

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4360817号  
(P4360817)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月21日(2009.8.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 5 0 U

A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q

請求項の数 3 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2003-78125 (P2003-78125)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成15年3月20日 (2003.3.20)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2004-188163 (P2004-188163A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成16年7月8日 (2004.7.8)	(74) 代理人	100093872
審査請求日	平成18年2月22日 (2006.2.22)		弁理士 高崎 芳紘
(31) 優先権主張番号	特願2002-304463 (P2002-304463)	(72) 発明者	後藤 大雅
(32) 優先日	平成14年10月18日 (2002.10.18)		東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	宮崎 靖
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	廣川 浩一
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対向配置した放射線源と放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して上記放射線源と放射線検出器を周回させながらこの周回軸に対して上記寝台が移動可能となるよう構成し、上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線を上記放射線検出器を用いて検出し、検出した投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、

上記放射線検出器は上記周回軸方向に複数の列を有しており、

上記再構成手段は、

ボクセル毎に使用する投影データ範囲を、当該ボクセルを通して検出された投影データ群の中から

180度以上であり、

使用する投影データ範囲の両端における、放射線源と当該ボクセルを通る投影データを検出した放射線検出器の列位置を結んだ直線の上記周回軸方向の角度であるコーン角の絶対値の差が最小となるように決定し、

上記投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って前記決定した投影データ範囲にわたり三次元逆投影することを特徴とする放射線断層撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のものにおいて、上記再構成手段は、さらに使用する投影データ範囲がボクセル毎に同位相幅となるように決定することを特徴とする放射線断層撮影装置。

10

20

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載のものにおいて、上記再構成手段は、さらに、決定された投影データ範囲の投影データに対して、データ冗長性の補正のために重み付け補正を行うことを特徴とする放射線断層撮影装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に対し相対的に体軸方向に移動する放射線源から放射線検出器を通して得た投影データにより被検体の断層撮影像を生成する断層撮影装置に関する。

## 【0002】

10

## 【従来の技術】

単一列の放射線検出器を用いた単一列検出器型 X 線断層撮影装置（以下、S D C T と称す）では、当初、寝台を固定の状態では被検体を周回する放射線源から照射した被検体のあるスライス位置における 360 度の円走査により投影データを収集し、続いて、被検体を周回軸に沿って移動させて同様の方法で投影データ収集し、これを繰り返し行うことで複数のスライスの投影データを収集していた。これらのデータは 360 度毎に離散的であり、各スライス毎に全く異なる 360 度の投影データを基に断層撮影像を作成していた。その後、スリップリングの登場により螺旋走査が可能になると周回軸方向に連続したデータの取得が可能になり、複数の任意の撮影断面を一度に撮影可能になった。この螺旋走査は、通常、被検体の周りを放射線源とそれに対向する放射線検出器が円軌道に周回し、それに対し被検体が周回軸方向に相対的に移動することで実現される。これにより一度に広範囲の撮影が可能となり、撮影時間は飛躍的に短縮された。しかしながら、螺旋走査により連続した 360 度の円軌道データではなくなり、それまで実施していたような円軌道のための画像再構成では画質の劣化を伴うため、補間を用いて螺旋軌道データを円軌道に補間し円軌道データとして再構成する重み付け螺旋補正再構成手法が用いられるようになった。

20

## 【0003】

ここで、円軌道撮影により得られたデータまたは螺旋補正されたデータからの画像を生成するための二次元逆投影法について簡単に説明する。一般に、S D C T では単一焦点の放射線源からファン状に照射したビームを用いて撮影を行うため、再構成ではファンビーム投影データからの二次元逆投影が行われ、この二次元逆投影法はフィルタ補正処理と二次元逆投影処理とからなる。ファンビームから平行ビームへの並べ替え処理後、平行ビームに対してフィルタ補正処理を行って二次元逆投影処理を行う平行ビーム二次元逆投影法は、ファンビーム二次元逆投影法と比較してフィルタ補正時のビーム開き角の余弦の乗算や、逆投影時の焦点と再構成点との距離の 2 乗の逆数の乗算が不要となり、また焦点から再構成点を通過したビームが放射線検出器と交差した検出器位置の算出が容易であるため、より高速に再構成が可能である。

30

## 【0004】

近年、周回軸方向に複数の検出器列を配置した多列検出器型 X 線断層撮影装置（以下、M D C T と称す）が登場した。この M D C T では、S D C T に比べて周回軸方向により狭い検出素子列を複数配列した放射線検出器とすることにより、一度に広範囲の撮影領域をカバーでき、S D C T に比べてより高速で被検体を移動させて撮影時間を短縮し、呼吸などの動きによるアーチファクトを低減し、また周回軸方向の分解能を向上させることが可能となった。この M D C T では各検出器列毎に異なる周回軸方向に傾斜角度を複数セット有するため、画像再構成法も多様化され、演算が高速な M D C T 用に改良された重み付け螺旋補正再構成法を初めとして、より精度が求められる場合の再構成アルゴリズムとして、Grangeat 法に代表される三次元ラドン変換法や、Feldkamp 法、Wang 法、C - F B P 法、P - F D K 法、I H C B 法、P I - M e t h o d で提案される三次元再構成手法など様々な画像再構成アルゴリズムが提案されている。

40

## 【0005】

しかしながら、上述した三次元再構成法のうち三次元ラドン変換法は、厳密な再構成法で

50

あるが画像 1 スライス当たりの演算時間が数十分から数時間かかり実用的ではない。これに対して、三次元逆投影法は近似的な再構成法ではあるが、同演算時間が数分から数十分であり実用的である。また二次元再構成法である重み付け螺旋補正逆投影法は、同演算時間が数秒から数十秒と高速であるが、16 列の放射線検出器を有した M D C T ではコーン角の影響により画質が大きく劣化し診断制度を低下させるため、S D C T やコーン角の影響が少ない 4 ~ 8 列程度の放射線検出器を有した M D C T に使用が限定されていた。

#### 【 0 0 0 6 】

ここで、三次元逆投影法について説明する。三次元逆投影法として提案されている F e l d k a m p 法や W a n g 法や C - F B P 法や P - F D K 法や I H C B 法や P I - M e t h o d は、多列放射線検出器に対して照射されたコーンビームを複数列からなるファンビームとしてとらえたファンビーム三次元逆投影法であり、各検出器列から得られたファンビーム投影データに対して二次元逆投影法と同様のフィルタ補正を行い、ビームの軌跡に沿って三次元逆投影するものである。具体的には、円軌道撮影に関する三次元逆投影法や F e l d k a m p 法では、図 6 のフローチャートに示すようにステップ S 1 でコーン角に応じた重み付けをし、ステップ S 2 でフィルタ補正を行い、続くステップ S 3 でビーム軌跡に沿って 3 6 0 度位相範囲に亘り三次元逆投影を実施する。この F e l d k a m p 法において画像化可能な体軸方向の視野範囲は、放射線検出器がカバーできる範囲に限定される。これに対し、より広範囲に撮影するためのものとして螺旋軌道撮影法があり、F e l d k a m p 法を螺旋軌道撮影に拡張したものが W a n g 法として提案されている。この W a n g 法によれば、図 9 に示すように各再構成点が焦点 1 回転 ( 3 6 0 度 ) 中に各投影角毎に少なくとも 1 回ずつ、焦点からの照射を受けることができるよう十分に z 方向に広く放射線検出器を拡張されなければならない。この場合の焦点と被検体の相対移動速度条件は、関心円形領域の直径を F O V 、検出器素子 z のサイズを d a p p 、焦点と周回軸間距離を S O D 、焦点と放射線検出器間距離を S I D 、放射線検出器の列数を r o w 、相対移動速度上限 T とすると、次の数 1 で表される。

#### 【 数 1 】

$$T \leq dapp \cdot (row - 1) \cdot (SOD - FOV / 2) / SID$$

#### 【 0 0 0 7 】

一方、重み付け螺旋補正逆投影法における同条件は数 2 で表され、条件を比較すると、このファンビーム再構成である w a n g 法では、重み付け螺旋補正逆投影法と比較して 2 分の 1 ~ 4 分の 1 と低く、また、再構成に要する時間も二次元逆投影法と比較すると数十倍から数百倍必要であり、実用的には大きな問題がある。

#### 【 数 2 】

$$T \leq 2 \cdot dapp \cdot (row - 1) \cdot SOD / SID$$

#### 【 0 0 0 8 】

これに対して C - F B P 法では、対向位置に存する対向データから仮想的な投影データを生成し、実データと組み合わせて三次元逆投影を行うことで、つまり、図 1 0 に示すように対向データを考慮した逆投影をすることで、相対移動速度条件を数 3 に示すように拡張している。これにより、相対移動速度は W a n g 法の 2 倍、重み付け螺旋補正逆投影法と比較して約 3 / 4 倍となる。

