

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5011482号  
(P5011482)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)**  
 A 6 1 B 6/03 3 4 0 A  
 A 6 1 B 6/03 3 2 0 W  
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 J  
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 U

請求項の数 9 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2005-208235 (P2005-208235)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成17年7月19日(2005.7.19)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2007-20906 (P2007-20906A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成19年2月1日(2007.2.1)	(74) 代理人	100094053
審査請求日	平成19年10月5日(2007.10.5)		弁理士 佐藤 隆久
審判番号	不服2011-5773 (P2011-5773/J1)	(72) 発明者	西出 明彦
審判請求日	平成23年3月15日(2011.3.15)		東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線発生器と、該X線発生器に対向して設けられており、X線を検出するX線検出器とを備え、該X線発生器と該検出器との間に位置した回転中心の回りに回転運動させながら、該X線発生器と該検出器との間に配置された被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段と、

該X線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段と、画像再構成された像を表示する表示手段とを備えたX線CT装置であって、

前記X線検出器は、該X線検出器のチャンネル方向の中心部の検出器チャンネル幅d1に対し、該X線検出器のチャンネル方向の周辺部の検出器チャンネル幅d2がd1 < d2となるように構成されており、

前記X線データ収集手段は、前記X線検出器のチャンネル方向の周辺部に照射されるX線を減衰、または列方向のX線照射領域を減少するように当該周辺部において部分的に遮断する、前記被検体と前記X線発生装置との間に配置されたフィルタを備えたX線CT装置。

【請求項2】

前記画像再構成手段は、前記チャンネル幅d1と前記チャンネル幅d2でのX線投影データに基づき画像再構成を行って、中央部の方が周辺部よりも分解能が高い断層像を生成するものである請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記画像再構成手段は、前記チャンネル幅d1と前記チャンネル幅d2でのX線投影データに基づ

き画像再構成の際に、前記チャンネル幅d1と前記チャンネル幅d2とで異なる再構成関数を用いて画像再構成を行う請求項2に記載のX線CT装置。

【請求項4】

前記チャンネル幅d1は、前記チャンネル幅d2の1/2の幅である請求項1から請求項3のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【請求項5】

前記フィルタは、前記X線検出器のチャンネル方向の中心部よりも前記X線検出器のチャンネル方向の周辺部の方がX線が照射される前記X線検出器の列の数が少なくなるように構成されたものである請求項1から請求項4のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【請求項6】

前記フィルタは、前記X線検出器のチャンネル方向の中心部よりも前記X線検出器のチャンネル方向の周辺部の方がX線がより減衰されるように構成されたものである請求項1から請求項4のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【請求項7】

前記X線データ収集手段は、チャンネル位置により異なるデータ収集サンプリング周期を用いたデータの読み出しが可能である請求項1から請求項6のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【請求項8】

前記データ収集サンプリング周期は、前記X線検出器のチャンネル方向の中心部よりも前記X線検出器のチャンネル方向の周辺部の方が大きい請求項7に記載のX線CT装置。

【請求項9】

前記X線検出器のチャンネル方向の中心部において収集された投影データにより、被検体の心臓を中心とした画像を生成する請求項1から請求項8のいずれか一項に記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用X線CT(Computed Tomography)装置又は産業用X線CT装置に関し、具体的には、コンベンショナルスキャン(Conventional Scan)、ヘリカルスキャン(Helical Scan)及びシネスキャン等のすべてのスキャンモードにおいて、低被曝で高分解能なX線断層像を撮影することができるX線CT装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、多列X線検出器又はフラットパネルに代表されるマトリクス構造の2次元X線エリア検出器によるX線CT装置で用いられていたX線検出器は、図12のように、チャンネル方向には一定の間隔(ピッチ)、一定のチャンネル幅で作られていた(たとえば、特許文献1参照)。

【0003】

又、従来のX線検出器では、小さな撮影領域になってもチャンネル方向の分解能、即ち1チャンネルの検出器幅・間隔は変わらなかったため、実質的な分解能は上がることはなかった。このため、小さな撮影領域にして1画素の大きさを小さくしても、検出器間隔で定められるナイキスト周波数による分解能以上の断層像は得られなかった。

【0004】

【特許文献1】特開2000-193750号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

このため、高い分解能で見ようとして撮影領域を小さくしても、断層像がボケるだけで、高い分解能の断層像は得られなかった。再構成関数の高周波領域を多少強めることで多少のコントラスト改善、分解能の改善を行ったりもしたが、副作用としてノイズの増加、

10

20

30

40

50

アーチファクトの増加を引き起こしていた。

【0006】

そこで、本発明の目的は、高分解能なX線断層像を撮影することができるX線CT装置を提供することにある。

【0007】

又、本発明の他の目的は、小さな撮影領域にした際に高い分解能の得られるX線CT装置を提供することにある。

【0008】

更に又、本発明の他の目的は、用いられるX線の量を減らし、効果的にX線を利用し、被検体の被曝低減を行うことができるX線CT装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

第1の観点では、本発明は、X線発生器と、該X線発生器に対向して設けられており、X線を検出する多列X線検出器又はマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、該X線発生器と該検出器との間に位置した回転中心の回りに回転運動させながら、該X線発生器と該検出器との間に配置された被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段と、該X線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段と、画像再構成された像を表示する表示手段とを備えたX線CT装置であって、前記X線データ収集手段は、前記検出器のチャンネル方向の中心部の検出器チャンネル幅 $d_1$ に対し、該検出器のチャンネル方向の周辺部の検出器チャンネル幅 $d_2$ が $d_1 < d_2$ となるように又は前記検出器のチャンネル方向の中心部から周辺部に向かって設けられた複数の検出器幅( $d_1, d_2, \dots, d_i, \dots, d_{n-1}, d_n$ )が、 $d_1, d_2, \dots, d_i, \dots, d_{n-1}, d_n$ であるように構成されているX線CT装置を提供する。

第1の観点におけるX線CT装置では、中心部に、よりチャンネル幅の狭いX線検出器チャンネルが集まっているため、中心部のチャンネル幅の狭いX線検出器チャンネルを用いてデータ収集、画像再構成を行うことにより空間的に高分解能なX線CT撮影を行える。

第2の観点では、本発明は、X線発生器と、該X線発生器に対向して設けられており、X線を検出する多列X線検出器又はマトリクス構造の2次元X線エリア検出器とを、該X線発生器と該検出器との間に位置した回転中心の回りに回転運動させながら、該X線発生器と該検出器との間に配置された被検体を透過したX線投影データを収集するX線データ収集手段と、該X線データ収集手段から収集された投影データを画像再構成する画像再構成手段と、画像再構成された像を表示する表示手段とを備えたX線CT装置であって、前記X線データ収集手段は、前記検出器のチャンネル方向に広いデータ収集範囲 $l_1$ からチャンネル方向に狭いデータ収集範囲 $l_n$ までの複数のデータ収集範囲 $l_1, l_2, \dots, l_i, \dots, l_{n-1}, l_n$ を有しており、データ収集ごとに該データ収集範囲を切り換え可能に構成されているX線CT装置を提供する。

第2の観点におけるX線CT装置では、中心部に、より狭いデータ収集範囲が存在しているため、中心部のより狭いデータ収集範囲を細かいチャンネル幅、チャンネル間隔でデータ収集を行い、画像再構成を行うことにより空間的に高分解能なX線CT撮影を行える。

第3の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、前記検出器のチャンネル方向に狭いデータ収集範囲でデータ収集を行う際に、該検出器のチャンネル方向の中心部の検出器チャンネル幅の狭い部分でデータ収集を行うX線CT装置を提供する。

第3の観点におけるX線CT装置では、中心部によりチャンネル幅の狭い検出器チャンネルが集まり、より狭いデータ収集範囲が存在しているために、中心部のより狭いデータ収集範囲を細かいチャンネル幅、チャンネル間隔でデータ収集を行い、画像再構成を行うことにより空間的に高分解能なX線CT撮影を行える。

第4の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、データ収集を行う複数のチャンネルを有しているX線CT装置を提供する。

第4の観点におけるX線CT装置では、データ収集を行う検出器チャンネル数が複数のモードで切り換えられるため、少ないチャンネル数のモードでX線データ収集手段のA/D変換器の

10

20

30

40

50

サンプリングレートの最大値で中心部の少ない検出器チャンネルのデータを高速に収集を行い、画像再構成を行うことにより、時間的に高分解能なX線CT撮影が行える。

第5の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、データ収集を行う複数のチャンネルと、複数のビューとを有しているX線CT装置を提供する。

