ処理後、画像メモリ該当するボクセルの位置に加算する。
【００４３】
これを“直接逆投影法”と称する。３の処理は、予め投影曲線を計算しておきテーブルとしてデータメモリ等に記憶しておいても良い。これを“テーブル法”と称する。
いずれの方法でも投影曲線は近似曲線でも良い。しかしこの方法ではファンビーム投影データの２次元逆投影でも存在した、逆投影する（チャンネル方向の）データ選択の計算と、重み計算の他に、列方向のデータ選択計算が加わるため、膨大な計算量になってしまう。または“テーブル法”による場合には巨大なテーブルを記憶するメモリが必要になる。

【００４４】
そこで、この発明の第１の実施の形態においては、Ｘ線検出器５から得られた逆投影するデータ(投影データ)を一度センタリング面へ逆投影後、各ボクセルへ逆投影する方法を行う。
図９における考察とは逆に、検出器面上（あるいはデータメモリ上）のピッチおよび直線がセンタリング面に投影される場合を検討する。前述の(式５)と、(式１０の変形)を(式８)により解いた(式１１)を次に示す。
【数１０】

$$X_{cp} = FCD \cdot \frac{\sin\theta}{\cos(\phi+\theta)} \qquad \cdots(式5)$$

$$Z_{cp} = \frac{FX_{cp}}{FDD} Z_{det} \qquad \cdots(式10の変形)$$

$$= FCD \cdot \frac{\cos\phi}{FDD \cdot \cos(\phi+\theta)} \cdot Z_{det} \qquad \cdots(式11)$$

【００４５】
また、センタリング面上の直線が検出器面上に投影される場合は、次の(式７の変形)及び(式１１の変形)となる。
【数１１】

$$\theta = \tan^{-1}\left[X_{cp} \cdot \frac{\cos\phi}{FCD - X_{cp} \cdot \sin\phi}\right] \qquad \cdots(式7の変形)$$

$$Z_{det} = \frac{FDD}{FX_{cp}} \cdot Z_{cp} \qquad \cdots(式11の変形)$$

【００４６】
従って(式７)と(式１０)に従った非線形歪みの代わりに、(式５)と(式１１)に従った非線形歪みが発生する。
【００４７】
これを示すのが図１１である。図１１(ｂ)に直線で示された検出器列の全チャンネルのデータをセンタリング面に投影すると、図１１(ｃ)に示すように、上述の非線形(式４及び式８)によってＸcp、Ｚcp方向共に歪む。
Ｚ方向の歪み及びＸ方向の等ピッチの配列の歪みは、共に図９の場合とは逆になる。前述のようにセンタリング面と再構成ボクセル列との間に歪みはないが、図１１(ａ)に示すように、検出器列の全チャンネルのデータをボクセルに投影すると同様の歪みが発生する。すなわち、図１１(ｃ)に示す前述のセンタリング面への投影のＺ方向の歪み及びＸ方向の等ピッチの配列の歪みと図１１(ａ)に示すボクセルへの投影のＺ方向の歪み及びＸ方向の等ピッチの配列の歪みとは、同様のもので拡大・縮小関係になっている。
【００４８】
そこで、センタリング面上で補間処理などによってデータのリサンプリングを行い、直線上に等ピッチでデータが並ぶように処理する。その結果が図１２(ａ)である。
センタリング面上の座標系Ｘcp、Ｚcpと再構成ボクセルの座標系Ｘｖ 、Ｚｖ の関係は、(式５)、(式６)、(式９)、(式１０)を応用して、次の(式１２)及び(式１３)を得る。
【数１２】

$$X_{cp}=\frac{FCD}{FCD'}\cdot X_V=\frac{FCD}{FCD+\frac{Y_V}{\cos\phi}}\cdot X_V \qquad \cdots(式12)$$

$$Z_{cp}=\frac{FX_{cp}}{FCD''}\cdot Z_V=\frac{\frac{\cos\phi}{\cos(\phi+\theta)}\cdot FCD}{\frac{\cos\phi}{\cos(\phi+\theta)}\cdot FCD+\frac{Y_V}{\cos(\phi+\theta)}}\cdot Z_V$$

$$=\frac{1}{1+\frac{Y_V}{FCD\cdot\cos\phi}}\cdot Z_V \qquad \cdots(式13)$$

【００４９】
従って、再構成ボクセルにおいてスライス位置Ｚ＝Ｚcpのアキシャル断面を再構成するとき、そのアキシャル断面を図１２(ｂ)に示すような正方形に内接する円形ＦＯＶと考えると、(式１２)、(式１３)でＺv を断面内で常に定数、ボクセル列内でＹv を定数とし、ボクセル単位でＸv を変化させることになる。従って、(破線で示す)正方形とその内接する円形ＦＯＶの投影は、(破線で示す)台形とそれに内接する円の変形(図示せず)になる。
また、ボクセル列をセンタリング面に投影した直線は、ボクセル列の位置に対応してセンタリング面内を上下に平行移動する。そこで、逆投影するボクセル列に対応するＺ座標Ｚcpを(式１３)で求め、逆投影するボクセルに対応するＸ座標Ｘcpを(式１２)で求め、対応するデータを目的のボクセルに逆投影する。これを全ボクセルに全ビュー繰り返して逆投影を行う。
【００５０】
式で表現すると下のようになる。なお、ＦdpＤは焦点－検出器素子間距離であり、ＦcpＤ(Ｘ, Ｚ)は焦点－センタリング点間距離である。
【数１３】

$$Data-Conv=\left[\frac{FCD}{F_{dp}D}\cdot Data-Raw\right]\ *\ Conv-Function \qquad \cdots(式14)$$