#### 【 数 3 】

$$T \leq 2 \cdot d_{app} \cdot (row - 1) \cdot (SOD - FOV/2) / SID$$

#### 【0009】

このように、ファンビーム再構成であるWang法やC-FBP法は、Feidkamp法に対する相対移動速度向上のための改良アルゴリズムであるが、演算速度に関しては改善されていない。これに対して、二次元再構成で行われていた1次元並べ替え処理を用いたFeidkamp法的高速化手法がP-FDK法として提案されている（ここでは、Wang法に対して1次元並べ替え処理を用いた再構成もP-FDK法と呼ぶことにする）。P-FDK法では、Feidkamp法に対して1次元並べ替え処理を適用したものであり、各列に対して1次元並べ替え処理し、フィルタ補正処理を行った後、360度範囲（焦点z位置が再構成面z位置のときを  $= 0$  [度] とし、 $-180 < 180$  [度]）に亘って三次元逆投影処理を行う。P-FDK法では、ファンビーム三次元逆投影法（Feidkamp法、Wang法、C-FBP法）より高速に演算を行うことができるが、相対移動速度上限はWang法と同様に低い。これに対して、対向位置に存する対向データを考慮し、360度以下のデータを用いてパラレルビーム三次元逆投影する手法がIHCB法として提案されている。IHCB法では、対向データを考慮することで、演算はP-FDK法と同様に高速であり、かつ相対移動速度の上限を数3に示したC-FBP法と同じまで向上している。この相対移動速度上限はデータ冗長性問題に関わり、データの冗長性を低減することで相対移動速度を改善することができる。特に、C-FBP法やIHCB法では、対向データの実データとの冗長性を考慮することでwang法におけるデータ冗長性の問題を改善している。

#### 【0010】

更に、近年、図11に示すように計測データの冗長性を完全に排除した三次元逆投影法としてPI-Methodが提案されている。PI-Methodでは、計測データの幾何学的性質を利用し、回転中心を通りパラレルビームに垂直な面に2次元並べ替え処理を行い、逆投影を180度範囲に限定することで複雑な冗長性補正処理の簡略化を可能とし、数4に示すように相対移動速度上限をIHCB法、C-FBP法と比較して1.1～1.2倍と向上している。

#### 【数4】

$$T \leq SOD/SID \cdot d_{app} \cdot (row - 1) \cdot \cos(\arcsin(FOV/2 \cdot SOD) / ((\arcsin(FOV/2 \cdot SOD) / \pi) + 1/2))$$

#### 【0011】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の三次元再構成における問題の1つは演算時間の増加である。この演算量増加の要因について説明するために、二次元再構成法において演算が高速なパラレルビーム二次元逆投影法と三次元逆投影法において演算が高速なパラレルビーム三次元逆投影法のアルゴリズムを示す。まず、パラレルビーム二次元逆投影法は、1次元並べ替え処理と再構成フィルタ処理とパラレルビーム二次元逆投影処理からなり、具体的には、以下のように示される。1次元並べ替え処理（Rebinning）は、ファンビームから等間隔パラレルビームへの並べ替え（補間）を行う。フィルタ補正前のデータを  $P_{para}(\cdot, t)$ 、フィルタ補正後のデータを  $fP_{para}(\cdot, t)$ 、放射線源と周回軸間距離をSOD、再構成ボクセルを  $I(x_I, y_I)$ 、放射線源の位相角度を  $\theta$ 、ビーム開き角度を  $\alpha$ 、周回軸を  $t$ 、再構成フィルタのフーリエ逆関数を  $g(t)$ 、チャンネル方向の位置を  $t_I$ 、周回方向のファンビーム開き角度を  $\theta = \arcsin(t/SOD)$  とすると、数5のように並べ替えできる。

【数 5】

$$P_{para}(\phi, t) = P_{fan}(\phi + \alpha, \alpha)$$

また再構成フィルタ処理は、数 6 に示すようにパラレルビームのチャンネル方向に再構成フィルタ関数を重畳する。

【数 6】

$$fP_{para}(\phi, t) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{para}(\phi, t - t')g(t')dt'$$

10

パラレルビーム二次元逆投影は、数 7 に示すように 2 位相範囲に亘り、ビームに沿って逆投影する。ここで、 $t_I = x_I \cdot \cos(\quad) + y_I \cdot \sin(\quad)$  である。

【数 7】

$$I(x_I, y_I) = \frac{1}{2} \int_{-\pi}^{\pi} fP_{para}(\phi, t_I) d\phi$$

【0012】

20

一方、パラレルビーム三次元逆投影法は、1次元並べ替え処理と再構成フィルタ処理とパラレルビーム三次元逆投影処理からなり、具体的には、以下のように示される。まず、1次元並べ替え処理 (Rebinning) は、数 8 に示すように各列のデータに対して、ファンビームから等間隔パラレルビームへの並べ替え (補間) を行う。フィルタ補正前のデータを  $P_{para}(\phi, t, v)$ 、フィルタ補正後のデータを  $fP_{para}(\phi, t, v)$ 、放射線源と周回軸間距離を  $SOD$ 、放射線源と放射線検出器間距離を  $SID$ 、再構成ボクセルを  $I(x_I, y_I, z_I)$ 、放射線源の位相角度を  $\phi$ 、周回軸を  $t$ 、放射線源を中心とした放射線検出器上の軸方向位置を  $v$ 、再構成フィルタのフーリエ逆関数を  $g(t)$ 、放射線検出器上スキャナ 1 回転当たりの被検体に対する放射線源の相対移動距離を  $T$ 、チャンネル方向の位置を  $t_I$ 、放射線源の位置を  $S(\phi) = S(x_S, y_S, z_S)$ 、 $\phi = 0$  の時の放射線源  $z'$  方向位置を  $z_{S0}$ 、周回方向のファンビーム開き角度を  $\alpha = \arcsin(t/SOD)$  とすると、数 8 のように表される。

30

【数 8】

$$P_{para}(\phi, t, v) = P_{fan}(\phi + \alpha, \alpha, v)$$

再構成フィルタ処理は、数 9 に示すように数コーン角の余弦を乗算し、各列のパラレルビームのチャンネル方向に再構成フィルタ関数を重畳する。

【数 9】

40

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{SID}{\sqrt{SID^2 + v^2}} P_{para}(\phi, t - t', v) g(t') dt'$$

またパラレルビーム三次元逆投影は、数 10 に示すように 2 位相範囲に亘り、ビームに沿って逆投影する。

【数 10】

$$I(x_I, y_I, z_I) = \frac{1}{2} \int_{-\pi}^{\pi} fP_{para}(\phi, t_I, v_I) d\phi$$

ここで、それぞれは次のように表される。

50

【数 1 1】

$$L(\phi, x_I, y_I) = \sqrt{SOD^2 - t_I^2} - x_I \cdot \sin(\phi) + y_I \cdot \cos(\phi)$$

【数 1 2】

$$t_I = x_I \cdot \cos(\phi) + y_I \cdot \sin(\phi)$$

【数 1 3】

$$v_I = (z_I - z_S) \text{SID} / L(\phi, x_I, y_I)$$

10

【数 1 4】

$$z_S = (T \cdot (\phi + \arcsin(t_I / SOD)) / 2\pi) + z_{SO}$$

【0 0 1 3】

これらを基に、パラレルビーム二次元逆投影法からパラレルビーム三次元逆投影法への演算量の増加部分に関して検討を行うと、増加した演算は、(1) 1次元並べ替え処理の実行回数の増加、(2) 再構成フィルタ処理の実行回数の増加、(3) 逆投影処理時における検出器列アドレスの算出の追加である。ここで、二次元逆投影法および三次元逆投影法における演算時間を占有する主要な処理は逆投影処理であり、逆投影処理において二次元逆投影処理と三次元逆投影処理との差は検出器列アドレスの算出の有無である。さらに、検出器列アドレス算出時における演算時間増加要因に関して解析を進めると、検出器列アドレス算出時の演算(焦点と再構成点の距離算出)と $\arcsin$ 演算(パラレルビームの焦点Z位置算出)の演算負荷が大きく演算時間増加要因の大部分を占める。そのため、演算と $\arcsin$ 演算の簡略化ができれば、大幅な高速化を実現できることになる。

20

30

【0 0 1 4】

本発明の目的は、 $\arcsin$ 演算を簡略化して大幅な高速度化を図った断層撮影装置を提供することにある。

【0 0 1 5】

【課題を解決するための手段】

本発明は、対向配置した放射線源と放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して上記放射線源と放射線検出器を周回させながらこの周回軸に対して上記寝台が移動可能となるよう構成し、上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線を上記放射線検出器を用いて検出し、検出した投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、

40

上記再構成手段は、

ボクセル毎に使用する投影データ範囲を、

180度以上であり、

使用する投影データ範囲の両端における、放射線源と放射線検出器の位置を結んだ直線の軸方向の角度であるコーン角の絶対値の差が小さくなるように決定し、

上記投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って前記決定した投影データ範囲にわたり三次元逆投影することを特徴とする放射線断層撮影装置

【0 0 1 6】

更に本発明は、上記再構成手段は、さらに使用する投影データ範囲がボクセル毎に同位相幅となるように決定することを特徴とする放射線断層撮影装置を開示する。

50

## 【 0 0 1 7 】

更に本発明は、再構成手段は、さらに、決定された投影データ範囲の投影データに対して、データ冗長性の補正のために重み付け補正を行うことを特徴とする放射線断層撮影装置を開示する。