第5の観点におけるX線CT装置では、データ収集を行う検出器チャンネル数が複数のモードで切り換えられるため、又、データ収集を行うビュー数が複数のモードで切り換えられるため、少ないチャンネル数のモードでX線データ収集手段のA/D変換器のサンプリングレートの最大値で、又、少ないビュー数のモードで、中心部の少ない検出器チャンネルのデータを高速に収集を行い、画像再構成を行うことにより、時間的に高分解能なX線CT撮影が行える。

10

第6の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、データ収集を行う複数の列を有しており、該列の数は、チャンネル位置により異なっているX線CT装置を提供する。

第6の観点におけるX線CT装置では、中心部にz方向に列数の多い検出器チャンネルをより多く集めることで、中心部の狭いデータ収集範囲を細かいチャンネル幅、チャンネル間隔でデータ収集を行い、画像再構成を行うことにより、空間的に高分解能なX線CT撮影が行える。

第7の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、データ収集を行う複数のデータ収集サンプリング周期を有しているX線CT装置を提供する。

第8の観点では、本発明は、前記X線データ収集手段が、データ収集を行う複数のデータ収集サンプリング周期を有しており、該データ収集サンプリング周期は、チャンネル位置により異なっているX線CT装置を提供する。

20

第7及び第8の観点におけるX線CT装置では、データ収集サンプリング周期の短いモードで中心部の少ない検出器チャンネルのデータを高速に収集を行い、画像再構成を行うことにより、時間的に高分解能なX線CT撮影が行える。

第9の観点では、本発明は、前記検出器のチャンネル方向の中心部の検出器チャンネル幅が狭い範囲の一部若しくは内側の範囲、前記検出器のチャンネル方向に狭いデータ収集範囲若しくはその内側の範囲、又は前記検出器のチャンネル方向に狭いデータ収集範囲であって、該チャンネル方向の中心部の検出器チャンネル幅が狭い範囲の一部若しくは内側の範囲にのみ、X線が照射されるようにX線照射領域を制御する制御手段を有しているX線CT装置を提供する。

30

第9の観点におけるX線CT装置では、中心部のより狭いデータ収集範囲においてデータ収集を行う際に、制御手段によって、照射するX線をチャンネル方向により狭く最適化して照射できるので、被検体における低被曝な断層像撮影が行える。

第10の観点では、本発明は、前記検出器のチャンネル方向の中心部のチャンネルが細かい検出器のチャンネル方向の一部の範囲若しくはその内側の範囲、前記検出器のチャンネル方向に狭いデータ収集範囲若しくはその内側の範囲、又は前記検出器のチャンネル方向に狭いデータ収集範囲であって、該チャンネル方向の中心部の細かいチャンネルの範囲もしくはその内側の範囲にX線が照射されるように、X線照射領域を制限する手段を有しているX線CT装置を提供する。

第10の観点におけるX線CT装置では、中心部のより狭いデータ収集範囲においてデータ収集を行う際に、制限する手段によって、照射するX線をチャンネル方向により狭く最適化して照射できるので、被検体における低被曝な断層像撮影が行える。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明は、高分解能なX線断層像を撮影することができるX線CT装置を提供することができる。又、本発明は、小さな撮影領域にした際に高い分解能の得られるX線CT装置を提供することができる。更に又、本発明は、用いられるX線の量を減らし、効果的にX線を利用し、被検体の被曝低減を行うことができるX線CT装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

50

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0012】

(実施例1)

図1は、本発明の一実施形態にかかるX線CT装置の構成ブロック図である。X線CT装置100は、操作コンソール1と、撮影テーブル10と、走査ガントリ20とを具備している。

【0013】

操作コンソール1は、操作者の入力を受け付ける入力装置2と、画像再構成処理などを実行する中央処理装置3と、走査ガントリ20で取得した投影データを収集するデータ収集バッファ5と、投影データから再構成したCT画像を表示するモニタ6と、プログラムやデータやX線CT画像を記憶する記憶装置7とを具備している。

10

【0014】

撮影テーブル10は、被検体を乗せて走査ガントリ20の空洞部に入れ出しするクレードル12を具備している。クレードル12は撮影テーブル10に内蔵するモータで昇降およびテーブル直線移動される。撮影テーブル10のクレードル12が動く方向をz方向とする。

【0015】

走査ガントリ20は、X線管21と、X線コントローラ22と、スライス厚方向コリメータ23と、多列X線検出器24と、DAS(Data Acquisition System)25と、被検体の体軸の回りに回転しているX線管21などを制御する回転部コントローラ26と、制御信号などを前記操作コンソール1や撮影テーブル10とやり取りする制御コントローラ29とを具備している。また、チルトコントローラ27(傾斜コントローラ)により、走査ガントリ20はz方向の前方および後方に±約30度ほど傾斜できる。また、その他に、チャンネル方向コリメータ31とビーム形成X線フィルタ32とを有する。

20

【0016】

図2は、X線管21と多列X線検出器24の幾何学的配置の説明図である。

【0017】

X線管21と多列X線検出器24は、回転中心ICの回りを回転する。鉛直方向をy方向とし、水平方向をx方向とし、これらに垂直なテーブル進行方向をz方向とすると、X線管21および多列X線検出器24の回転平面は、xy面である。また、クレードル12の移動方向は、z方向である。

30

【0018】

X線管21は、コーンビームCBと呼ばれるX線ビームを発生する。コーンビームCBの中心軸方向がy方向に平行なときを、ビュー角度0°とする。

【0019】

多列X線検出器24は、例えば256列の検出器列を有する。従来、図12のように、チャンネル方向に一定のチャンネル幅のX線検出器チャンネルが並んでおり、データ収集では常に全チャンネルのX線検出器データが読み出されていた。本実施例では、各検出器列は図13のように、例えばデータ収集するX線検出器のX線検出器チャンネル幅dの場合はデータ収集の範囲、角度 に対し、1024チャンネルの検出器チャンネルを有している。又、中心部の全チャンネルの半分の512チャンネルは、データ収集するX線検出器のX線検出器チャンネル幅d/2でも読み出せるようになっており、X線検出器チャンネル幅d/2の場合は、データ収集の範囲、角度 /2に対して1024チャンネルの検出器チャンネルを有している。

40

【0020】

つまり、多列X線検出器24は、被検体を透過したX線を検出してX線検出器データを収集する複数のチャンネルが、回転部15によって回転される方向に沿ったチャンネル方向と、回転部15によって回転される際の回転軸に沿った列方向とのそれぞれに配列されている。そして、この多列X線検出器24においては、図13に示すように、第1のチャンネル幅d/2の複数のチャンネルがチャンネル方向に配置されている第1領域と、第1のチャンネル幅d/2より大きな第2チャンネル幅dの複数のチャンネルがチャンネル方向に配置されている第2領域とを有する。そして、この多列X線検出器24においては、その第1領域がチャンネル方向にお

50

ける中心部分に対応するように形成され、その第2領域がチャンネル方向において第1領域を挟むように周辺部分に形成されている。

【0021】

この場合の多列X線検出器24及びDAS25には、以下の2つのデータ収集モードがある。

【0022】

(1) チャンネル方向に広いデータ収集範囲(データ収集範囲、角度)で粗いチャンネル幅dで1024チャンネル収集するモード1。

(2) チャンネル方向に狭いデータ収集範囲(データ収集角度/2)で細かいチャンネル幅d/2で1024チャンネル収集するモード2。

【0023】

この場合、データ収集装置(DAS)25は、モード1のデータ収集では、図13(a)の1チャンネルから1024チャンネルまでをチャンネル幅dで全1024チャンネル全列のデータ収集を行い、モード2のデータ収集では、257チャンネルから768チャンネルまでをチャンネル幅d/2で全1024チャンネル全列のデータ収集を行う。

【0024】

又、このようなモード1及びモード2のデータ収集が行えるように、データ収集装置(DAS)25と多列X線検出器24とは、電氣的に接続されており、モード1及びモード2でその接続が切り換えられる。

【0025】

このときの257チャンネルから768チャンネルは、図27のように、モード2では各々のチャンネル幅d/2のX線検出器チャンネルのデータが各々読み出され、モード1では各々のチャンネル幅d/2のX線検出器チャンネルのデータが各々加算されて、チャンネル幅dのX線検出器チャンネルデータとして読み出される。

【0026】

このように、モード1のチャンネル方向に広いデータ収集範囲とモード2のチャンネル方向に高分解能なX線検出器チャンネルによる狭いデータ収集範囲とを切り換えて使用することにより、臨床上では例えば図28のように、モード1のチャンネル方向に広いデータ収集範囲を肺野検査用に、モード2のチャンネル方向に高分解能な狭いデータ収集範囲を心臓検査用に用いることにより、各々のモードを有効に使い分けることが可能である。