$$Data-Center=\frac{1}{F_{cp}D^2(X)}\cdot Data-Conv \qquad \cdots(式15)$$

$$Data-Back=\left(\frac{A}{B}\right)^2\cdot Data-Center \qquad \cdots(式16)$$

【００５１】
ここで、(式１４)は、コンボリューション処理したデータを示す式であり、(式１５)は、センタリング処理したデータを示す式であり、(式１６)は、ボクセルに逆投影したデータを示す式である。
【００５２】
この(式１６)は、さらに
【数１４】

$$\mathrm{Data-Back}=\left(\frac{F_{cp}D(X)}{F_{voxel}D(X)}\right)^2\cdot\mathrm{Data-Center}$$

$$=\left(\frac{F_{cp}D(X,Z)}{F_{voxel}D(X,Z)}\right)^2\cdot\frac{1}{F_{cp}D^2(X,Z)}\cdot\mathrm{Data-Conv}$$

$$=\frac{1}{F_{voxel}D^2(X)}\cdot\mathrm{Data-Conv}\qquad\cdots(式17)$$

【００５３】
となり、この(式１７)は３次元再構成式(式３)と一致する。
【００５４】
すなわち、この発明のセンタリング面を使用した３次元再構成法(コーンビーム再構成法)のステップを以下に説明する。
１．再構成処理制御部２１は、データ収集部１１からの投影データData-Proj をＸ線強度補正などの補正処理して生データData-Rawを得て、第１のデータメモリ２３に記憶させる。
２．再構成処理制御部２１はコンボリューション演算部２２により、第１のデータメモリ２３のデータを読み出し、Feldkamp重みづけ((式１４)の第１項)処理後、再構成関数Conv-Function とコンボリューションし((式１４)の第２項) 、第１のデータメモリ２３に記憶させる。
【００５５】
３．再構成処理制御部２１は第１の逆投影部２４により、第１のデータメモリ２３に記憶されたコンボリューションデータに基づいて、次の(i) あるいは(ii)のいずれか一方により(式１５)のセンタリング処理を行う。
(i) (式５)及び(式１１)に従って、検出器面のデータをセンタリング面に投影した投影曲線を計算し、コンボリューションデータに重み付けを行った後にセンタリング面に射影してセンタリングデータを計算し、更にセンタリング面上のセンタリングデータを図１２(ａ)のように格子状にリサンプリングして、第２のデータメモリ２５に記憶する。
(ii) (式７変形)及び(式１１変形)に従って、センタリング面上で(i) でリサンプリングしたような格子状のデータの位置を検出器面に投影した投影点の位置を計算し、投影点周囲の４個 (２列×２CH) の検出器素子のコンボリューションデータを重みづけ加算後に(式１５)の３次元逆投影における重み付けを行ってセンタリング面に射影してセンタリングデータData-Center を計算し、第２のデータメモリ２５に記憶する。
【００５６】
４．再構成処理制御部２１は、(式１２)及び(式１３)に従って、再構成するボクセル (列) をセンタリング面に投影した投影点 (直線) を計算し、逆投影するデータを例えば４個 (２列×２CH) 選択してそのアドレスを発生させる。 ５．再構成処理制御部２１は第２の逆投影部２６により、第２のデータメモリ２５から該当するセンタリングデータData-Center を読み出し、データ数が複数の場合は重みづけ加算し、２次元ファンビーム再構成におけるセンタリングデータの逆投影時と同様に、Ａ／Ｂの２乗の重みづけ処理後 (この正当性は(式１７)にて証明済み) 、画像メモリ２７の該当するボクセルの位置に加算する。
以上で３次元再構成ができる。
この３次元再構成処理の流れを図１３に示す。
【００５７】
なお、上述した３の処理及び５の処理における検出器面上の点又はセンタリング面上の点

からセンタリング面上の点又はボクセルへの逆投影(射影)データの計算では、４点Bi-Linear 補間等の線形補間やSpline補間等の非線形補間、あるいはその他の補間を使用してリサンプリングしても良いものである。さらに、補間を行わずに、例えばNearest Neighborとして、該当する投影点に最も近い点を選択して逆投影データを計算しても良い。

【００５８】

なお、４点Bi-Linear 補間においては、１つの投影点に対して例えばｊ列及びｊ＋１列とｎチャンネル及びｎ＋１チャンネルの４点Data(j,n) , Data(j,n+1) , Data(j+1,n) , Data(j+1,n+1) が補間するデータとして計算対象となる。

このとき、４点Bi-Linear 補間においては、以下の計算が行われる。

Data(j,n) ×ｗch＋Data(j,n+1) ×(１－ｗch)…ＣＨ(j)

Data(j+1,n) ×ｗch＋Data(j+1,n+1) ×(１－ｗch)…ＣＨ(j+1)

ＣＨ(j) ×ｗro＋ＣＨ(j+1) ×(１－ｗro)…ＳＥＧ(j,j+1)

以上の処理を複数の投影点について順番に繰り返して処理することになる。すなわちＣＨ(j) を計算し、次にＣＨ(j+1) を計算し、それらの計算結果によりＳＥＧ(j,j+1) を計算する。そして次の投影点について、ＣＨ(j) を計算し、次にＣＨ(j+1) を計算し、それらの計算結果によりＳＥＧ(j,j+1) を計算する。以下同様にして各投影点について、繰り返して補間処理が行われる。この繰り返し補間処理は時間がかかる。

そこで、ＣＨ(j) とＣＨ(j+1) とをそれぞれ並列処理し、この並列処理を連結するようにＳＥＧ(j,j+1) をパイプライン処理することにより、処理時間を短縮して、２点補間とほぼ同じ処理時間で補間処理を行うことができる。