## 【 0 0 1 8 】

更に本発明は、上記投影データは、上記コーン角の最大値が最も狭くなるように決定されていることを特徴とする放射線断層撮影装置を開示する。

## 【 0 0 1 9 】

更に本発明は、上記投影データ範囲を可能な限り極力狭くなるようにして決定したことを特徴とする放射線断層撮影装置を開示する。

## 【 0 0 2 3 】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。

図 1 は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置を示す外觀構成図である。撮影用に用いるスキャナ 1、被検体である対象物をのせて移動するための寝台 2、マウスやキーボードなどで構成され寝台移動速度情報や再構成位置など計測再構成パラメータを入力するための入力装置 3、多列検出器から得られたデータを処理する演算装置 4、再構成画像を表示する表示装置 5 を有している。

## 【 0 0 2 4 】

図 2 は、図 1 に示した断層撮影装置の要部を示すブロック構成図である。

スキャナ 1 には寝台 2 と、高電圧スイッチングユニット 8、高電圧発生装置 9、放射線制御装置 10 を有する放射線発生装置などの放射線源 11 と、被検体 12 を介して放射線源 11 と対向配置した放射線検出器 13 と、この放射線検出器 13 および放射線源 11 を周回方向に駆動する周回駆動装置 14 と、放射線源 11 から照射する放射線領域を制御するコリメータ 15 などを有している。コリメータ 15 を制御するコリメータ制御装置 16 と、周回駆動装置 14 を制御するスキャナ制御装置 17 と、寝台 2 を制御する寝台制御装置 18 および寝台 2 の相対的な移動量を計測する寝台移動計測装置 19 と、これらを制御する中央制御装置 20 とを有している。

## 【 0 0 2 5 】

入力装置 3 から撮影条件（寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置など）や再構成パラメータ（関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数など）を入力し、その指示に基づいて撮影に必要な制御信号が中央制御装置 20 から放射線制御装置 10、寝台制御装置 18、スキャナ制御装置 17 に送られ、撮影スタート信号を受けて撮影を開始する。撮影が開始されると放射線制御装置 10 により高電圧発生装置 9 に制御信号が送られ、高電圧が放射線源 11 に印加され、この放射線源 11 から放射線が対象物 12 へ照射される。同時に、スキャナ制御装置 17 から周回駆動装置 14 に制御信号が送られ、放射線源 11、放射線検出器 13 およびプリアンプ 21 が対象物 12 に対して相対的に周回される。一方、寝台制御装置 18 により被検体 12 を乗せた寝台 2 が円軌道スキャン時に静止し、また螺旋軌道スキャン時には放射線源 11 等の周回軸方向に平行移動される。周回駆動装置 14、スキャナ制御装置 17 および寝台制御装置 18 等によって、放射線源 11 および放射線検出器 13 を被検体 12 に対して相対的に周回させると共に被検体 12 の軸方向に相対的に移動可能な駆動装置を構成している。

## 【 0 0 2 6 】

放射線源 11 から照射された放射線は、コリメータ 16 により照射領域を制限され、被検体 12 内の各組織で吸収減衰され、被検体 12 を通過して放射線検出器 13 で検出される。この放射線検出器 13 で検出された放射線は、電流に変換されてプリアンプ 21 で増幅され、投影データ信号として演算装置 4 に入力される。演算装置 4 に入力された投影データ信号は、演算装置 4 内の画像を再構成する再構成手段 22 で処理される。

## 【 0 0 2 7 】

この再構成手段 22 は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する

10

20

30

40

50

使用データ位相範囲算出手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段と、投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データを平行ビーム投影データに対応づけする１次元並び替え処理手段と、平行投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行投影データを生成するフィルタ補正手段と、決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、近似直線算出手段による近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する平行ビーム三次元逆投影手段とを備えている。再構成画像は、入出力装置３内の記憶装置２３に保存され、画像処理装置２６により表示装置５で断層撮影像として表示される。

10

#### 【００２８】

図３は、円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンを示す斜視図である。

同図（ａ）は、円軌道スキャン時の放射線源の移動軌跡２４を示し、同図（ｂ）は螺旋軌道スキャン時の放射線源の移動軌跡２５を示している。移動軌跡２４のように円軌道で撮影された場合には、フィルタ補正二次元逆投影を行うことで放射線源位置の画像を正確に再現することができる。しかし、移動軌跡２５のように螺旋軌道で撮影された場合には、撮影端部位置においてデータの不連続性によりフィルタ補正二次元逆投影のみではその位置でストリーク状のアーチファクトを生じてしまう。そこで、移動軌跡２５のように螺旋軌道で得られたデータに対し、データ補間を用いることで移動軌跡２４のような円軌道データに補正し、その後フィルタ補正二次元逆投影を行う。

20

#### 【００２９】

このように補間を用いることによって不連続性を低減した画像を得ることができる。この場合のアーチファクトの程度は、Ｘ線源軌跡における不連続の程度によって決定され、つまり、被検体の移動速度によってアーチファクト程度は変わる。通常用いられている単一系列型螺旋走査Ｘ線断層撮影装置（ＳＤＣＴ）では、一般的に螺旋ピッチ（被検体移動速度の周回軸位置でのＸ線ビームの厚みに対する比率）は、対向データを考慮して全撮影領域をほぼ完全にカバーできる２程度まで使用されている。

30

#### 【００３０】

図４は、単一系列放射線検出器１３ａと多列放射線検出器１３ｂを並記した概略側面図である。

同図（ｂ）では、同図（ａ）の単一系列放射線検出器１３ａよりも幅の狭い多列放射線検出器１３ｂが周回軸方向に複数列並べられ、全体としては単一系列放射線検出器１３ａよりも広い検出器を実現している。

#### 【００３１】

図５は、単一系列放射線検出器１３ａと、多列放射線検出器１３ｂにおける１列当たりの放射線ビームのコリメーション厚さ（以下、ディテクタコリメーション厚と称す）を示す概略側面図ある。

40

同図（ｂ）に示した多列放射線検出器１３ｂは、同図（ａ）に示した単一系列放射線検出器１３ａに比べてディテクタコリメーション厚が薄く、全体としては、より広い範囲を一度に撮影することができる。得られる断層撮影像の周回軸方向の空間分解能（体軸分解能）は、ディテクタコリメーション厚に依存する部分が大きく、ディテクタコリメーション厚が薄いほど体軸分解能も向上する。

#### 【００３２】

次に、放射線源検出器１３で検出した投影データから対象物１２の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段２２による処理を説明する。

図６は、前述したように一般的なＦｅｌｄｋａｍｐ再構成法における処理を示すフローチャートであり、まず、ステップＳ１でコーン角と投影距離に応じた重み付けをし、ステッ

50



プ S 2 でフィルタ補正を行い、続くステップ S 3 で三次元逆投影を実施するようにしている。

#### 【 0 0 3 3 】

これに対して、図 7 は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置における再構成手段 2 2 の処理動作を示すフローチャートである。

まず、再構成手段 2 2 は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する使用データ位相範囲算出手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段と、投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データを平行ビーム投影データに対応づけする 1 次元並び替え処理手段と、平行ビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行ビーム投影データを生成するフィルタ補正手段と、決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する平行ビーム三次元逆投影手段とを備えている。

#### 【 0 0 3 4 】

上述した構成に基づいて、まず、ステップ S 4 で使用データ位相範囲算出手段によってボクセル毎に使用するデータ範囲を決定し、ステップ S 5 で近似直線算出手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する。次に、ステップ S 6 でコーン角補正手段により投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算し、ステップ S 7 では 1 次元並び替え処理手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データを平行ビーム投影データに対応づけする。その後、ステップ S 8 でフィルタ補正手段により平行ビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行ビーム投影データを生成する。続いて、ステップ 9 として平行ビーム三次元逆投影手段により決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する。

#### 【 0 0 3 5 】

次に、上述した図 7 に示した各ステップについて説明する。

まず、ステップ S 4 の使用データ位相範囲算出手段によるボクセル毎に使用するデータ範囲を決定について説明する。

図 1 8 および図 2 2 に示すようなジオメトリを考え、放射線源 1 1 と回転中心間距離を S O D、放射線検出器 1 3 上のスキャナ 1 回転当たりの被検体に対する放射線源 1 1 の相対移動距離を T、ファンビーム線源の周回位相を、再構成ボクセルへ向かうビームと中心ビームに対するビーム開き角を、平行ビームの周回位相をとすると、放射線源位置  $S( ) = S( x_s, y_s, z_s )$  は、次の数 1 5 で表される。また、これを並べ替え処理による平行ビームで考えると、数 1 6 で表される。

#### 【 数 1 5 】

$$S(\beta) = S(SOD \cdot \sin \beta, -SOD \cdot \cos \beta, T\beta / 2\pi)$$

#### 【 数 1 6 】

$$S(\phi) = S(SOD \cdot \sin(\phi + \alpha), -SOD \cdot \cos(\phi + \alpha), T(\phi + \alpha) / 2\pi)$$

#### 【 0 0 3 6 】

ここで、パラレルビームの進行方向を  $w$  , この進行方向  $w$  に垂直な方向を  $t$  とすると、位相のパラレルビームが座標  $(x, y)$  を通過するときの  $t$  座標および  $w$  座標は、それぞれ数 17 および数 18 で表される。