【0027】

つまり、本実施例においては、DAS25は、多列X線検出器24からX線検出器データを収集し、データ収集バッファ5を介して、そのX線検出器データを中央処理装置3に出力する。そして、このDAS25は、図13に示すように、多列X線検出器24の第1領域(データ収集範囲2)と、第1領域および第2領域(データ収集範囲1)とのいずれか一方に対応するチャンネルからX線検出器データを収集するように、そのX線検出器データを収集する領域が切り替えられる。ここでは、オペレータにより入力装置2に入力された指令に基づいて、制御コントローラ29から制御信号が送信され、DAS25がX線検出器データを収集する領域が切り替えられる。そして、多列X線検出器24の第1領域でX線検出器データを収集するように切替えられた際においては、DAS25は、その第1領域において選択されたチャンネル方向と列方向とに並ぶチャンネルのそれぞれからX線検出器データを収集して出力する。一方で、多列X線検出器24の第1領域と第2領域の両方でX線検出器データを収集する際においては、DAS25は、第1領域と第2領域とのそれぞれにおいて選択されたチャンネル方向と列方向とに並ぶチャンネルのそれぞれからX線検出器データを収集し出力する。ここでは、DAS25は、第1領域のチャンネルからのX線検出器データのそれぞれについては、第2領域のチャンネルのチャンネル幅dに対応するように、第1領域において隣接する複数のチャンネルからのX線検出器データを加算して出力する。すなわち、第2領域のチャンネルのチャンネル幅dと同じになるように、第1領域において隣接する2つのチャンネルからのX線検出器データのそれぞれを合わせて出力する。そして、第2領域のチャンネルからのX線検出器データのそれぞれについては、合わせずに出力する。

【0028】

又、本発明の他のX線検出器では以下のものもある。従来、図14のように、全チャンネル、全列を読み出していたが、本発明の一実施例では、図15、図16、図17及び図18のように、チャンネルの位置に依存して読み出す列の数を変えることもできる。この場合は、チャンネル方向外側の周辺部分では少ないX線検出器列で、チャンネル方向内側の中心部分では多いX線検出器列で読み出すようにしている。これにより、中心部を空間的に高分解能でデータ収集を行える。又、周辺部は一部の列方向のデータ、又は列方向に飛び飛びのデータ、又は列方向に幅の広い、粗い列幅のデータを収集することで、データ収集数は従来と同じ若しくは同等で中心部をチャンネル方向に高分解能にデータ収集が行える。

【0029】

X線が照射されて、収集されたX線検出器データは、多列X線検出器24からDAS25でA/D変換され、スリッピング30を經由してデータ収集バッファ5に入力される。データ収集バッファ5に入力されたデータは、記憶装置7のプログラムにより中央処理装置3で処理され、断層像に画像再構成されてモニタ6に表示される。

【0030】

図3は、本発明に係るX線CT装置100の動作の概略を示すフロー図である。

【0031】

ステップS1では、まず、X線管21と多列X線検出器24とを被検体の回りに回転させ、且つ撮影テーブル10上のクレードル12を直線移動させながらヘリカルスキャン動作を行い、ビュー角度viewと、検出器列番号jと、チャンネル番号iとで表されるX線検出器データD0(view, j, i)にテーブル直線移動z方向位置Ztable(view)を付加させて、X線検出器データを収集する。又、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)では、撮影テーブル10上のクレードル12を固定させたまま、投影データを収集する。ここでは(2)の細かいチャンネル間隔pでデータ収集を行う。なお、上記において、ビュー角度viewとは、スキャンの実施の際に、X線管21が回転部15によって所定位置から被検体の周囲を回転移動される角度である。また、検出器列番号jとは、多列X線検出器24において、列方向に並ぶ検出器の番号である。また、チャンネル番号iとは、多列X線検出器24において、チャンネル方向に並ぶ検出器の番号である。また、X線検出器データD0(view, j, i)とは、所定のビュー角度viewに移動されたX線管21がX線を被検体へ照射した際に、多列X線検出器24において検出器列番号j、チャンネル番号iに位置する検出器が、その被検体を透過したX線を検出することで収集するデータを示している。また、テーブル直線移動z方向位置Ztable(view)とは、スキャンの実施の際に、撮影テーブル10のクレードル12が被検体の体軸方向zに添って移動された位置を示している。

【0032】

又、被検体の位置を定める際には、検出器中心部のデータ収集チャンネル間隔pの部分の有効に使えるように、中心のデータ収集角度  $\theta/2$  の内側に被検体が入るように被検体を配置する。

【0033】

ステップS2では、X線検出器データD0(view, j, i)に対して前処理を行い、投影データに変換する。前処理は図4のように、ステップS21オフセット補正、ステップS22対数変換、ステップS23 X線線量補正及びステップS24感度補正を含んでいる。

【0034】

ステップS3では、前処理された投影データD1(view, j, i)に対して、ビームハードニング補正を行う。ビームハードニング補正S3では、前処理S2の感度補正S24が行われた投影データをD1(view, j, i)とし、ビームハードニング補正S3の後のデータをD11(view, j, i)とすると、ビームハードニング補正S3は以下のように、例えば、以下の数式(1)のような多項式形式で表される。

【0035】

10

20

30

40

## 【数1】

$$D11(\text{view}, j, i) =$$

$$D1(\text{view}, j, i) \cdot (B_0(j, i) + B_1(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i) + B_2(j, i) \cdot D1(\text{view}, j, i)^2) \quad \dots \quad (1)$$

## 【0036】

このとき、検出器の各j列ごとに独立したビームハードニング補正を行えるため、撮影条件で各データ収集系の管電圧が異なっていれば、各列ごとの検出器のX線エネルギー特性の違いを補正できる。

## 【0037】

ステップS4では、ビームハードニング補正された投影データD11(view, j, i)に対して、z方向(列方向)のフィルタをかけるzフィルタ重畳処理を行う。 10

## 【0038】

ステップS4では、各ビュー角度、各データ収集系における前処理後、ビームハードニング補正された多列X線検出器D11(ch, row) (ch = 1 ~ CH, row = 1 ~ ROW)の投影データに対し、列方向に例えば、(w<sub>1</sub>(ch), w<sub>2</sub>(ch), w<sub>3</sub>(ch), w<sub>4</sub>(ch), w<sub>5</sub>(ch))のような列方向フィルタサイズが5列のフィルタをかける。なお、ここで、chは、チャンネルであり、rowは列である。

## 【0039】

但し、以下の数式(2)に示すように規定する。

## 【0040】

## 【数2】

$$\sum_{k=1}^5 w_k(ch) = 1 \quad \dots \quad (2)$$

## 【0041】

補正された検出器データD12(ch, row)は、以下の数式(3)のようになる。

## 【0042】

## 【数3】

$$D12(ch, j) = \sum_{k=1}^5 (D11(ch, i - k - 3) \cdot w_k(ch)) \quad \dots \quad (3) \quad 30$$

## 【0043】

尚、チャンネルの最大値をCH、列の最大値をROWとすると、以下の数式(4)、(5)のように示される。

## 【0044】

## 【数4】

$$D11(ch, -1) = D11(ch, 0) = D11(ch, 1) \quad \dots \quad (4)$$

$$D11(ch, ROW) = D11(ch, ROW + 1) = D11(ch, ROW + 2) \quad \dots \quad (5)$$

## 【0045】

又、列方向フィルタ係数を各チャンネルごとに変化させると、画像再構成中心からの距離に応じてスライス厚を制御できる。一般的に断層像では、再構成中心に比べ周辺部の方がスライス厚が厚くなるので、列方向フィルタ係数を中心部と周辺部で変化させて、列方向フィルタ係数を中心部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を広く変化させ、周辺部チャンネル近辺では列方向フィルタ係数の幅を狭く変化させると、スライス厚は周辺部でも画像再構成中心部でも一様に近くすることもできる。

## 【0046】

このように、多列X線検出器24の中心部チャンネル及び周辺部チャンネルの列方向フィルタ係数を制御することにより、スライス厚も中心部及び周辺部で制御できる。列方向フィルタでスライス厚を弱干厚くすると、アーチファクト、ノイズ共に大幅に改善される。これ 50



により、アーチファクト改善具合、ノイズ改善具合も制御できる。即ち、3次元画像再構成された断層像、つまりxy平面内の画質が制御できる。又、その他の実施例として列方向(z方向)フィルタ係数を逆重畳(デコンボリューション)フィルタにすることにより、薄いスライス厚の断層像を実現することもできる。

【0047】

ステップS5では、再構成関数重畳処理を行う。即ち、フーリエ変換し、再構成関数を掛け、逆フーリエ変換する。再構成関数重畳処理S5では、zフィルタ重畳処理後のデータをD12とし、再構成関数重畳処理後のデータをD13、重畳する再構成関数をKernel(j)とすると、再構成関数重畳処理は以下の数式(6)のように表される。