【００５９】

また、センタリング列数がボクセル列数以上の場合、Nearest Neighborとして該当する投影点に最も近い点を選択して逆投影データを計算することにより、画像劣化が少なく、計算回数が４点Bi-Linear 補間に比べて約１／３になり処理時間が短縮されるという効果が得られる。

【００６０】

ここでは省略したが、シングルスライスＣＴ(ファンビームＣＴ)と同様にチャンネル方向の非線形と逆投影時の重み発生の簡便化だけを図る目的で、３の処理でのセンタリング面上でのリサンプリング処理を省略し、４の処理で逆投影するボクセルに対応するセンタリングデータに該当するような投影曲線を発生させても良い。リサンプリング処理を省略する代償として逆投影時の投影曲線が複雑になるが、トータルの補間回数が減るというメリットがある。

【００６１】

このようにこの第１の実施の形態によれば、３次元逆投影において、一度センタリング面に射影することで、円弧上に等角度で配列された検出器CH列と直線上に等ピッチで配列されたボクセル列の複雑な対応関係を簡略化している。

すなわち、一度センタリング面に射影することで逆投影のときのボクセル単位に異なる重みをボクセル列単位に同じにでき、重みの計算回数削減、計算自体を簡便化した。

コーンビームＣＴ特有の逆投影時のＺ方向の歪み（非線形）を、センタリング面上で格子状にデータを配列することで是正し、再構成ボクセルへの逆投影を簡便にできた。このような是正は、格子状センタリング点への投影又はリサンプリング処理で実現した。

【００６２】

以上により、第２の逆投影部２６の処理を簡便化し、現存の２次元逆投影用(ファンビーム再構成)の逆投影部の構成と比べても、大幅な拡張をせずに単純な構成で３次元逆投影における画像再構成が実現できる。

【００６３】

なお、この第１の実施の形態においては、円筒型Ｘ線検出器を持つコーンビームＸ線ＣＴ装置について記述したが、この発明はこれに限定されるものではなく、例えば、図１４に示すような平面型Ｘ線検出器を持つコーンビームＣＴ装置でも同様の効果が得られるものである。

すなわち、図１５に示すように、有効視野ＦＯＶ中の直線矢印及び破線矢印で示されたボクセル列について、平面型Ｘ線検出器面への投影では、図１６に示すように、傾いた直線矢印及び破線矢印になるのが、チャンネル方向(横方向)の歪み(非線形な歪みを含めて)は発生しない。さらに、列方向(縦方向)についても歪みは発生しないが、その投影線が傾斜した直線となるため、円筒型Ｘ線検出器の場合に比べて軽減されるものの、データ選択及び逆投影時の重み発生は複雑である。

【００６４】

そこで、仲介的にセンタリング面への逆投影(射影)するセンタリング処理を行うことによって、図１７に示すように、ボクセル列はセンタリング面へ平行に投影されるので、有効視野ＦＯＶ中の直線矢印及び破線矢印で示されたボクセル列の平面型Ｘ線検出器面への投影すると、ボクセル列単位での逆投影データ計算に使うセンタリング列を固定できるので、データ選択、重み発生を共に単純にすることができる。

なお、逆投影時の重みについて、ボクセル単位の計算からボクセル列単位の計算に削減できることは円筒型Ｘ線検出器の場合と同様である。また、センタリング列数を増やせば、補間精度を向上する等の効果も円筒型Ｘ線検出器の場合と同様である。

【００６５】

この発明の第２の実施の形態を図１８～図２２を参照して説明する。なお、この第２の実施の形態におけるＸ線ＣＴ装置(コーンビームＣＴ装置)の基本的な構成は上述した第１の実施の形態とほとんど同一なので、ここではその説明は省略し、異なる点としてのが画像再構成処理部における処理について説明する。

【００６６】

補間を繰り返すと画像に生じるボケが増幅してしまう。しかし投影曲線と重みの簡単化のために、センタリング面に一度逆投影後にボクセルへ逆投影する場合、２回の補間は避けられない。

すなわち、図１８に示すように１回補間の場合に、ボクセルデータＤＢが、検出器列をボクセルへ逆投影した(オリジナルの)データ位置(Ｄ１ , Ｄ２ , Ｄ３)に対して、Ｄ１とＤ２との間を８：１に分ける位置にあるとき、

ＤＢ＝(１／９)×Ｄ１＋(８／９)×Ｄ２

となり、データ位置Ｄ１とＤ２とにより確定し、Ｄ３等の他のデータの干渉が完全に排除されている。

一方、図１９に示すようにセンタリング面に一度逆投影する２回補間の場合には、まず、センタリング点Ｄc1及びＤc2が、検出器列をセンタリング面へ逆投影(射影)した(オリジナルの)データ位置(Ｄ１ , Ｄ２ , Ｄ３)に対して、Ｄ１とＤ２との間を５：４に分ける位置及びＤ２とＤ３との間を２：１に分ける位置にあるとき、

Ｄc1＝(４／９)×Ｄ１＋(５／９)×Ｄ２

Ｄc2＝(１／３)×Ｄ２＋(２／３)×Ｄ３

となり、さらに、ボクセルデータ(点)ＤＢが、Ｄc1とＤc2との間を３：５に分ける位置にあるとき、

$$DB=(5/8)\times Dc1+(3/8)\times Dc2$$
$$=(5/18)\times D1+(17/36)\times D2+(1/4)\times D3$$