【数 17】

$$t(x, y, \phi) = x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi$$

【数 18】

$$w(x, y, \phi) = -x \cdot \sin \phi + y \cdot \cos \phi$$

10

また、X線源と  $t-z$  面（周回軸を通りパラレルビームに垂直な面）との距離は、次の数 19 で表される。

【数 19】

$$s\_tz\_dist(x, y, \phi) = (SOD^2 - t(x, y, \phi)^2)^{1/2}$$

【0037】

さらに、位相のパラレルビームが、再構成ボクセル  $(x, y, z)$  を通り、放射線源 11 からの距離が  $SID$  である放射線検出器 13 に交差したときの放射線検出器 13 の  $v$  軸（周回軸）方向の座標を  $H(x, y, \phi)$  とすると、次の数 20 で表される。

20

【数 20】

$$H(x, y, \phi) = (z - T(\phi + \alpha) / 2\pi) \cdot SID / (s\_tz\_dist(x, y, \phi) + w(x, y, \phi))$$

ここで、 $\alpha = \arcsin(t / SOD) = A' t + B'$  であり、 $A'$  および  $B'$  は  $\arcsin(t / SOD)$  を近似することにより得られる近似直線の係数である。

【0038】

30

位相範囲インデックスを  $f$  とすると、再構成ボクセル  $(x, y, z)$  を逆投影するために使用する位相範囲  $(f)$  の端部  $(Bs, Be)$  において X 線ビームのビーム傾斜角度の絶対値が最小値となるためには、座標  $H(x, y, \phi + f)$  と座標  $H(x, y, \phi)$  の絶対値の差が可能な限り小さくなるように  $f$  を選択すればよい。具体的には、ボクセル毎の逆投影データ位相範囲の決定方法（最大コーン角が狭いデータ範囲の算出）の一例を図 25 に示すように、ステップ S12 のように  $f$  の初期値を  $-f / 2$ 、算出する位相精度を  $Q$ 、 $H(x, y, \phi + f)$  と  $H(x, y, \phi)$  の和を  $err(f)$ 、この和  $err(f)$  の中で最小値を  $err\_min$  とした場合、 $err(f)$  はステップ S13 に示す数 21 および数 22 で表される。

【数 21】

40

$$err(\phi) = H(x, y, \phi) + H(x, y, \phi + f\pi)$$

【数 22】

$$\text{if}[err\_min > err], err\_min = err$$

【0039】

ここで、 $f$  が増加すると  $err$  は減少し、 $f$  が減少すると  $err$  は増加することから、次

50

の数 2 3 および数 2 4 を繰り返すことになる。

【数 2 3】

$\text{if } [\text{err} > 0], \phi = \phi + Q$

【数 2 4】

$\text{if } [\text{err} < 0], \phi = \phi - Q$

この繰り返し処理により、ステップ S 1 4 に示すように  $\text{err}$  と  $\text{err\_min}$  を比較すると、 $\text{err}$  が最小値となると最小値が繰り返し出現し、 $\text{err} = \text{err\_min}$  となることから、ステップ S 1 5 のように  $\text{err} = \text{err\_min}$  となるまで繰り返し処理を行うことにより、ステップ S 1 6 のように座標  $H(x, y, +f)$  と座標  $H(x, y, -)$  の絶対値の差が可能な限り小さくなるように  $\phi$  を選択することが可能となる。ステップ S 1 6 の判定で  $\text{err} > 0$  であればステップ S 1 8 のように  $\phi = \phi + Q$  で、 $\text{err} < 0$  であればステップ S 1 9 の如く  $\phi = \phi - Q$  である。これより、位相範囲 ( $B_s < B_e$ ) は、次の数 2 5 および数 2 6 で表される。

【数 2 5】

$B_s(x, y, z) = \phi$

【数 2 6】

$B_e(x, y, z) = \phi + f\pi$

【0 0 4 0】

ここでは、上述したように最も単純な方法を用いて位相範囲の決定を行ったが、これは、位相範囲 ( $-f/2 < f/2$ ) における関数  $\text{err}(\phi)$  の最小値算出問題であり、既存の方法、例えば Brent の方法 (Brent's Method) や黄金分割法 (golden section search) などを用い、または組み合わせて  $\text{err}(\phi)$  が最小値となる  $\phi$  および  $\phi + f$  を算出してもよい。

【0 0 4 1】

次に、図 7 に示したステップ S 5 の近似直線算出手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線算出について説明する。

ここでは、最小 2 乗法を用いた手法を示す。はじめに、被近似曲線と近似曲線を考えると、平行ビームのチャンネル  $i$  位置における焦点  $z$  の座標  $z_i$  は、次の数 2 7 で、また近似直線は、数 2 8 で表される。

【数 2 7】

$z_i = T \cdot \arcsin(t_i / \text{SOD}) / 2\pi$

【数 2 8】

$z_A(t_i) = A \cdot t_i + B$

【0 0 4 2】

図 1 8 に示した関心円形領域の直径  $F_{0V}$  内における被近似曲線上の点を近似直線で近似するとき、最小 2 乗法によって被近似曲線と近似直線の誤差を最小化するため評価関数を

用いると数 2 9 のように表される。

【数 2 9】

$$E^2(A, B) = \sum_{i=1}^{N_t} (z_i - z_A(t_i))^2 = \sum_{i=1}^{N_t} (z_i - A \cdot t_i - B)^2$$

ここで、A、B を決定するために数 2 9 を最小化する。最小値では数 2 9 の A、B についての微分は数 3 0 および数 3 1 のようにゼロとなる。

【数 3 0】

10

$$0 = \frac{\partial E^2}{\partial A} = -2 \sum_{i=1}^{N_t} (z_i - A \cdot t_i - B)$$

【数 3 1】

$$0 = \frac{\partial E^2}{\partial B} = -2 \sum_{i=1}^{N_t} \{t_i \cdot (z_i - A \cdot t_i - B)\}$$

簡単にするためにそれぞれを次の数 3 2 のように置き、これらを数 2 9 および数 3 0 に代入すると、数 3 3 および数 3 4 が得られる。

20

【数 3 2】

$$S \equiv \sum_{i=1}^{N_t} 1, \quad S_t \equiv \sum_{i=1}^{N_t} t_i, \quad S_z \equiv \sum_{i=1}^{N_t} z_i, \quad S_{tt} \equiv \sum_{i=1}^{N_t} t_i^2, \quad S_{tz} \equiv \sum_{i=1}^{N_t} (t_i \cdot z_i)$$

【数 3 3】

$$AS + BS_t = S_z$$

30

【数 3 4】

$$AS_t + BS_{tt} = S_{tz}$$

この連立方程式の解は、次の数 3 5 ~ 数 3 7 のようになる。

【数 3 5】

$$\Delta \equiv SS_{tt} - (S_t)^2$$

40

【数 3 6】

$$A = (S_{tt}S_z - S_tS_{tz}) / \Delta$$

【数 3 7】

$$B = (SS_{tz} - S_tS_z) / \Delta$$

よって、これを数 2 8 に示した  $z_A(t_i) = A \cdot t_i + B$  に代入して数 3 8 を得ること

50

ができる。

【数 3 8】

$$z_A(t_i) = ((S_{tt}S_z - S_tS_{tz}) / \Delta) \cdot t_i + (SS_{tz} - S_tS_z) / \Delta$$

【0043】

次に、図 7 に示したステップ S 6 のコーン角補正手段によりパラレルビーム投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正について説明する。

再構成におけるフィルタ補正は再構成画像における周回軸からの距離に応じたフィルタであり、ビーム傾斜の影響を補正するためにコーン角に応じたフィルタを適用する必要がある。ここで、フィルタ補正前データを  $P_{para}(\phi, t, v)$ 、フィルタ補正後データを  $fP_{para}(\phi, t, v)$ 、再構成フィルタ関数を  $g(t)$  とすると、再構成フィルタ処理はコンボリューション法を用いると上述した数 9 のように示すことができ、このうち、コーン角補正は数 3 9 で示す部分である。数 9 から分かるように、コーン角補正項は検出器列位置（コーン角）に応じた係数であるため、フィルタ補正前に行うこともできるが、フィルタ補正後に行うこともできる。このコーン角補正に関しては、Fieldkamp 法を始めとする三次元逆投影手法で公知の技術であり、ここでは数式の証明等の詳細は省略する。

【数 3 9】

$$SID / \sqrt{SID^2 + v^2}$$

【0044】

次に、図 7 に示したステップ S 7 の 1 次元並び替え処理手段による並べ替え処理 (rebinning) について説明する。

演算の高速化のために、斜視図である図 1 2 (a) ~ 図 1 4 (a) に示すような周回軸方向からみてファン状に照射されたファンビームを、展開図である図 1 2 (b) ~ 図 1 4 (b) に示すような周回軸から見て平行なパラレルビームに並べ替える 1 次元並び替え処理を行なう。ファンビームを  $P_{fan}(\phi, t, v)$ 、パラレルビームを  $P_{para}(\phi, t, v)$  とすると、並べ替え処理は数 4 0 のように表すことができる。ただし、 $\phi$  は周回方向のファンビーム開き角度 (ファンビームチャンネル方向)、 $v$  は放射線源を中心とした円筒放射線検出器上の軸方向位置、 $t$  は周回軸およびパラレルビームにおけるビームに垂直な軸 (パラレルビームチャンネル方向) であり、ファンビーム開き角度  $\phi = \arcsin(t / SOD)$  で表している。