【0048】

【数5】

$$D13(\text{view}, j, i) = D12(\text{view}, j, i) * \text{Kernel}(j) \quad \dots (6)$$

【0049】

即ち、再構成関数kernel(j)は、検出器の各j列ごとに独立した再構成関数重畳処理を行えるため、各列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

【0050】

ステップS6では、再構成関数重畳処理した投影データD13(view, j, i)に対して、3次元逆投影処理を行い、逆投影データD3(x, y)を求める。本発明では、ヘリカルスキャンが行われているが、画像再構成される画像はz軸に垂直な面、xy平面に3次元画像再構成される。以下の再構成領域Pはxy平面に平行なものとする。この3次元逆投影処理については、図5を参照して後述する。

【0051】

ステップS7では、逆投影データD3(x, y, z)に対して画像フィルタ重畳、CT値変換などの後処理を行い、断層像D31(x, y)を得る。

【0052】

後処理の画像フィルタ重畳処理では、3次元逆投影後の断層像をD31(x, y, z)とし、画像フィルタ重畳後のデータをD32(x, y, z)、画像フィルタをFilter(z)とすると、以下の数式(7)のように示される。

【0053】

【数6】

$$D32(x, y, z) = D31(x, y, z) * \text{Filter}(z) \quad \dots (7)$$

【0054】

即ち、検出器の各j列ごとに独立した画像フィルタ重畳処理を行えるため、各列ごとのノイズ特性、分解能特性の違いを補正できる。

【0055】

得られた断層像はモニタ6に表示される。

【0056】

図5は、3次元逆投影処理(図4のステップS6)の詳細を示すフロー図である。

【0057】

本実施例では、画像再構成される画像はz軸に垂直な面、xy平面に3次元画像再構成される。以下の再構成領域Pはxy平面に平行なものとする。

【0058】

ステップS61では、断層像の画像再構成に必要な全ビュー(即ち、360度分のビュー又は「180度分+ファン角度分」のビュー)中の一つのビューに着目し、再構成領域Pの各画素に対応する投影データDrを抽出する。

【0059】

図6(a)及び図6(b)に示すように、xy平面に平行な512×512画素の正方形の領域を再構成領域Pとし、y=0のx軸に平行な画素列L0, y=63の画素列L63, y=127の画素列L127,

10

20

30

40

50

y = 191の画素列L191, y = 255の画素列L255, y = 319の画素列L319, y = 383の画素列L383, y = 447の画素列L447, y = 511の画素列L511を列にとると、これらの画素列L0 ~ L511をX線透過方向に多列X線検出器24の面に投影した図7に示すラインT0 ~ T511上の投影データを抽出すれば、それらが画素列L0 ~ L511の投影データDr(view, x, y)となる。但し、x, yは断層像の各画素(x, y)に対応する。

【0060】

X線透過方向は、X線管21のX線焦点と各画素と多列X線検出器24との幾何学的位置によって決まるが、X線検出器データD0(view, j, i)のz座標z(view)がテーブル直線移動z方向位置Ztable(view)としてX線検出器データに付随して判っているため、加速・減速中のX線検出器データD0(view, j, i)でもX線焦点、多列X線検出器のデータ収集幾何学系の中に

10

【0061】

尚、例えば画素列L0をX線透過方向に多列X線検出器24の面に投影したラインT0のように、ラインの一部が多列X線検出器24のチャネル方向の外側に出た場合は、対応する投影データDr(view, x, y)を「0」にする。又、z方向の外側に出た場合は投影データDr(view, x, y)を補外して求める。

【0062】

このようにして、図8に示すように、再構成領域Pの各画素に対応する投影データDr(view, x, y)を抽出できる。

【0063】

図5に戻り、ステップS62では、投影データDr(view, x, y)にコーンビーム再構成加重係数を乗算し、図9に示す如き投影データD2(view, x, y)を作成する。

20

【0064】

ここで、コーンビーム再構成加重係数w(i, j)は以下の通りである。ファンビーム画像再構成の場合は、一般に、view = aでX線管21の焦点と再構成領域P上(xy平面上)の画素g(x, y)とを結ぶ直線がX線ビームの中心軸Bcに対してなす角度をθとし、その対向ビューをview = bとするとき、θ = a + 180° - 2θである。

【0065】

そして、以下の数式(8)に示すように、再構成領域P上の画素g(x, y)を通るX線ビームとその対向X線ビームが再構成平面Pとなす角度をθ\_a, θ\_bとすると、これらに依存したコーンビーム再構成加重係数w\_a, w\_bを掛けて加算し、逆投影画素データD2(0, x, y)を求める。

30

【0066】

$$D2(0, x, y) = w_a \cdot D2(0, x, y)_a + w_b \cdot D2(0, x, y)_b \quad \dots (8)$$

【0067】

但し、D2(0, x, y)\_aはビュー aの投影データ、D2(0, x, y)\_bはビュー bの投影データとする。

【0068】

尚、コーンビーム再構成加重係数の対向ビーム同士の和は、w\_a + w\_b = 1である。

【0069】

コーンビーム再構成加重係数w\_a, w\_bを掛けて加算することにより、コーン角アーチファクトを低減することができる。

40

【0070】

例えば、コーンビーム再構成加重係数w\_a, w\_bは、次式により求めたものを用いることができる。

【0071】

ファンビーム角の1/2をθ\_maxとするとき、次の数式(9)から(14)により求めたものを用いることが出来る。なお、gaは、ある方向のX線ビームの加重係数であり、gbは、対向ビームのX線ビームの加重係数である。

【0072】

50

## 【数7】

$$\begin{aligned}
 ga &= f(\gamma max, \alpha a, \beta a) && \dots (9) \\
 gb &= f(\gamma max, \alpha b, \beta b) && \dots (10) \\
 xa &= 2 \cdot ga^q / (ga^q + gb^q) && \dots (11) \\
 xb &= 2 \cdot gb^q / (ga^q + gb^q) && \dots (12) \\
 wa &= xa^2 \cdot (3 - 2xa) && \dots (13) \\
 wb &= xb^2 \cdot (3 - 2xb) && \dots (14)
 \end{aligned}$$

10

## 【0073】

なお、ここでは、例えば、 $q=1$ とする。

## 【0074】

また、例えば、 $ga, gb$ の1例として、 $\max[ ]$ を値の大きい方を採る関数とすると、次の数式(15)、(16)により求めたものを用いることが出来る。

## 【0075】

## 【数8】

$$\begin{aligned}
 ga &= \max \left[ 0, \left\{ \left( \frac{\pi}{2} + \gamma max \right) - |\beta a| \right\} \cdot \left| \tan(\alpha a) \right| \right] && \dots (15) \\
 gb &= \max \left[ 0, \left\{ \left( \frac{\pi}{2} + \gamma max \right) - |\beta b| \right\} \cdot \left| \tan(\alpha b) \right| \right] && \dots (16)
 \end{aligned}$$

20

## 【0076】

又、ファンビーム画像再構成の場合は、更に距離係数を再構成領域P上の各画素に乗算する。距離係数はX線管21の焦点から投影データDrに対応する多列X線検出器24の検出器列j、チャンネルiまでの距離をr0とし、X線管21の焦点から投影データDrに対応する再構成領域P上の画素までの距離をr1とするとき、 $(r1/r0)^2$ である。

## 【0077】

また、平行ビーム画像再構成の場合は、再構成領域P上の各画素にコーンビーム再構成加重係数 $w(i, j)$ のみを乗算すればよい。

## 【0078】

ステップS63では、図10に示すように、予めクリアしておいた逆投影データD3(x, y)に、投影データD2(view, x, y)を画素対応に加算する。

30

## 【0079】

ステップS64では、断層像の画像再構成に必要な全ビュー(即ち、360度分のビュー又は「180度分+ファン角度分」のビュー)について、ステップS61~S63を繰り返し、図10に示すように、逆投影データD3(x, y)を得る。

## 【0080】

尚、図11(a)及び図11(b)に示すように、再構成領域Pを円形の領域としてもよい。

## 【0081】

通常は図12のように、全撮影視野をチャンネル幅dの多列X線検出器24のモードで撮影しているが、小さな撮影視野の被検体を撮影する場合は、図13のように、中心部チャンネルが高分解能になったモードでデータ収集を行い、前記のような画像再構成で断層像を作成する。

40

## 【0082】

ここで得られた断層像は、多列X線検出器24のうち細かいチャンネル間隔 $d/2$ データ収集角度 $\gamma/2$ の部分で収集された投影データで画像再構成するため、高分解能で小さな撮影領域の断層像が得られる。