となる。すなわち、実際にはボクセルデータＤＢは、Ｄ１とＤ２との間にあるにもかかわらず、２回の補間によりＤ３の干渉項が加わりその分だけＤ１及びＤ２の項も誤差を含むようになり、実際の画像においてボケが増幅することになる。そこで、補間の精度を向上することにより画像に生じるボケを減少させることが必要になる。

【００６７】

補間精度を向上する方法としては、次に示す２つの例がある。

図２０は高精度な２回補間の第１の例である。

検出器列をセンタリング面へ逆投影(射影)した(オリジナルの)データ位置(Ｄ１ , Ｄ２ , Ｄ３)と一致するように、センタリング面上でセンタリング点(Ｄc1, Ｄc4, Ｄc6)

を設定すると共に、それらの各センタリング点の間に等ピッチで補間点(Ｄc2, Ｄc3, Ｄc5)を設定したことである。これにより２回補間のボケを減少させることができる。
例えば、ボクセルデータＤＢが、Ｄc3とＤc4との間を２：１に分ける位置にあるとき、

$$DB=(1/3)\times Dc3+(2/3)\times Dc4$$
$$=(1/9)\times D1+(8/9)\times D2$$

となり、オリジナルのデータ位置においてＤ３の干渉項を完全に排除している。しかし、センタリング面上における検出器列の投影曲線は非線形な歪みを持ち、隣接するチャンネル間すなわちＸcp方向に隣接したセンタリング点におけるオリジナルの検出器データが存在するＺcp座標が微妙に食い違ってくるため、全部のセンタリング列でオリジナルのデータ位置に補間点(センタリング点)を設定することは困難である。

【００６８】

図２１は、高精度の２回補間の第２の例である。
等ピッチの補間点(センタリング点)の個数を計算時間とのバランスから可能なだけ多数にしたもので、オリジナルのデータ位置には必ずしも補間点は存在しなくても良い。しかし、少なくとも検出器列の個数よりセンタリング列の個数を多くしたことにより、大部分の位置において補間精度は高く、補間によるボケが生じるのは第２回目の補間位置(ボクセル)がオリジナルのデータ位置を挟む第１回目の補間点２点の間にあるとき（例えばＤc9とＤc10 の間）だけである。

【００６９】

例えば、ボクセルデータＤＢが、Ｄc8とＤc9との間を１：１に分ける位置にあるとき、

$$DB=(1/2)\times Dc8+(1/2)\times Dc9$$
$$=(1/10)\times D1+(9/10)\times D2$$

となり、オリジナルのデータ位置においてＤ３の干渉項を完全に排除している。また、ボクセルデータＤＢが、Ｄc9とＤc10 との間を１：１に分ける位置(丁度Ｄ２に対応する位置)にあるとき、

$$DB=(1/2)\times Dc9+(1/2)\times Dc10$$
$$=(1/40)\times D1+(14/15)\times D2+(1/24)\times D3$$

となり、Ｄ３(この場合ではＤ１も該当する)の干渉項が排除されていないが、Ｄ１, Ｄ３の重み(係数)がＤ２に比べて小さいので、従来のボケよりは減少されており、しかもこのボケが発生する範囲は、上述したように、Ｄc9とＤc10 との間の距離に限定される。

【００７０】

これをセンタリング面に応用した例を図２２に示す。図２２(ａ)は検出器列５列のセンタリング面への投影曲線であり、オリジナルのデータ位置を示す。前述の第１の実施の形態において説明したセンタリング面を使用した３次元再構成法(コーンビーム再構成法)のステップに記載されているように、このオリジナルデータからセンタリング面において格子状に配列されたセンタリングデータを作成する。
格子の列（センタリング列）の数を検出器列数と同じ数の５列とした場合を、図２２(ｂ)に示す。
あるボクセル列のセンタリング面への投影直線Ｓに対して、２列目のセンタリング列Ｃ２は軽い重みで補間に使用され、３列目のセンタリング列Ｃ３は重い重みで補間に使用される。
この補間に使用されるデータの幅がＺcp方向に広くなり、ボケが生じることが分かる。これは図１９の２回補間の例に相当する。

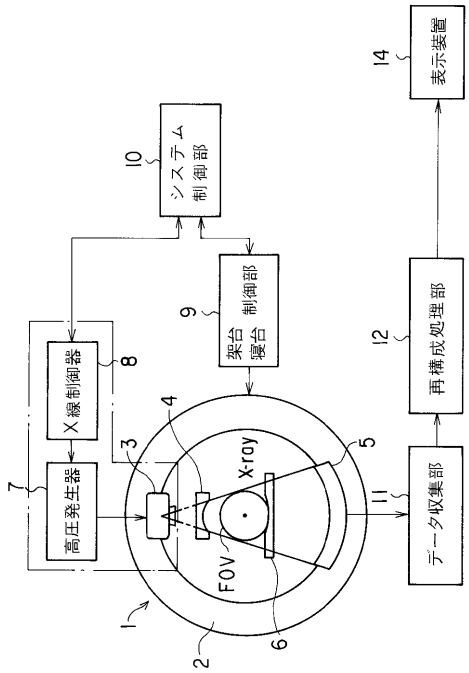
【００７１】

さて、センタリング列の数を検出器列数より多くした例を図２２(ｃ)に示す。この図２２(ｃ)では１０列としている。
あるボクセル列に逆投影するデータ位置を上と同様に直線Ｓで示した。４列目のセンタリ