【数 4 0】

$$P_{para}(\phi, t, v) = P_{fan}(\phi + \alpha, \alpha, v)$$

【0045】

次に、図 7 に示したステップ S 8 のフィルタ補正手段により投影データのぼけを修正するために再構成フィルタの畳み込み演算 (フィルタ補正処理) について説明する。

フィルタ補正には実空間で畳み込み演算するコンボリューション法と、フーリエ空間で乗算を行うフーリエ法の 2 種類が存在する。後者のフーリエ法はフーリエ変換を用いてフーリエ空間に変換しフィルタ関数 (空間周波数フィルタ) を乗じた後にフーリエ逆変換を施す処理である。前者のコンボリューション法は実空間でのフーリエ逆変換したフィルタ関数の畳み込み処理である。

【0046】

これらは、いずれも数学的に等価であるが、一般的には、演算時間が高速なフーリエ空間でのフィルタ処理を用いる。再構成に使用するフィルタは Shepp and Logan

10

20

30

40

50

や Ramachandran and Lakshminarayanan、またはこれらのフィルタ関数を臨床的経験により修正したものの中から臨床的経験に基づいて選択し使用する。パラレル投影データを  $P_{para}(\phi, t, v)$ 、フィルタ処理後のパラレル投影データを  $fP_{para}(\phi, t, v)$ 、再構成フィルタを  $G(\omega)$  とすると、フーリエ法によるフーリエ空間フィルタリングは数 4 1 のように示すことができる。

【数 4 1】

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P_{para}(\phi, t, v) \cdot \exp(-i\omega t) \cdot G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

10

【0047】

一方、コンボリューション法による実空間フィルタリングは、 $G(\omega)$  のフーリエ逆変換  $g(t)$  を数 4 1 のように表すと、数 4 3 のようになる。

【数 4 2】

$$g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

【数 4 3】

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{para}(\phi, t - t', v) g(t') dt'$$

20

ここでは、簡略化のためフィルタの適用方向は  $t$  方向としたが、 $v$  方向と  $t$  方向と  $\phi$  方向を組み合わせた高次元方向にフィルタを適用することができる。また、ここでは、投影データを連続的なデータとして扱っているが、実際には離散的なデータであるため公知の補間法を使用して離散的に演算しなければならない。この離散的な演算方法に関しては、これまでも行われており、また、重み付け螺旋補正再構成で使用されているフィルタ補正等と同様であり、同業者には既知の技術であるためここでの詳細は省略する。

【0048】

次に、図 7 に示したステップ S 9 の決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理パラレルビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影するパラレルビーム三次元逆投影手段について説明する。

30

図 18 (a) および図 22 に示すように再構成ボクセルを  $I(x_I, y_I, z_I)$  は、放射線検出器上スキャナ 1 回転当たりの被検体に対する放射線源 11 の相対移動距離を  $T$ 、放射線源 11 を中心とした円筒放射線検出器 13 上の  $v$  軸方向位置を  $v_I$ 、チャンネル方向の位置を  $t_I$ 、その座標を  $t_I(x_I, y_I, z_I)$  とすると、それぞれ数 4 4 ~ 数 4 8 が得られる。

【数 4 4】

$$I(x_I, y_I, z_I) = \int_{B_e(x_I, y_I, z_I)}^{B_s(x_I, y_I, z_I)} fP_{para}(\phi, t_I, v_I) \cdot W\left(\phi - B_s(x_I, y_I, z_I) - \frac{f\pi}{2}\right) \cdot d\phi$$

40

【数 4 5】

$$L(x_I, y_I, \phi) = \sqrt{SOD^2 - t_I^2} - x_I \cdot \sin \phi + y_I \cdot \cos \phi$$

【数 4 6】

$$t_1(x_1, y_1, \phi) = x_1 \cdot \cos \phi + y_1 \cdot \sin \phi$$

【数 4 7】

$$v_1 = (z_1 - z_s) \cdot \text{SID} / L(\phi, x_1, y_1)$$

【数 4 8】

10

$$z_s = \frac{T \cdot \left( \phi + \arcsin \left( \frac{t_1}{\text{SOD}} \right) \right)}{2\pi} + z_{s0} \cong \frac{T \cdot \phi}{2\pi} + A \cdot t_1 + B + z_{s0}$$

【0049】

ここで、三次元逆投影において、実際には離散的に扱われるべき投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際には Lagrange 補間等の公知の補間法を用い、位相方向（時間方向）、および放射線検出器列方向、放射線検出器チャンネル方向の3方向の補間の組み合わせにより離散的に算出する必要がある。

20

【0050】

上述した再構成法の説明から分かるように、数 4 8 は、数 1 4 との比較から分かるように従来の平行ビームの焦点 z 位置算出に arcsin の演算が含まれ演算付加が大きくなっていたが、この arcsin 演算が近似直線に置き換えられているため、平行ビーム三次元逆投影法の演算量を簡略化して大幅な高速化が可能となる。

【0051】

しかし、この再構成法では、近似直線を用いることによる精度の低下が心配されるが、この誤差は、関心円形領域 FOV の直径を 410 [mm]、焦点と周回軸間距離 SOD を 600 [mm]、焦点と検出器間距離 SID を 1000 [mm]、検出器列数 row を 64 [列]、検出器素子方向サイズ dapp を 1 [mm]、相対移動速度 T を 60 [mm/rot] とした場合でも、最大誤差は 0.023 [mm]、絶対誤差平均は 0.014 [mm] 程度である。この誤差は計測精度、回転中心におけるビーム z 幅 0.6 [mm] から考えても 2%（最大 4%）程度の誤差であり、計測データにノイズが含まれることを考えると全く問題にならないレベルである。つまり、近似演算によって画質等の劣化には至らない。

30

【0052】

また、ステップ S 4 に示したボクセル毎の位相範囲を算出処理において、ビュー方向に f [rad] の位相範囲を決定し、重み関数により冗長性補正を行う三次元再構成法としているため、データに冗長性を持たせ（逆投影位相幅を 180 度より大きくし）、重み関数により重み付けすることでデータ端部つまり撮影開始と終了時における不連続性の低減が可能であり、被検体の動きの影響を最大限低減した画像を得ることができる。

40

【0053】

またファンビームから平行ビームへ並べ替えた後、三次元逆投影によって 1 スライスの再構成画像を再構成する場合に、すべてのボクセルに対して同一の逆投影位相範囲を使用すると、平行ビームにおいてチャンネル方向に焦点 z 位置が同一ではないため、各ボクセルで逆投影される最大コーン角が大きくなる。使用される最大コーン角が大きくなるということは、より体軸 z 方向に広い検出器を必要とすることを意味しており、すなわち、被検体と焦点との z 方向の相対移動速度の低下をもたらす計測スループットが低下する。しかしながら、上述したように逆投影に使用されるビームの最大コーン角を小さくし

50

ているため、 $z$  方向に狭い検出器で再構成して計測スループットを向上することができる。

#### 【 0 0 5 4 】

図 8 は、本発明の他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段 22 の処理動作を示すフローチャートである。

ここで再構成手段 22 は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する使用データ位相範囲算出手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段と、投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データを平行ビーム投影データに対応づけする 1 次元並び替え処理手段と、補正された投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、使用データ位相範囲算出手段によって決定したデータ範囲  $f$  に亘ってフィルタ補正手段で生成したフィルタ処理投影データに対して重み関数により冗長性補正を行なう冗長性補正用重み付け手段と、フィルタ処理投影データをこの冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理を行いながら近似直線算出手段により得た近似直線を基に算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って逆投影領域に三次元逆投影する平行ビーム三次元逆投影手段とを備えている。

#### 【 0 0 5 5 】

このような再構成手段 22 は、図 7 の場合と同様にステップ S 8 でフィルタ補正手段により平行ビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行ビーム投影データを生成した後、ステップ S 10 で使用データ位相範囲算出手段によって決定したデータ範囲  $f$  に亘ってフィルタ補正手段で生成したフィルタ処理投影データに対して冗長性補正用重み付け手段により重み関数による冗長性補正を行なう。その後、この冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理を行いながらステップ 11 として平行ビーム三次元逆投影手段により決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する。

#### 【 0 0 5 6 】

各ステップ S 4 ~ S 8 における処理は同様であるから、ここではステップ S 10 の冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理について説明する。

図 15 および図 16 に示すような各ボクセル当たり 180 度以上のデータを使用する場合において、データの冗長性を補正するために、図 19 (a) に示すような重み関数を用いて重み付けによりデータ補正を行う。具体的には、図 20 (a), (b) および数 49 ~ 数 51 に示す重み関数  $W(\theta)$  のように、逆投影で使用する同位相と対向位相の重みの和が各位相で等しくなるように各ボクセル毎に異なる位相データ範囲に対して重み付けを行う。ここで、各ボクセルで使用するデータ幅を  $B = f$  とすると、 $B = \pi$  のとき ( $f = 1$  のとき) 図 20 (a) のようになり、同様に、 $B = 3\pi/2$  のとき ( $f = 3/2$  のとき) は図 20 (b) のようになり、また  $B = 2\pi$  のとき ( $f = 2$  のとき) は図 20 (c) のようになる。