## 【0083】

即ち、被検体に応じて、通常モードのチャンネル幅dのNチャンネル×M列と、高分解能モードのチャンネル幅 $d/2$ のNチャンネル×M列とを切り換えることができる。この場合、データ収

50

集装置 (DAS) 25はNチャンネル×M列分あり、チャンネル幅dのNチャンネルと、チャンネル幅d/2のNチャンネルとを切り換えて使用すると効率的である。図13のように、被検体、関心領域共に小さく、Nチャンネル×チャンネル幅d/2の撮影領域の範囲に入ってしまうと、Nチャンネル×チャンネル幅d/2の高分解能モードでデータ収集、断層像画像再構成、断層像画像表示が行える。このときの画像再構成では、図3の画像再構成の流れの中のステップS5の再構成関数重畳処理で、通常モード用及び高分解能モード用の画像再構成関数を用意する。Nチャンネル×検出器チャンネル幅d/2の高分解能モードのデータ収集を行った場合には、データ収集のサンプリングのナイキスト周波数上がるので、図39に示すように、高分解能モード用画像再構成関数を用いて画像再構成を行うと、適切な画質の高分解能画像が得られる。

10

【0084】

尚、このときのX線検出器の構造としては、図13に示すように、X線検出器のチャンネル方向の中心部分はNチャンネル×チャンネル幅d/2でシンチレータ、フォトダイオードは構成されている。

【0085】

又、左右の周辺の部分は各々N/4チャンネル×チャンネル幅dでシンチレータ、フォトダイオードは構成されている。高分解能モードとして中心のNチャンネル×チャンネル幅d/2の部分を読み出す時は、チャンネル幅d/2の各チャンネルは1つずつ独立に読み出される。

【0086】

しかしながら、通常モードとしてNチャンネル×チャンネル幅dとして全チャンネルを読み出すときは、図27に示すように、中心部分のチャンネル幅d/2の各チャンネルのX線検出器は2チャンネルを1チャンネルに束ねて通常モードで読み出される。このように、X線検出器のシンチレータ+フォトダイオードの出力を切り換えて読み出すスイッチとしては、FETスイッチが知られている。

20

【0087】

しかしながら、図19のように、関心領域は小さく、Nチャンネル×チャンネル幅d/2の高分解能モードの範囲に入っているが、被検体の大きさがNチャンネル×チャンネル幅d/2の範囲に入りきらない場合は、例えば図18のように、多列X線検出器24のチャンネル方向の内側をNチャンネル×チャンネル幅d/2の高分解能モードで列方向にはM列×列幅rでデータ収集し、チャンネル方向の外側をN/4チャンネル×2箇所×チャンネル幅dの通常モードで列方向にはM/2列×列幅2rと粗くデータ収集することができる。この場合の高分解能モードのデータ収集量は、データ収集数は通常モードのNチャンネル×M列に対し、

30

$$N \text{チャンネル} \times M \text{列} + N/4 \text{チャンネル} \times 2 \times M/2 \text{列} = 1.25 \times N \text{チャンネル} \times M \text{列}$$

となり、チャンネル数は1.25倍となる。通常モードと同じ1チャンネル当たりのデータ収集時間であれば、全体のデータ収集時間は1.25倍となる。もし通常モードと同じデータ収集時間に収めたいければ、1チャンネル当たりのデータ収集時間を通常モードの0.8倍に減らせば通常モードと同じデータ収集時間になる。

【0088】

このように、多列X線検出器24のチャンネル方向外側の周辺部を粗くデータ収集し、更に投影データの分解能を列方向に粗くして画像再構成を行っても、中心の関心領域の高分解能モードの撮影に影響はない。

40

【0089】

図18のように、検出器チャンネル方向周辺部の検出器チャンネル幅dと、検出器チャンネル方向中心部の検出器チャンネル幅d/2とが1ビューの1列のデータの中に混在していると、高分解能モード用画像再構成関数をステップS5の再構成重畳処理で重畳してしまうと、周辺部の検出器チャンネル幅dの部分に検出器チャンネル幅d/2の高分解能モード用画像再構成関数を重畳することになってしまい、必要以上に画像ノイズが発生し、厳密に言うと好ましくない。これを避けるには、以下のようにするとよい。

【0090】

現在よく用いられる方法は、投影データ、再構成関数重畳を周波数空間にフーリエ変換

50

し、周波数空間で投影データと再構成関数を乗算した結果を逆フーリエ変換して実空間に戻していた。しかし、この方法では、検出器の周辺部分の投影データにだけ異なる通常モードの画像再構成関数を用いることはできない。

【0091】

このため、実空間において、検出器周辺部分と検出器中心部分とで重畳する画像再構成関数を変えればよい。図40に示すように、以下の流れの処理を行えばよい。

【0092】

ステップS51では、 $i, j, \text{view} = 1$ とする。但し、 $i$ は1~1024の整数、 $j$ は1~256の整数、 $\text{view}$ は1~1000の整数とする。

【0093】

ステップS52では、投影データ $D12(\text{view}, j, i)$ は検出器チャンネル幅は $d/2$ で高分解能モードかを判断する。YESならばステップS53へ、NOならばステップS54に行く。

【0094】

ステップS53では、高分解能モード用再構成関数 $\text{Kernel HR}(j)$ を重畳し、再構成関数重畳後の投影データ $D13(\text{view}, j, i)$ を求める。

【0095】

ステップS54では、通常モード用再構成関数 $\text{Kernel LR}(j)$ を重畳し、再構成関数重畳後の投影データ $D13(\text{view}, j, i)$ を求める。

【0096】

ステップS55では、 $i = 1024$ かを判断し、YESならステップS56に行く。

【0097】

ステップS56では、 $j = 256$ かを判断し、YESならステップS57に行く。

【0098】

ステップS57では、 $\text{view} = 1000$ かを判断し、YESなら終了する。

【0099】

ステップS58では、 $i = i + 1$ を行い、ステップS51に戻る。

【0100】

ステップS59では、 $j = j + 1$ を行い、ステップS51に戻る。

【0101】

ステップS60では、 $\text{view} = \text{view} + 1$ を行い、ステップS51に戻る。

【0102】

図18のように、多列X線検出器24のチャンネル方向外側の周辺部の部分を列方向にデータを束ねてデータ収集数を押えてデータ収集したが、図17のように、多列X線検出器24のチャンネル方向外側の周辺部の部分は、X線検出器チャンネル自体は、チャンネル幅 $d$ 、 $M$ 列で列幅 $r$ であるが、データ収集は列方向に $N$ 列飛ばし(例えば、図17では $N = 2$ の2列飛ばし)で間引いておいて、 $M/2$ 列分を列幅 $r$ でデータ収集してもよい。この場合、間引かれて飛ばされた列の外側周辺部の投影データは、隣の列にあるデータ収集された投影データを用いて画像再構成を行っても問題ない。厳密に言うと列方向に投影データはずれているが、投影データプロファイル面積和が $z$ 方向に急激に変化していなければ、断層像の中心部にある関心領域の高分解能モードの撮影には影響はない。

【0103】

図17の代わりにまた、同様に図16のように、列方向の間引きの部分をまとめてしまい、列方向の片側にデータ収集部分を持って来たり、図15のように、列方向の中心にデータ収集部分を持って来てもよい。投影データプロファイル面積和が $z$ 方向に急激に変化していなければ、断層像の中心部にある関心領域の高分解能モードの撮影には影響はない。

【0104】

このように、中心の関心領域を細かく見たい臨床上的用途の1つには、心臓の検査がある。まず、心臓の検査では空間分解能が要求される。図28には、心臓を含む肺野部の撮影の例を示す。肺野部を含んで撮影したい場合は、X線データ収集範囲1を用い、被検体の

10

20

30

40

50

肺野全体を含んだ範囲でデータ収集、画像再構成、画像表示を行う。このときのデータ収集は、X線データ収集範囲1をNチャンネル×X線検出器チャンネル幅dでM列分データ収集を行う。特に心臓に特化した撮影においては、X線データ収集範囲2を用い、被検体の心臓を中心とした範囲でデータ収集、画像再構成、画像表示を行う。このときのデータ収集は、X線データ収集範囲2をNチャンネル×X線検出器チャンネル幅d/2でM列分データ収集を行う。又、次に心臓の検査の特徴としては、時間分解能が要求される。そのためには中心の関心領域を空間的に高分解能モードで、更に高速に時間分解能良く読み出し、走査ガントリ20の回転部を高速に回転させて、データ収集のスキャン時間を速くし、同じデータ収集点数でデータ収集するとよい。