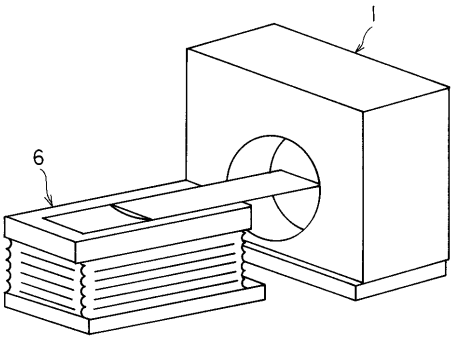
ング列Ｃ４は軽い重みで補間に使用され、５列目のセンタリング列Ｃ５は重い重みで補間に使用される。
この補間に使われるデータの幅がＺcp方向に狭くなり、ボケを抑制できることが分かる。これは図２２の高精度な２回補間の第２の例に相当する。
なお、図２２において補間方法は同様に距離の逆比による線形１次補間である。しかし例に示した矢印の点(Ｄc8とＤc9との間にＤＢが位置する場合)の補間精度は非常に高い。
【００７２】
また、検出器列数に対してセンタリング列数を格段に多くして（例えば検出器列５列に対してセンタリング列５０列あるいは５００列）、第２回目の補間を０次補間すなわち最も近いセンタリング列を選択するNearest Neighborにしても良いものである。
【００７３】
このようにこの第２の実施の形態によれば、センタリング面を使用した逆投影処理を行うときに避けられない補間によるデータのボケを、補間精度を高めることにより最小に抑制することができる。
【００７４】
【発明の効果】
以上詳述したようにこの発明によれば、コーンビームを使用して撮影された画像の正確な再構成を実現することができる画像再構成処理装置及びＸ線ＣＴ装置を提供できる。
【図面の簡単な説明】
【図１】この発明の第１の実施の形態のＸ線ＣＴ装置を示すの構成図。
【図２】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置のガントリを示す外観図
【図３】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置のジオメトリを説明するための図。
【図４】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部の要部構成を示すブロック図。
【図５】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列の検出器面への投影を示す図。
【図６】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列の検出器面上の投影曲線を示す図。
【図７】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列の検出器面上の投影曲線を説明するための図。
【図８】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列、センタリング面、検出器面とそれぞれの変数および端点と中心点の定義を示すセンタリング面を示す図。
【図９】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列の検出器面への投影曲線、ボクセル列及びボクセル列のセンタリング面への投影曲線を示す図。
【図１０】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるボクセル列及びセンタリング面を示す図。
【図１１】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部における検出器列のボクセルへの投影曲線、検出器列及び検出器列のセンタリング面への投影曲線を示す図。
【図１２】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部におけるセンタリング面上での補間処理などのデータのリサンプリングを説明するための図。
【図１３】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部における３次元再構成処理の流れを示す図。
【図１４】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置で使用されるＸ線検出器の他の例としての平面型Ｘ線検出器を示す図。
【図１５】同実施の形態の平面型Ｘ線検出器を使用したＸ線ＣＴ装置におけるボクセル列と平面型Ｘ線検出器との位置関係を示す図。
【図１６】同実施の形態の平面型Ｘ線検出器を使用したＸ線ＣＴ装置におけるボクセル列の平面型Ｘ線検出器の検出器面への投影曲線を示す図。
【図１７】同実施の形態の平面型Ｘ線検出器を使用したＸ線ＣＴ装置におけるボクセル列のセンタリング面への投影曲線を示す図。

【図１８】検出器列をボクセルへの逆投影における１回補間の例を説明するための図。
【図１９】検出器列をボクセルへの逆投影における２回補間の例を説明するための図。
【図２０】この発明の第２の実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部における検出器列をボクセルへの逆投影における高精度な２回補間の第１の例を説明するための図。
【図２１】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部における検出器列をボクセルへの逆投影における高精度な２回補間の第２の例を説明するための図。
【図２２】同実施の形態のＸ線ＣＴ装置の再構成処理部における５列の検出器列のセンタリング面への投影曲線、センタリング列の数を５列としたときのボクセル列のセンタリング面への投影直線と重み付けされるセンタリング列及びセンタリング列の数を１０列としたときのボクセル列のセンタリング面への投影直線と重み付けされるセンタリング列を示す図。
【図２３】従来例のＸ線ＣＴ装置におけるファンビーム構成及びＦＯＶを示す図。
【図２４】同従来例のＸ線ＣＴ装置におけるピクセルを説明するための図。
【図２５】従来例のＸ線ＣＴ装置におけるファン－パラ変換法を説明するための図。
【図２６】従来例のＸ線ＣＴ装置におけるセンタリング軸を使用したファンビーム再構成法を説明するための図。
【図２７】従来例のＸ線ＣＴ装置におけるコーンビームを示す図。
【図２８】従来例のＸ線ＣＴ装置におけるコーンビームに対するボクセルを説明するための図。
【図２９】従来例のファンビームを使用したＸ線ＣＴ装置における検出器データのピクセルへの逆投影を説明するための図。
【図３０】従来例のコーンビームを使用したＸ線ＣＴ装置における検出器データのボクセルへの逆投影を説明するための図。
【符号の説明】
３…Ｘ線源、
５…Ｘ線検出器、
１２…再構成処理部、
２１…再構成処理制御部、
２２…コンボリューション演算部、
２３…第１のデータメモリ、
２４…第１の逆投影部、
２５…第２のデータメモリ、
２６…第２の逆投影部、
２７…画像メモリ。