#### 【 数 4 9 】

$$W(\theta) = ((B/2) + \theta) / B - \pi$$

ここでは  $[-\pi/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$  である。

#### 【 数 5 0 】



$$W(\theta) = 1$$

ここでは  $[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$  である。

【数 5 1】

$$W(\theta) = ((B/2) - \theta) / B - \pi$$

ここでは  $[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$  である。

10

【0057】

図 19 (a) や図 20 では、ビュー方向に線形的に変化する重み付けを行っているが、図 19 (b) に示すような非線形的に変化する重み付けを行ってもよい。この図 19 (b) に示す非線形な重み関数  $W'(\theta)$  は、一例として  $W(\theta)$  から数 5 2 ~ 数 5 4 に示すように算出することが可能である。また、ここでは  $B = 2$  の場合についてのみの記載であるが、 $B > 2$  の場合も同様の考え方で容易に算出することができる。

【数 5 2】

$$W'(\theta) = 3(W(\theta))^2 - 2(W(\theta))^3$$

20

ここでは  $[-\pi/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$  である。

【数 5 3】

$$W(\theta) = 1$$

ここでは  $[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$  である。

【数 5 4】

30

$$W'(\theta) = -3(W(\theta))^2 + 2(W(\theta))^3$$

ここでは  $[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$  である。

【0058】

このような断層撮影装置は、上述したボクセル毎の位相範囲算出処理において、ビュー方向に  $f[\text{rad}]$  の位相範囲を決定し、重み関数により冗長性補正を行う三次元再構成法であり、データに冗長性を持たせ（逆投影位相幅を 180 度より大きくし）、重み関数により重み付けすることでデータ端部（撮影開始 / 終了時）における不連続性の低減が可能であり、被検体の動きの影響を最大限低減した画像を得ることができる。

40

【0059】

つまり、各再構成アルゴリズム（逆投影法）において、投影データの冗長性と再構成時間について考えると、周回軸から見てファン状にビームが照射される従来の断層撮影装置においては、ボクセル毎に得られた投影データの冗長性（投影位相範囲）が異なる。例えば、図 21 に示すように放射線源が 180 度位相回転して得られたデータから逆投影を行う場合、再構成画素毎に逆投影可能なデータ位相範囲が異なり、画素 a では 180 度以上の位相範囲のデータとなるが、画素 b では 180 度以下のデータしか得られない。このように画素毎にデータの冗長性が異なることで、360 度以下の投影データから逆投影する場合等では逆投影時に複雑な冗長性補正処理を必要とする。特に、三次元再構成においては、

50

周回軸方向へのビームの傾きを考慮しなければならないため、更に複雑な冗長性補正処理が必要となり、演算時間増大の要因となっている。また、この冗長性補正処理は計測スループット（焦点と被検体との相対移動速度）にも関わり、上述したように冗長性を低減することによって、計測スループットの向上やデータ効率の向上につながる。

#### 【0060】

上述した図7のフローチャートを用いて説明した実施の形態では、使用データ位相範囲決定手段による使用データ位相範囲の決定処理において、最大コーン角が狭いデータ範囲の算出について述べたが、ステップS4で逆投影データ範囲の端部（データ開始／終了位置）のコーン角の絶対値の差が最小となるようにボクセル毎にデータ範囲を決定し、この決定されたデータ範囲を基に同様の再構成処理を行うこともできる。

10

#### 【0061】

このボクセル毎の使用データ位相範囲の決定方法（逆投影位相幅の狭いデータ範囲の算出）の一例を説明する。はじめに、放射線検出器のz方向サイズが十分に広い場合について示すと、放射線検出器のz方向サイズが十分に広い場合、言い換えると、同一z位置にある全ての再構成ボクセルにおいて同じ位相範囲でのデータ取得が可能な場合、具体的に、数55の撮影条件を満たす場合には、z位置が同じ面内に位置するボクセルに対する逆投影位相範囲の差の小さい位相範囲は、焦点z位置がボクセル位置である位相を $\theta_0$ 、検出器素子zサイズを $d_{app}$ 、検出器列数を $row$ とすると、数56で表される。

#### 【数55】

$$T \leq d_{app} \cdot (row - 1) \cdot (SOD - FOV / 2) / f \cdot SID$$

20

#### 【数56】

$$\theta_0 - f\pi/2 \leq \theta < \theta_0 + f\pi/2$$

#### 【0062】

しかしながら、被検体と焦点の相対移動速度が高く、全てのボクセルにおいて同じ位相範囲でのデータ取得が不可能な場合、つまり、上述した撮影条件を満たさない場合においては、数56のような位相範囲を選択することはできない。その場合には、次に例示する方法にて位相範囲を決定することができる。

30

放射線源と回転中心間距離を $SOD$ 、放射線検出器上スキャナ1回転当たりの被検体に対する放射線源の相対移動距離を $T$ 、ファンビーム線源の周回位相を $\theta$ 、再構成ボクセルへ向かうビームと中心ビームに対するビーム開き角を $\alpha$ 、パラレルビームの周回位相を $\phi$ とすると、放射線源位置 $S(x_s, y_s, z_s)$ は、上述した数15となる。これを並べ替え処理によるパラレルビームで考えると、上述した数16となる。

#### 【0063】

ここで、パラレルビームの進行方向を $w$ 、この $w$ に垂直な方向を $t$ とすると、位相のパラレルビームが座標 $(x, y)$ を通過するときの $t$ 座標および $w$ 座標は、上述した数17および数18となり、放射線源と $tz$ 面（周回軸を通りパラレルビームに垂直な面）との距離は、上述した数19となる。さらに、位相のパラレルビームが再構成ボクセル $(x, y, z)$ を通り、放射線源からの距離が $SID$ である検出器に交差した時の検出器の $v$ 軸（周回軸）方向の座標を $H(x, y, z)$ とすると、これは上述した数20で表される。

40

#### 【0064】

また、位相範囲インデックスを $f$ とすると、z位置が同じ面内に位置するボクセルに対する逆投影位相範囲の差の小さい位相範囲で再構成ボクセル $(x, y, z)$ を逆投影するためには、使用する位相範囲 $(f)$ の端部位置 $(B_s, B_e)$ から照射されたビームが再構成ボクセルを透過し放射線検出器と交差した放射線検出器z位置が実存する検出器範囲内に位置する必要があるため、焦点z位置が再構成ボクセルz位置にあるときの周回位相

50

を  $\phi_0$  とすると、数 5 7 および数 5 8 を満たし、 $\phi_0 - f\pi/2$  に可能な限り近くなるように  $\phi$  を選択すればよい。

【数 5 7】

$$H(x, y, \phi) \leq d_{app} \cdot (row-1) / 2$$

【数 5 8】

$$H(x, y, \phi\pi) \geq -d_{app} (row-1) / 2$$

10

【0065】

具体的には、 $\phi_0 = 0$  で考えると、図 2 6 で示すステップ S 2 0 のように  $\phi$  の初期値を  $-f\pi/2$  とし、算出する位相精度を  $Q$  (例えば、 $Q$  は 1 ビューに焦点が進む位相角度) とした場合、 $\phi$  が小さい場合 ( $\phi < 0$ ) には、 $\phi$  が増加すると  $H(x, y, \phi)$  は減少し、 $\phi$  が減少すると  $H(x, y, \phi)$  は増加することから、再構成が可能な条件で撮影されているのであれば、ステップ S 2 1 ~ S 2 4 に示すように数 5 8 で示した処理を数 6 0 で示したようになるまで繰り返し行なう。これにより、数 6 1 および数 6 2 を満たし、 $\phi_0 - f\pi/2$  に可能な限り近くなるように  $\phi$  を選択することが可能になる。このようにして位相範囲 ( $B_s < B_e$ ) は上述した数 2 5 および数 2 6 と同様になる。

20

【数 5 9】

$$\text{if } [d_{app} \cdot (row-1) / 2 - H(x, y, \phi) < 0], \phi = \phi + Q$$

【数 6 0】

$$\text{if } [d_{app} \cdot (row-1) / 2 + H(x, y, \phi + f\pi) < 0], \phi = \phi - Q$$

【数 6 1】

30

$$H(x, y, \phi) \leq d_{app} \cdot (row-1) / 2$$

【数 6 2】

$$H(x, y, \phi + f\pi) \geq -d_{app} \cdot (row-1) / 2$$

【0066】

このように位相範囲算出処理において、ボクセル毎の逆投影位相範囲をビュー数が小さくなるように決定することで、ボクセル毎の時間分解能を向上でき、先に説明した重み付け逆投影と組み合わせることで、被検体の動きの大きい部位において良好な画質を得ることができる。さらに、表示画像内における各ボクセルの時間位置が近くなるように、ボクセル毎の逆投影位相範囲をできる限り同一の時間に撮影された時間範囲とすることで、再構成画像に寄与する時間幅を短くして時間分解能を向上することができる。この場合の逆投影位相範囲は、理想的には全てのボクセルで同じ逆投影位相範囲であるが、被検体と焦点の相対移動速度が高く、全てのボクセルにおいて同じ位相範囲でのデータ取得が不可能な場合においても、可能な限り近くなるようにボクセル毎に逆投影位相範囲を決定することができる。