【0105】

10

図15又は図16のように、列方向のデータ収集範囲がチャンネル位置により異なる場合には、X線照射領域を以下のようにX線制御する方法が考えられる。

【0106】

(1) チャンネル方向X線フィルタによる方法

(2) ビーム形成X線フィルタによる方法

【0107】

図24に示すように、列方向に2分割されたチャンネル方向コリメータ31により、チャンネル位置により列方向のX線照射領域が異なるように制御でき、データ収集範囲に合わせることができる。なお、図24は、図2においてX線管21から多列X線検出器24へ向かう方向を視線として示した図である。

20

【0108】

また、図25に示すように、ビーム形成X線フィルタ32と追加されたビーム形成X線フィルタ32aとが重なり、チャンネル位置により列方向のX線照射領域が異なるように制御でき、データ収集範囲に合わせることができる。なお、図25において、図25(a)は、図2においてX線管21から多列X線検出器24へ向かう方向を視線として示した図である。また、図25(b)は、図25(a)のA-B部分におけるビーム形成X線フィルタ32と、追加されたビーム形成X線フィルタ32aとの断面図であり、図25(c)は、この部分での各部の配置関係を示す側面図である。

【0109】

尚、この場合、診断上の関心領域にX線照射領域を合わせる必要がある。診断上の関心領域はスキャンに先がけて、予めスカウト像上で図26(a)及び図26(b)のように設定しておくが良い。

30

【0110】

図20には、通常モードの読み出しの場合を示す。チャンネル数N，列数M，スキャン時間T，1スキャン1回転のビュー数をLとする。実際のスキャンの1例としては、N=1024チャンネル，M=256列，スキャン時間T=0.5秒，1スキャン1回転のビュー数L=1000ビューが考えられる。

【0111】

通常モードの読み出しの場合のデータ転送速度は以下の数式(17)のように示される。

40

【0112】

【数9】

$$\frac{N \text{ チャンネル} \times M \text{ 列} \times L \text{ ビュー}}{T \text{ 秒}} = \frac{1024 \text{ チャンネル} \times 256 \text{ 列} \times 1000 \text{ ビュー}}{0.5 \text{ 秒}}$$

$$= \text{約 } 500M \text{ (チャンネル/秒)} \quad \dots \quad (17)$$

【0113】

通常モードでは、この速度でデータを読み出すことになる。

【0114】

これに対して、特に心臓に特化した高速読み出しモードを考えたのが図21である。

50

## 【 0 1 1 5 】

X線はチャンネル方向コリメータ23で制御されて、多列X線検出器24の中心N/Kチャンネル（例えばN=1024，K=2で512チャンネル）の部分にX線を照射する。

## 【 0 1 1 6 】

この中心512チャンネルの部分を実数n倍、例えばn=0.4とすると、 $nT=0.5\text{秒} \times 0.4=0.2\text{秒}$ でスキャンを行う。この場合、中心の512チャンネルの部分を読み出すときは、以下の数式（18）で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示をすればよい。

## 【 0 1 1 7 】

## 【 数 1 0 】

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{チャンネル} \times M \text{列} \times L \text{ビュー}}{n \cdot T \text{秒}} = \frac{1024 \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}}$$

= 約 640 M (チャンネル/秒) . . . (18)

10

## 【 0 1 1 8 】

尚、この図21の方法を心臓の撮影に用いる場合は、チャンネル方向コリメータ23を用いているので後述する実施例2で示す、欠けた投影データを予測して補正する画像再構成アルゴリズムを用いて画像再構成を行うと、より良い画質の断層像が得られる。

20

## 【 0 1 1 9 】

又、前述の例では、チャンネル方向の中心部512チャンネルの部分を実数モードにしていないが、このX線検出器チャンネル幅dの512チャンネルの部分を実数モードで2倍の1024チャンネルでX線検出器チャンネル幅d/2にすると、心臓用の検査としては更に有効である。

## 【 0 1 2 0 】

このときの中心部分のチャンネルを読み出す時は、以下の数式（19）で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示を行えばよい。

## 【 0 1 2 1 】

## 【 数 1 1 】

$$\frac{1024 \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}} = \text{約 } 1.25 \text{ G (チャンネル/秒)} \quad \dots (19)$$

30

## 【 0 1 2 2 】

このように、データ転送モードが複数あるX線CT装置は、様々な用途に対応でき、有効なことがわかる。

## 【 0 1 2 3 】

又、図22には、X線ビーム形成フィルタ32を用いて、チャンネル方向の中心部分のチャンネルの高速読み出しを行う場合の例を示す。

## 【 0 1 2 4 】

X線はX線ビーム形成フィルタ32で周辺部は減衰されて、多列X線検出器24の中心N/Kチャンネル（例えばN=1024，K=2で512チャンネル）の部分に主にX線を照射する。

40

## 【 0 1 2 5 】

この中心512チャンネルの部分を実数n倍、例えばn=0.4とすると、 $nT=0.5\text{秒} \times 0.4=0.2\text{秒}$ でスキャンを行う。この場合、中心の512チャンネルの部分を読み出すときは、以下の数式（20）で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示をすればよい。

## 【 0 1 2 6 】

## 【数 1 2】

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{チャンネル} \times M \text{列} \times L \text{ビュー}}{n \cdot T \text{秒}} = \frac{\frac{1024}{2} \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}}$$

$$= \text{約 } 640\text{M} (\text{チャンネル/秒}) \quad \dots (20)$$

## 【0 1 2 7】

尚、この図 2 2 の方法を心臓の撮影に用いる場合は、ビーム形成X線フィルタ32を用いているので後述する実施例2で示す、欠けた投影データを予測して補正する画像再構成アルゴリズムを用いて画像再構成を行うと、より良い画質の断層像が得られる。

10

## 【0 1 2 8】

又、前述の例ではチャンネル方向の中心部512チャンネルの部分を高分解能モードにしているが、このX線検出器チャンネル幅dの512チャンネルの部分を高分解能モードで2倍の1024チャンネルでX線検出器チャンネル幅d/2にすると、心臓用の検査としては更に有効である。

## 【0 1 2 9】

このときの中心部分のチャンネルを読み出すときは、以下の数式(21)で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示をすればよい。

## 【0 1 3 0】

## 【数 1 3】

$$\frac{1024 \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}} = \text{約 } 1.25\text{G} (\text{チャンネル/秒}) \quad \dots (21)$$

20

## 【0 1 3 1】

このように、データ転送モードが複数あるX線CT装置は、様々な用途に対応でき、有効なことがわかる。

## 【0 1 3 2】

又、図 2 3 では、ビーム形成X線フィルタ32の場合は、チャンネル方向コリメータ23と異なり周辺部分にもX線は多少照射されているので、このデータを収集し、より良い画質の断層像を画像再構成しようという方法である。

30

## 【0 1 3 3】

多列X線検出器24の中心N/Kチャンネル(例えばN=1024, K=2で512チャンネル)の部分にX線を主に照射する。この中心512チャンネルの部分をn倍、例えばn=0.4とすると、nT=0.5秒×0.4=0.2秒でデータ読み出しを行う。尚、このときの走査ガントリ20の1回転の速度は0.2秒、スキャン速度0.2秒である。又、周辺部の512チャンネルは例えばk=2とし、kT=0.5秒×2=1.0秒でデータ読み出しを行う。

## 【0 1 3 4】

中心の512チャンネルの部分を読み出すときは、以下の数式(22)で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示をすればよい。

40

## 【0 1 3 5】

## 【数 1 4】

$$\frac{\left(\frac{N}{K}\right) \text{チャンネル} \times M \text{列} \times L \text{ビュー}}{n \cdot T \text{秒}} = \frac{\frac{1024}{2} \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}}$$

$$= \text{約 } 640\text{M} (\text{チャンネル/秒}) \quad \dots (22)$$

## 【0 1 3 6】

又、周辺部512チャンネルのデータ読み出しは、以下の数式(23)で示されるデータ転

50



送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示をすればよい。

【0137】

【数15】

$$\frac{\left(N - \frac{N}{K}\right) \text{チャンネル} \times M \text{列} \times L \text{ビュー}}{k \cdot T \text{秒}} = \frac{\left(1024 - \frac{1024}{2}\right) \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{1.0 \text{秒}}$$

=約128M (チャンネル/秒) . . . (23)

【0138】

10

尚、この図23の方法を心臓の撮影に用いる場合は、チャンネル方向コリメータ23を用いているので実施例2で示す欠けた投影データを予測して補正する画像再構成アルゴリズムを用いて画像再構成を行うと、より良い画質の断層像が得られる。

【0139】

又、前述の例ではチャンネル方向の中心部512チャンネルの部分を高解能モードにしているが、このX線検出器チャンネル幅dの512チャンネルの部分を高解能モードで2倍の1024チャンネルでX線検出器チャンネル幅d/2にすると、心臓用の検査としては更に有効である。