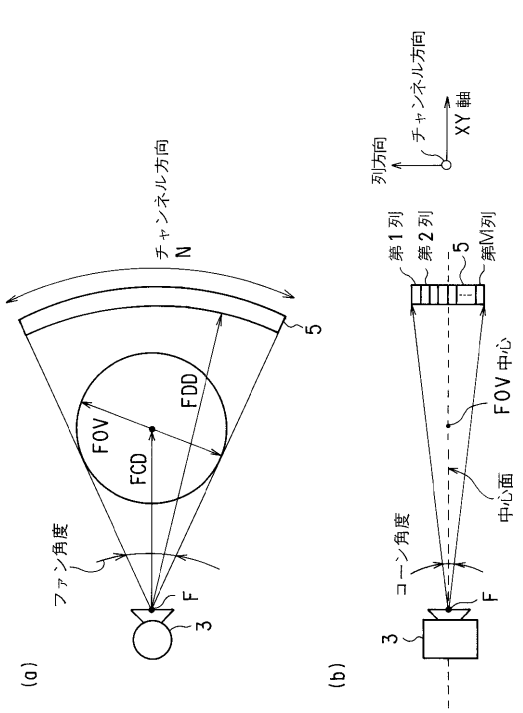
【図１】


システム制御部
表示装置
架台 寝台 制御部
X線制御器
再構成処理部
高圧発生器
データ収集部
X-ray
FOV

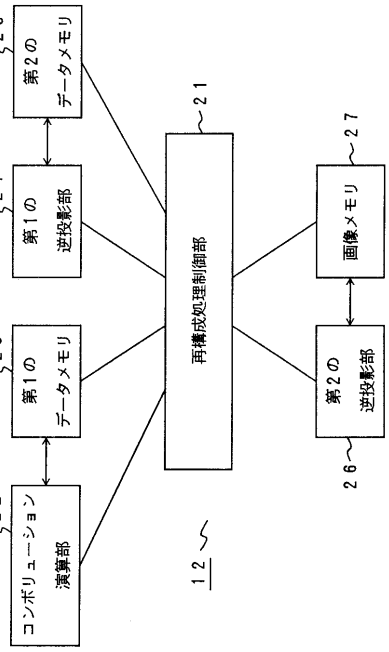
【図２】


1
6

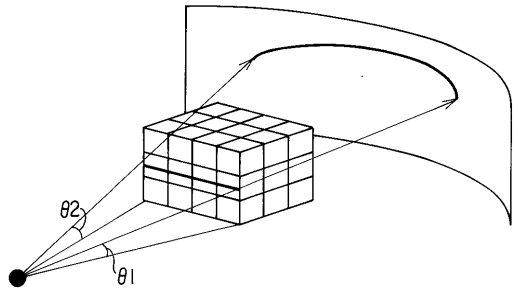
【図３】


(a)
チャンネル方向
N
FOV
FCD
FDD
ファン角度
F
(b)
列方向
チャンネル方向
XY 軸
第1列
第2列
第M列
FOV 中心
中心面
コーン角度
F

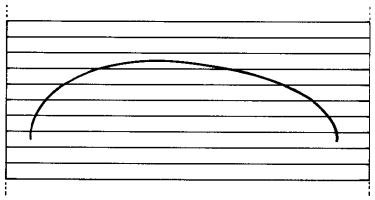
【図４】


第2のデータメモリ
第1の逆投影部
第1のデータメモリ
コンボリューション演算部
再構成処理制御部
画像メモリ
第2の逆投影部

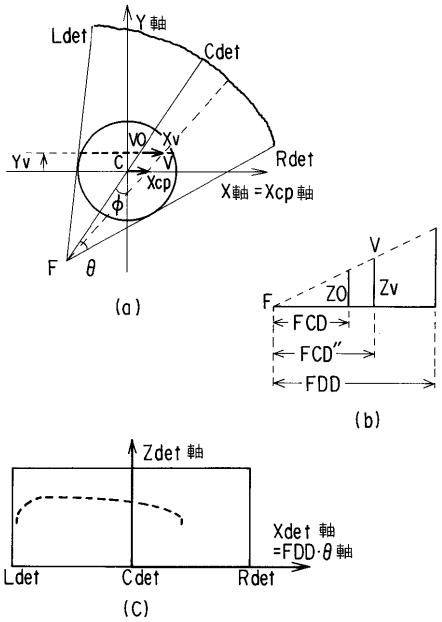
【図５】


θ2
θ1

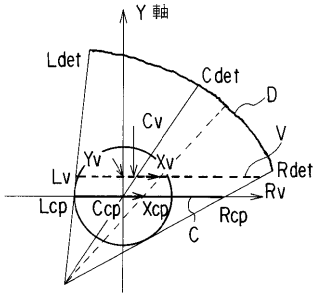
【図６】



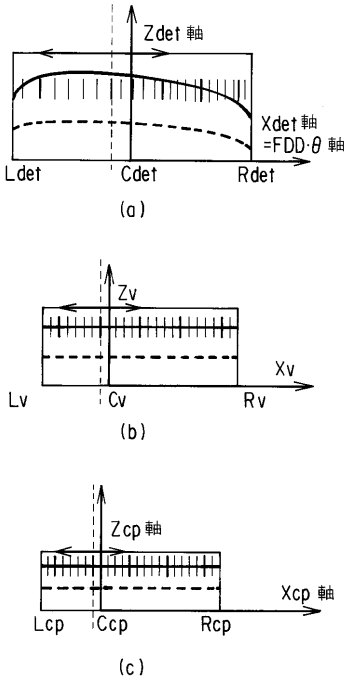
【図７】


Y軸
Ldet
Cdet
VO
Xv
Yv
C
V
Rdet
Xcp
X軸＝Xcp軸
φ
F
θ
(a)
V
F
ZO
Zv
FCD
FCD″
FDD
(b)
Zdet軸
Xdet軸
=FDD·θ軸
Ldet
Cdet
Rdet
(C)