40

【0067】

50

尚、本発明における好ましい実施の形態では、再構成画像におけるノイズレベルと体軸分解能の関係を任意に変更可能とするため、投影データに対して列方向に空間周波数特性を変更可能な体軸方向フィルタを重畳する。この体軸方向フィルタの重畳（体軸方向フィルタリング）は、1次元並べ替え処理の前に行ってもよく、また1次元並べ替え処理の後に行ってもよい。また、フィルタ補正処理に含めて行ってもよい。また、上述した実施の形態では、X線を用いた断層撮影装置を用いているが、これに限定されず、中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いた断層撮影装置にも適用可能である。またスキャン方式も第1世代、第2世代、第3世代、第4世代といずれの方式かに限定されるものではなく、放射線源を複数搭載した多管球CTやカソードスキャンCTや電子ビームCTに対しても使用することが可能である。また、放射線検出器形状も放射線源を中心とした円筒表面に配置された放射線検出器、平面検出器、放射線源を中心とした球面上に配置された放射線検出器、周回軸を中心とした円筒表面に配置された放射線検出器などいずれの放射線検出器にも適用することが可能である。また、断層撮影装置としては螺旋軌道スキャンに限定されず、円軌道スキャンにも適用することが可能である。また、実際は離散的に扱われるべき、投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際にはLagrange補間等の補間法を用い、位相方向、放射線検出器の列方向およびチャンネル方向の3方向の補間により離散的に算出する。また、上述した実施の形態では、 $\arcsin$ を1つの近似直線で近似しているが、複数の近似直線を用いて（周回軸からの距離に応じて異なる近似直線を使用して）近似してもよい。さらに、本発明における非線形関数値は、高速化のために計算値の事前計算（テーブル化）と補間を用いて算出してもよい。

【0068】

【発明の効果】

以上に説明したように本発明に係る断層撮影装置によれば、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出することにより、これまで使用していた $\arcsin$ 演算を簡略化して大幅な高速度化を図り短時間に高画質な画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態による断層撮影装置を示す外観図である。

【図2】図1に示した断層撮影装置のブロック構成図である。

【図3】円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンの焦点軌跡を示す斜視図である。

【図4】単一放射線検出器と多列放射線検出器の腰部側面図である。

【図5】単一放射線検出器と多列放射線検出器の1列当たりのX線ビームのコリメーション厚さを示す側面図である。

【図6】一般的な再構成手段による処理動作を示すフローチャートである。

【図7】図2に示した断層撮影装置の再構成手段による処理動作を示すフローチャートである。

【図8】本発明の他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図9】放射線源と放射線検出器の位置関係を示す平面図である。