【0140】

このときの中心部分のチャンネルを読み出すときは、以下の数式(24)で示されるデータ転送速度でデータ収集を行い、画像再構成、画像表示を行えばよい。

20

【0141】

【数16】

$$\frac{1024 \text{チャンネル} \times 256 \text{列} \times 1000 \text{ビュー}}{0.2 \text{秒}} = \text{約} 1.25 \text{G (チャンネル/秒)} \quad \cdot \cdot \cdot (24)$$

【0142】

尚、このときの画像再構成では、各ビューにおいて中心部分の512チャンネルのデータは速く更新されるが、周辺部分の512チャンネルのデータは低速で更新される。しかし、周辺部分のデータはCT値の変動やアーチファクトを起こさせないために用いているので、多少

30

厳密に正しいデータでなくても関心領域の高解能な断層像の画質に影響を与えることはない。

【0143】

このようにデータ収集範囲ごとに異なったデータ収集サンプリング周期のデータ読み出しモードがあると、様々な用途に対応でき有効である。

【0144】

以上のように、本実施例のX線CT装置100は、被検体にX線を照射するX線管21と、そのX線管21から照射され、被検体を透過したX線を検出する多列X線検出器24と、その被検体の周囲を回転するようにX線管21と多列X線検出器24とを移動させる回転部15とを有し、その回転部15により被検体の周囲を回転されるX線管21がX線を被検体に照射し、その被検体を透過したX線を多列X線検出器24が検出するスキャンを実施することによって得られた投影データに基づいて、その被検体の断層画像を画像再構成する。ここで、多列X線検出器24は、被検体を透過したX線を検出してX線検出器データを生成する複数のチャンネルが、回転部15によって回転される方向に沿ったチャンネル方向と、回転部15によって回転される際の回転軸に沿った列方向とのそれぞれに配列されている。そして、この多列X線検出器24においては、第1のチャンネル幅d/2の複数のチャンネルがチャンネル方向に配置されている第1領域と、第1のチャンネル幅d/2より大きな第2チャンネル幅dの複数のチャンネルがチャンネル方向に配置されている第2領域とを有する。そして、この多列X線検出器24においては、その第1領域がチャンネル方向における中心部分に対応するように形成され、その第2領域がチャンネル方向において第1領域を挟むよ

40

50

うに周辺部分に形成されている。このため、本実施例は、撮影条件に応じて所望なデータ収集速度で所望な分解能の画像を効率的に容易に取得することができる。

【0145】

(実施例2)

実施例1では、小さな撮影領域を高分解能に撮影する実施例を紹介したが、実施例2では更に低被曝を実現する実施例を示す。X線CT装置100の動作が実施例1と異なることを除き、実施例1と同様である。このため、重複個所については、説明を省略する。

【0146】

図29は、X線CT装置100の動作の概略を示すフロー図である。

【0147】

本実施例では、チャンネル方向のコリメータを増設して再構成したいFOVの大きさに応じてチャンネル方向コリメータを制御する場合の実施例について説明する。

【0148】

コリメータは遮蔽板方式(板状コリメータ方式)(図30(a))、遮蔽円筒方式(回転軸偏心円柱状コリメータ方式)(図30(b))が考えられるが、本実施例ではどちらでも可能である。Z方向のコリメータ(スライス厚方向)制御はZチャンネルのデータをDAS25が読んで制御していたが、チャンネル方向のコリメータ31では、予め、X線データ収集系の角度(ビュー角度)と撮影したい関心領域の位置、大きさより決まってくる多列X線検出器25に入射させるX線の位置を求め、それに基づいてチャンネル方向コリメータ31の開口位置、開口幅をフィードフォワード制御する。又、必要に応じて投影データ収集を行うDAS25の主検出器チャンネルの値でチャンネル方向のフィード・バック制御を行なう(図31(a)及び図31(b)参照)。

【0149】

DAS制御CPU及び、コリメータ制御用CPUの性能の進歩により、多列X線検出器24データの主検出器チャンネルをを読んで、チャンネル方向コリメータ開口のフィードバック制御計算は充分問題ないと考えられる。又は太った患者さんでX線データのSNが確保されない場合は、予め、撮影視野の位置・大きさで予測されるチャンネル方向コリメータ位置に合わせてフィードフォワード制御のみを行ってもよい。

【0150】

又、この場合のコリメータ動作を制御するパルスモータ等の駆動系も十分な応答速度があると考えられる。

【0151】

図29による全体の流れでは、以下の流れで小さな撮影領域を高分解能に良い画質で撮影できる。

【0152】

ステップP1では、先ずスカウト像のデータ収集を行う。

【0153】

ステップP2では、スカウト像上において撮影する領域を設定する。

【0154】

ステップP3では、撮影したい各z位置のプロファイルエリアを求める。

【0155】

ステップP4では、撮影する関心領域に合わせ、チャンネル方向コリメータをチャンネル方向に制御する。

【0156】

ステップP5では、スキャンし、データ収集を行う。

【0157】

ステップP6では、投影データの前処理を行い、スカウトスキャンの各z位置における全プロファイルエリア情報を得て、チャンネル方向コリメータでチャンネル方向周辺部に欠如している投影データ部分を予測し付加する。

【0158】

10

20

30

40

50

ステップP7では、欠如した部分を付加された投影データを用いて、画像再構成処理及び画像表示を行う。

【0159】

図32のように、チャンネル方向X線コリメータで撮影したい部位以外のX線を遮蔽された場合、遮蔽された部分の投影データを予測する必要がある。ここでは、図32(b)に示すように、360度回転させた場合の各方向のSiI,SiR,SjI,SjRの面積を楕円近似したプロファイルと撮影領域の位置関係で予測する。なお、図32(c)に示すように、3角形近似または円形近似で両側に投影データを付加してもよい。

【0160】

チャンネル方向X線コリメータのフィードフォワード制御を図33のフローチャートで説明する。

10

【0161】

ステップC1では、X線管21，多列X線検出器24，DAS25から構成されるX線データ収集系の角度（ビュー角度）と、撮影関心領域（例えば中心(xo, yo)、半径Rの円形関心領域）の大きさや位置により、X線を照射すべき多列X線検出器24上の角度範囲（最小照射チャンネル minから最大照射チャンネル maxまで）又はチャンネル範囲を計算して求める。

【0162】

ステップC2では、チャンネル方向コリメータ（偏心円柱コリメータでも遮蔽枚状コリメータでも良い）最小照射チャンネル minから最大照射チャンネル maxまで開く。

【0163】

20

ステップC3では、全ビュー分のチャンネル方向コリメータ制御ならびにデータ収集が終了したか確認する。

【0164】

尚、最小照射チャンネル min及び最大照射チャンネル maxと、X線管21，多列X線検出器24及びDAS25から構成されているデータ収集系と、チャンネル方向コリメータとの関係を図34に示す。これから判るように、X線管球の位置(x, y)は、 $x = FCD \cdot \sin \gamma$  ,  $y = FCD \cdot \cos \gamma$ （ただし、 $\gamma$ はビュー角度、FCD(Focus Center Distance : X線焦点回転中心距離)で示される。

【0165】

又、ビュー角度0度の時の撮影関心領域と、最小照射チャンネル及び最大照射チャンネルとの関係は、図35の説明のように以下の通りである。

30

【0166】

例えば円形の撮影関心領域の位置を(xo, yo)、半径をRとし、ビュー角度0度、即ちX線焦点が(0, FCD)にある場合、以下の数式(25),(26),(27)のようになる。(但し、FCD:Focus Center Distance X線焦点回転中心距離とする)。そして、数式(25),(26),(27)より、数式(28),(29)が導かれる。そして、数式(30),(31)に示すように、この時のの最大値が maxとなり、の最小値が minとなる。

【0167】

【数17】

40

$$\begin{cases} y = \frac{1}{\tan \gamma} \cdot x + FCD & \dots (25) \\ x = x_o + R \cdot \sin \theta & \dots (26) \\ y = y_o + R \cdot \cos \theta & \dots (27) \end{cases}$$

【0168】

【数18】

$$\tan \gamma = \frac{-x}{FCD - y} \quad \dots (28)$$

$$\begin{aligned} \gamma &= \tan^{-1} \left( \frac{-x}{FCD - y} \right) \\ &= \tan^{-1} \left( \frac{-x_0 - R \cdot \sin \theta}{FCD - y_0 - R \cdot \cos \theta} \right) \quad \dots (29) \end{aligned}$$