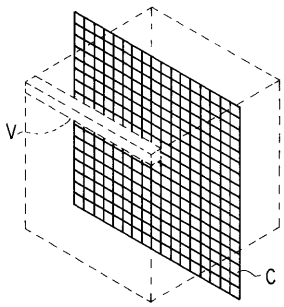
【図８】


Y軸
Ldet
Cdet
D
Cv
V
Yv
Xv
Lv
Rdet
Rv
Lcp
Ccp
Xcp
Rcp
C

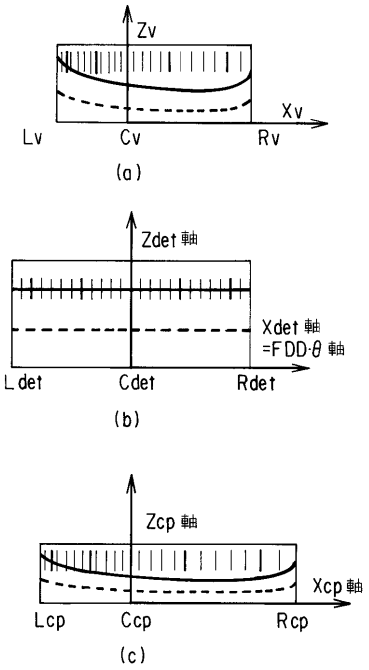
【図９】


Zdet軸
Xdet軸
=FDD·θ軸
Ldet
Cdet
Rdet
(a)
Zv
Xv
Lv
Cv
Rv
(b)
Zcp軸
Xcp軸
Lcp
Ccp
Rcp
(c)