【図10】放射線源と放射線検出器の他の位置関係を示す平面図である。

【図11】放射線源と放射線検出器のさらに他の位置関係を示す平面図である。

【図12】放射線源と放射線検出器の螺旋軌跡を示す斜視図および展開図である。

【図13】図7に示した並べ替え処理手段の動作を説明する斜視図および展開図である。

【図14】他の並べ替え処理手段の動作を説明する斜視図および展開図である。

【図15】逆投影データの位相範囲を示す斜視図である。

【図16】他の逆投影データの位相範囲を示す斜視図である。

【図17】さらに他の逆投影データの位相範囲を示す斜視図である。

【図18】図7に示した近似直線算出を説明する説明図である。

【図19】図8に示した冗長性用重み付け処理を説明する重み関数の特性図である。

【図 20】図 8 に示した冗長性用重み付け処理を説明する各位相毎の重み関数の特性図である。

【図 21】逆投影可能な位相範囲を示す平面図である。

【図 22】投影データ位相範囲の決定を説明する説明図である。

【図 23】ファンビームにおける逆投影制限領域を示す説明図である。

【図 24】平行ビームにおける逆投影制限領域を示す説明図である。

【図 25】図 7 に示した使用データ位相範囲算出手段の動作を示すフローチャートである。

【図 26】本発明の他の実施の形態による断層撮影装置における使用データ位相範囲算出手段の動作を示すフローチャートである。

10

# 【符号の説明】

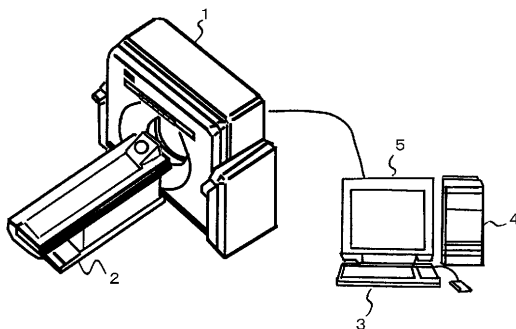
## 4 演算装置

1 1 放射線発生源

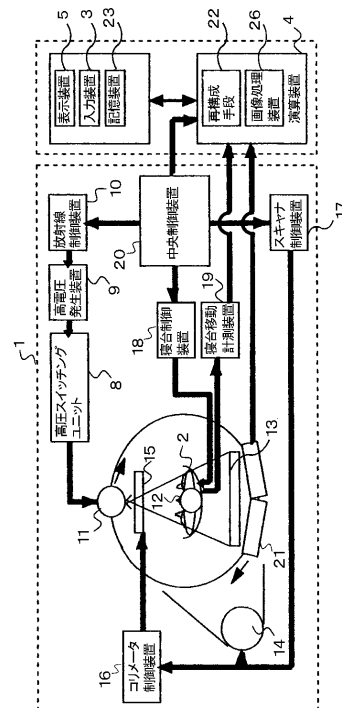
1 2 放射線検出器

2 2 再構成手段

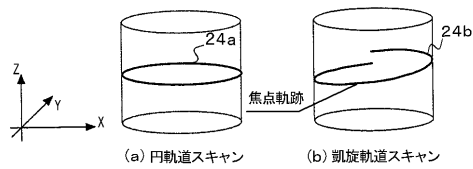
【図 1】



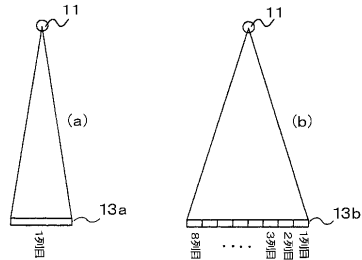
【図 2】



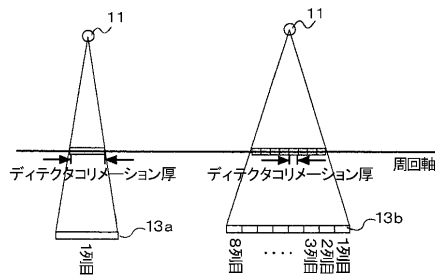
【図 3】



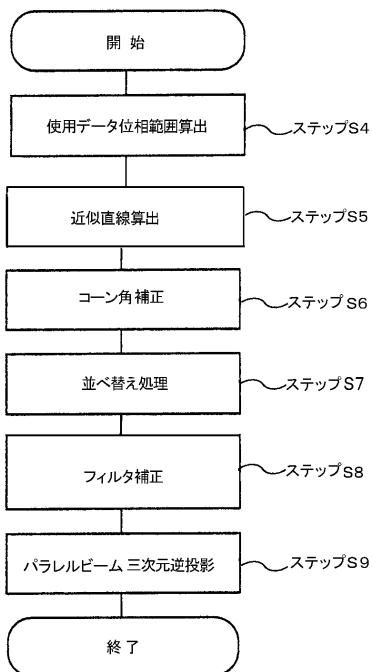
【図 4】



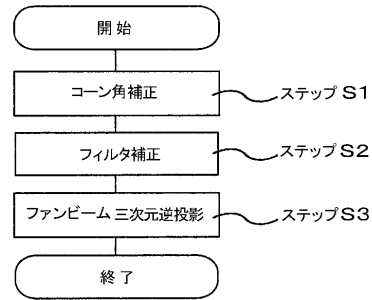
【図 5】



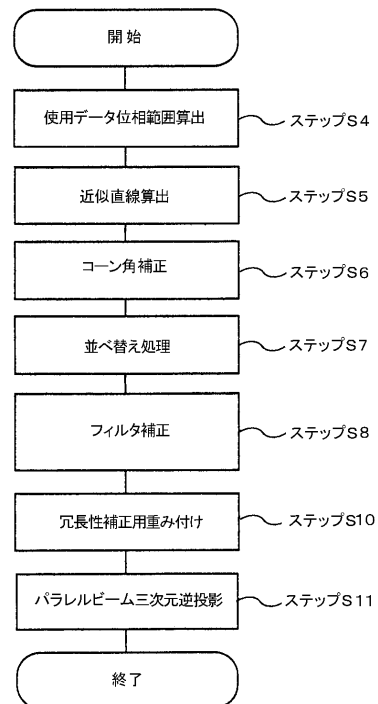
【図 7】



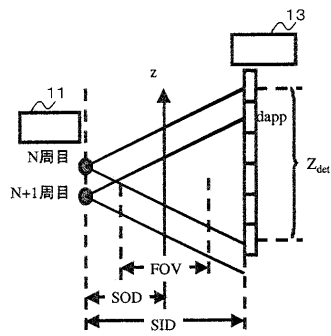
【図 6】



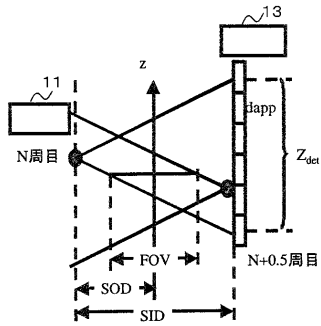
【図 8】



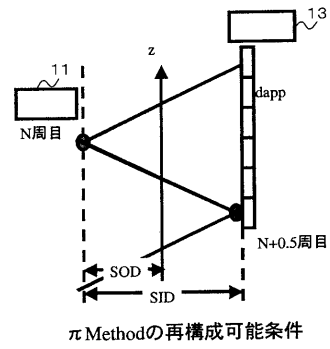
【図 9】



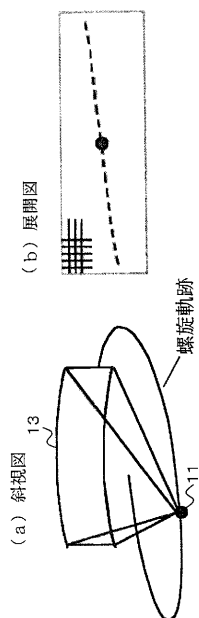
【図 10】



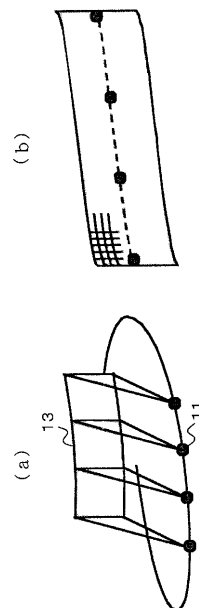
【図 11】



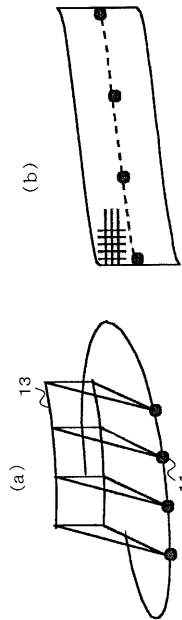
【図 12】



【図 13】

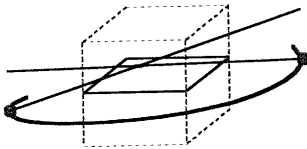


【図 14】

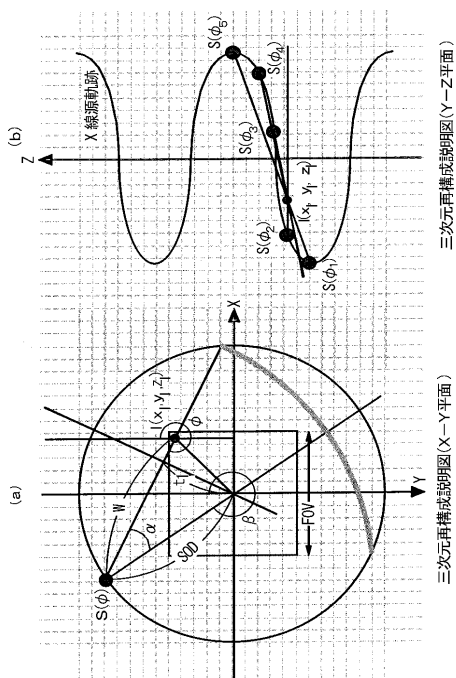


【図 15】

180 度位相範囲 ( $f=1$ )

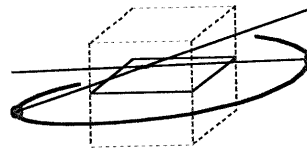


【図 18】



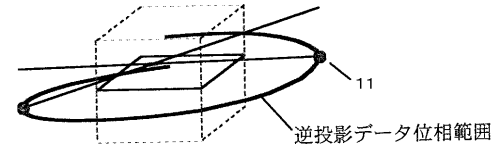
【図 16】

180 度位相範囲 ( $1 < f < 2$ )

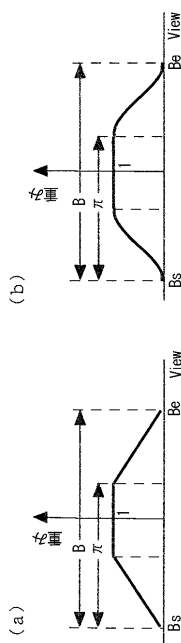


【図 17】

360 度位相範囲 ( $f=2$ )

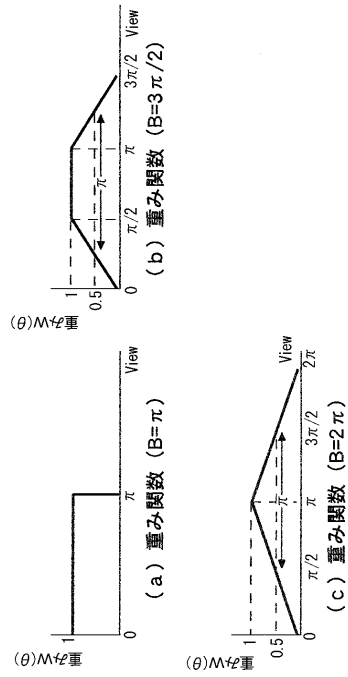


【図 19】

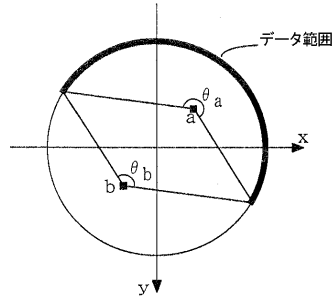




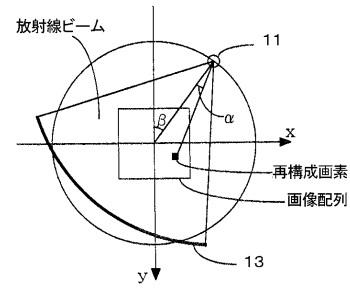
【図 20】



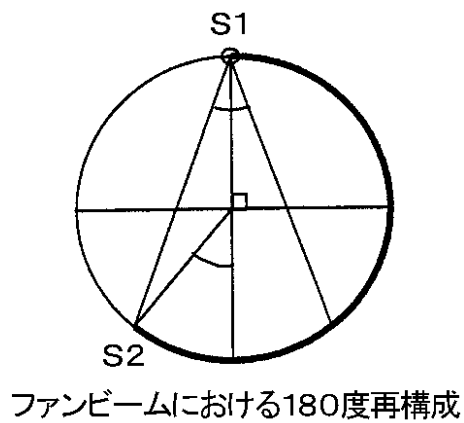
【図 21】



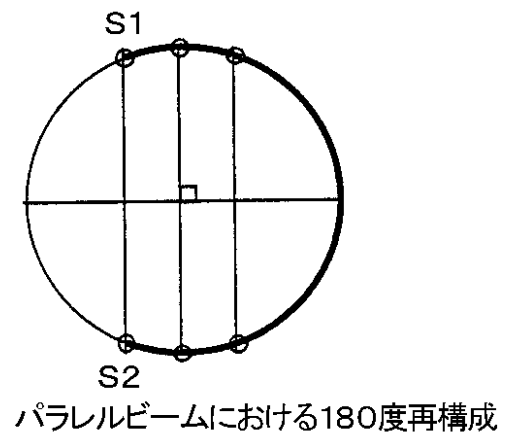
【図 22】



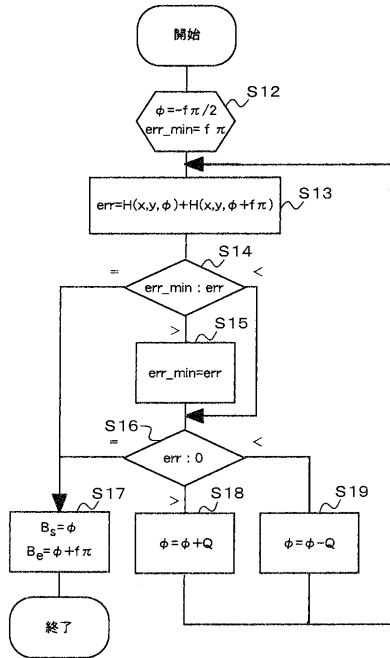
【図 23】



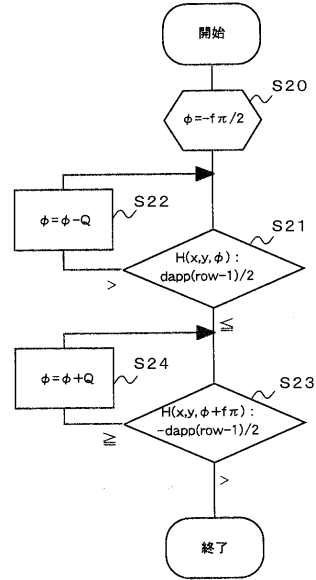
【図 24】



【図 25】



【図 26】



---

フロントページの続き

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 0 4 8 2 3 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 0 0 9 5 8 2 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 0 2 5 3 2 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 0 7 1 7 0 ( J P , A )  
特開平 0 9 - 0 1 9 4 2 5 ( J P , A )  
特開平 0 8 - 1 8 7 2 4 0 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 6/03