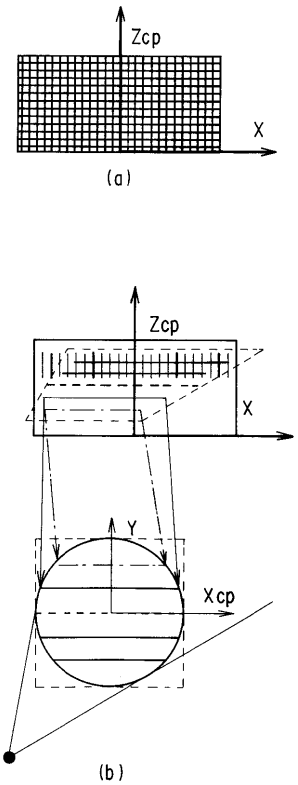
【図１０】



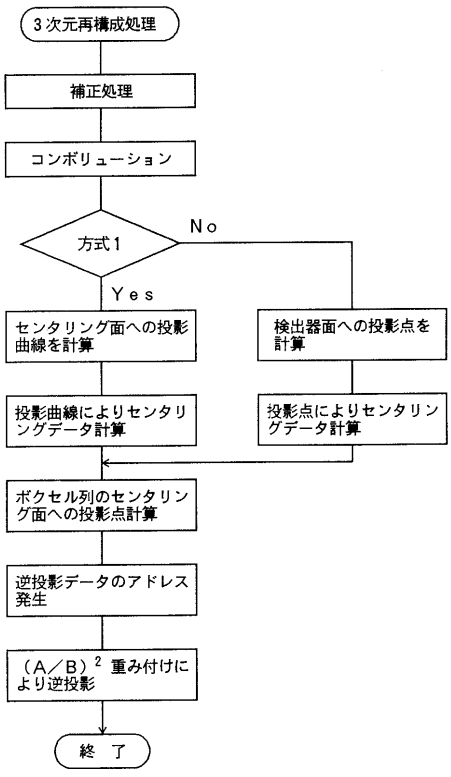
【図１１】



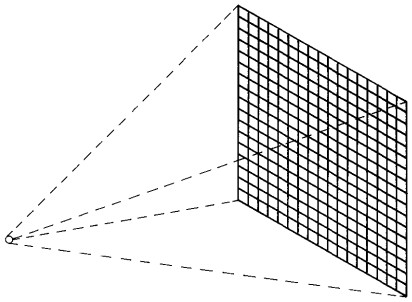
【図１２】



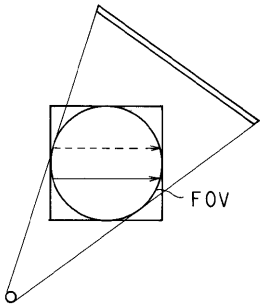
【図１３】



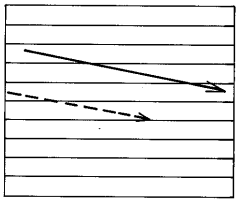
【図１４】



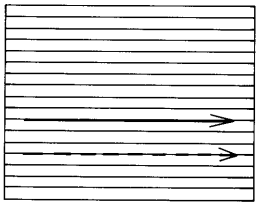
【図１５】



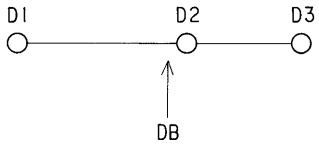
【図１６】



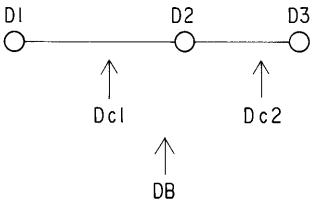
【図１７】



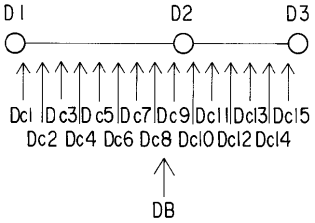
【図１８】



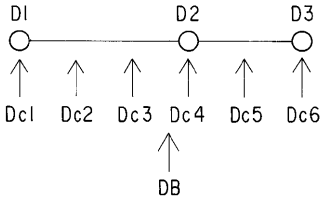
【図１９】



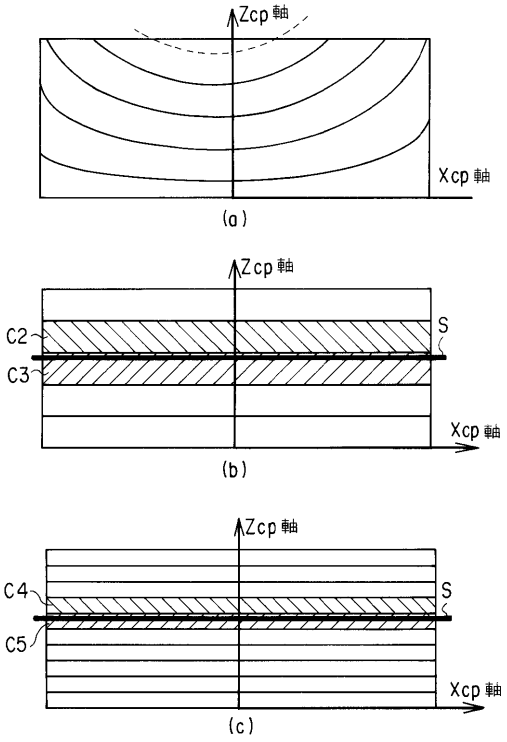
【図２１】



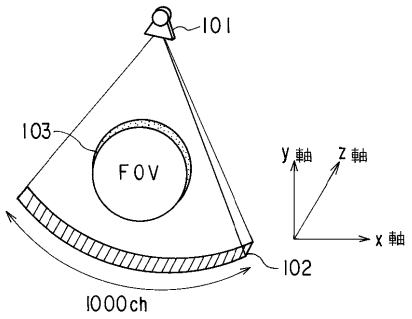
【図２０】



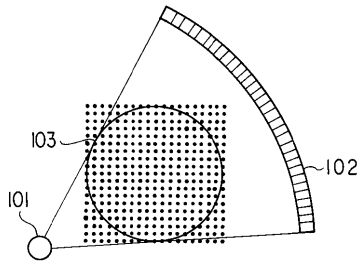
【図２２】



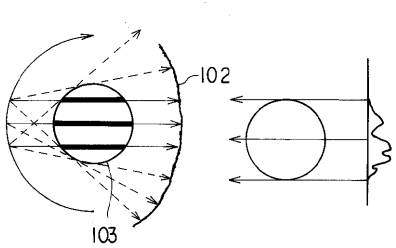
【図２３】



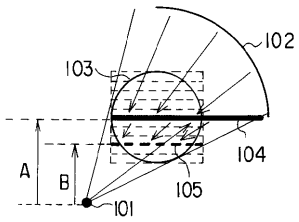
【図２４】



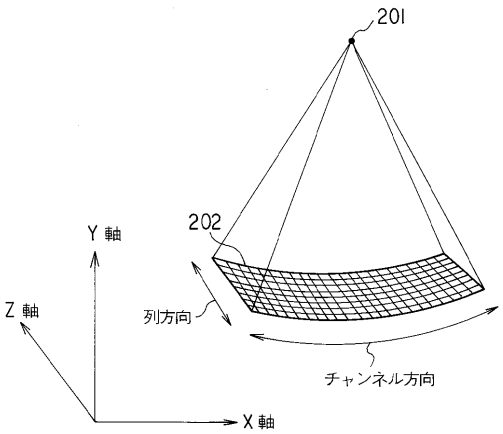
【図２５】



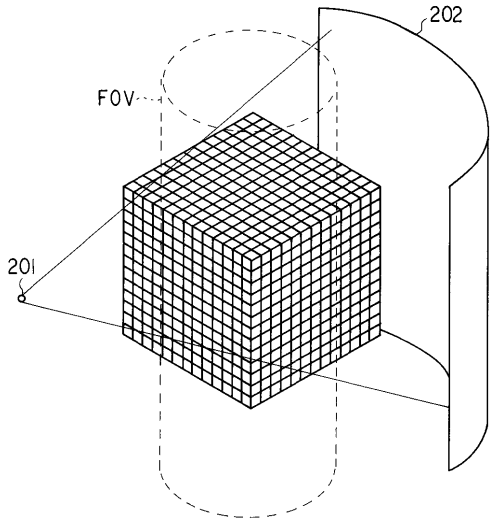
【図２６】



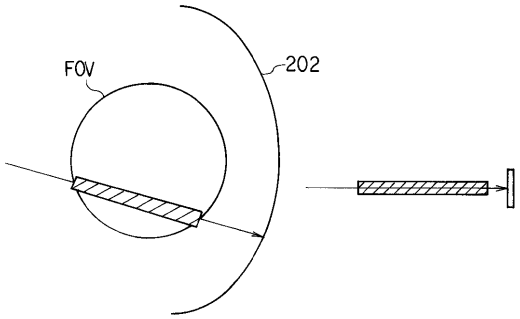
【図２７】



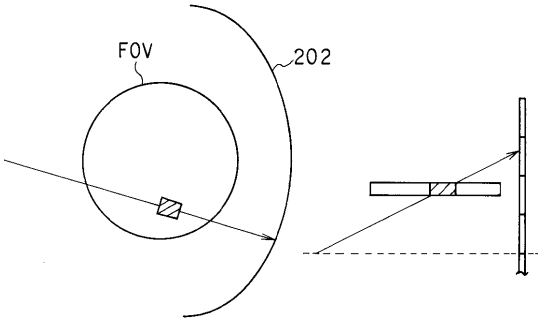
【図２８】



【図２９】



【図３０】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０９－０１９４２５（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－１８７２４０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 6/00-6/14