【0169】

10

【数19】

$$\gamma_{\max} = \tan^{-1} \left( \frac{x_0}{FCD - y_0} \right) + \sin^{-1} \left( \frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0)^2 + x_0^2}} \right) \quad \dots (30)$$

$$\gamma_{\min} = \tan^{-1} \left( \frac{x_0}{FCD - y_0} \right) + \sin^{-1} \left( \frac{R}{\sqrt{(FCD - y_0)^2 + x_0^2}} \right) \quad \dots (31)$$

【0170】

20

又、ビュー角度  $\theta$  の時の撮影関心領域と、最小照射チャネル及び最大照射チャネルとの関係は、図36の説明のように以下の通りである。

【0171】

例えば円形の撮影関心領域の位置を  $(x_0, y_0)$  半径を  $R$  とし、ビュー角度  $0$  度、即ち  $X$  線焦点が  $(FCD \cdot \sin \theta, FCD \cdot \cos \theta)$  にある場合、以下の数式 (32), (33), (34) のようになる。(但し、 $FCD$ : Focus Center Distance  $X$  線焦点回転中心距離とする)。そして、数式 (32), (33), (34) より、数式 (35) が導かれる。そして、数式 (36), (37) から、数式 (38), (39) に示すように、この時の  $\gamma$  の最大値が  $\gamma_{\max}$  となり、 $\gamma$  の最小値が  $\gamma_{\min}$  となる。

【0172】

30

【数20】

$$\begin{cases} y = \frac{1}{\tan(\beta + \gamma)} (x - FCD \cdot \sin \beta) + FCD \cdot \cos \beta & \dots (32) \\ x = x_0 + R \cdot \sin \theta & \dots (33) \\ y = y_0 + R \cdot \cos \theta & \dots (34) \end{cases}$$

【0173】

【数21】

40

$$\begin{aligned} \tan(\beta + \gamma) &= \frac{FCD \cdot \sin \beta - x}{FCD \cdot \cos \beta - y} \\ \gamma &= \tan^{-1} \left( \frac{FCD \cdot \sin \beta - x_0 - R \cdot \sin \theta}{FCD \cdot \cos \beta - y_0 - R \cdot \cos \theta} \right) - \beta \quad \dots (35) \end{aligned}$$

【0174】

【数 2 2】

$$x'o' = x_o \cdot \cos \beta - y_o \cdot \sin \beta \quad \dots (36)$$

$$y'o' = x_o \cdot \sin \beta + y_o \cdot \cos \beta \quad \dots (37)$$

【0 1 7 5】

【数 2 3】

$$\gamma_{\max} = \tan^{-1} \left( \frac{x'o'}{FCD - y'o'} \right) + \sin^{-1} \left( \frac{R}{\sqrt{(FCD - y'o')^2 + x'o'^2}} \right) \quad \dots (38)$$

$$\gamma_{\min} = \tan^{-1} \left( \frac{x'o'}{FCD - y'o'} \right) + \sin^{-1} \left( \frac{R}{\sqrt{(FCD - y'o')^2 + x'o'^2}} \right) \quad \dots (39)$$

10

【0 1 7 6】

又、次にチャンネル方向X線コリメータのフィードバック制御を図37に示す。

【0 1 7 7】

ステップC1では、図33のステップC1と同様に、X線管21，多列X線検出器24及びDAS25から構成されているX線データ収集系の角度（ビュー角度）と、撮影関心領域（例えば中心（ $x_o, y_o$ ）半径Rの円形関心領域）の大きさ（位置により、X線を照射すべき多列X線検出器24上の角度範囲（最小照射チャンネル  $\min$  から、最大照射チャンネル  $\max$  まで）又はチャンネル範囲を計算して求める。

20

【0 1 7 8】

ステップC2では、図34のステップC2と同様に、チャンネル方向コリメータ（偏心円柱コリメータでも遮蔽枚状コリメータでもよい）最小照射チャンネル  $\min$  から最大照射チャンネル  $\max$  まで開く。

【0 1 7 9】

ステップC3では、DAS25のデータを見てX線の照射されたデータの範囲を求める。 $Ch_{\min}$  から  $Ch_{\max}$  までがX線の照射されたデータ入力範囲だとすると、これがステップC1で求めた最小照射チャンネル  $\min$ ，最大照射チャンネル  $\max$  に相当するか確認する。

【0 1 8 0】

もし、 $\pm$  の微小な誤差の範囲であればよしとするが、この誤差範囲を超えていた場合は、ステップC4に行く。

30

【0 1 8 1】

ステップC4では、 $\min - Ch_{\min} \cdot \text{Chang} = \min$ ， $\max - Ch_{\max} \cdot \text{Chang} = \max$  として補正量  $\min$ ， $\max$  を制御量に加える。この後、ステップC5に行く。

【0 1 8 2】

ステップC5では、全ビューのデータ収集終了か否かを確認し、終了していなければステップC1に戻り、チャンネル方向コリメータ制御ならびにデータ収集を続ける。

【0 1 8 3】

この場合は、プロファイル面積およびそのプロファイルのチャンネル方向の幅から楕円近似を行う。図32に示すように、楕円近似したプロファイルと撮影したい領域の位置関係から、 $i$  スライス目における各方向の遮蔽されたX線データで、撮影したい部位の左側、右側に付加される投影データ  $S_{il}$ ， $S_{ir}$  がわかる。この  $S_{il}$ ， $S_{ir}$  を投影データの左右につけて画像再構成することで、よりよい画質の断層像が得られる。

40

【0 1 8 4】

以上のように、本実施例においては、被検体に照射されるX線を遮蔽することによってチャンネル方向におけるX線の照射範囲を調整するチャンネル方向コリメータ31を備え、被検体をスキャンする際においては、オペレータにより入力装置2に入力された被検体の関心領域に対応してX線管21からのX線が照射されるように、そのチャンネル方向コリメータ31の開口位置を制御コントローラ29が制御する。また、中央処理装置3は、多列X線検出器2

50

4により収集された関心領域についてのX線検出器データに基づいて、チャンネル方向コリメータ32により欠如した、関心領域の周囲の領域についてのデータを近似して補正する。その後、その近似したX線検出器データに基づいて、被検体の断層像を画像再構成する。このため、低被曝化を実現できる。

【0185】

(実施例3)

実施例3ではビーム形成X線フィルタ32を用いた場合の例を示す。X線CT装置100の動作が実施例1と異なることを除き、実施例1と同様である。このため、重複個所については、説明を省略する。

【0186】

本実施例2では、チャンネル方向X線コリメータ31を用いて説明をしたが、図38に示すようにビーム形成X線フィルタ32を用いても同様な効果を出すことができる。

【0187】

図38(a)にはビーム形成X線フィルタ32の通常位置、即ちチャンネル方向の移動量が0のときを示している。

【0188】

図38(b), 図38(c)はビーム形成X線フィルタ32の移動量が $d_1$ ,  $d_2$ の場合を示している。この場合、関心領域の中心とX線焦点を結ぶ直線が、ビーム形成X線フィルタ32のX線透過経路が最も短い直線に重なるように制御すればよい。

【0189】

これを重ねるには、(式38)(式39)より、以下の数式(40)とする。

$$d_{\text{mean}} = (d_{\text{max}} + d_{\text{min}}) / 2 \quad \dots (40)$$

【0190】

X線焦点とビーム形成X線フィルタ32までの距離を図38(a)のようにDとすると、以下の数式(41)のようになる。

【0191】

$$d_i = D \cdot \tan(\theta_{\text{mean}}) \quad \dots (41)$$

【0192】

但し、 $d_i = d_1$  又は  $d_2$  である。

【0193】

以上のX線CT装置100によれば、本発明のX線CT装置を用いることにより、ヘリカルスキャンでも、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)でも、高い分解能の得られるX線CT装置を実現できる。

【0194】

又、限られた関心領域のみを撮影し、画像再構成した際に高い分解能の得られるX線CT装置を実現できる。

【0195】

又、限られた関心領域のみにX線照射、撮影し、画像再構成した際に、低被曝で高い分解能の得られるX線CT装置を実現できる。

【0196】

具体的には、本実施例のX線CT装置100においては、チャンネル方向におけるX線の照射分布を調整するビーム形成X線フィルタ32を備え、被検体を撮影する際においては、オペレータにより入力装置2に入力された被検体の関心領域に対応してX線管21からのX線が照射されるように、そのX線フィルタ32の位置を制御コントローラ29が制御する。このため、低被曝化を実現できる。

【0197】

尚、本実施例では、多列X線検出器を用いているが、1列のX線検出器を用いたX線CT装置でも同様の効果を出すことができる。

【0198】

又、本実施例では、画像再構成に3次元画像再構成方法を用いているが、従来公知のフ

10

20

30

40

50

エルドカンブ(Feldkamp)法による3次元画像再構成方法でも、その他の3次元画像再構成方法でも、又、2次元画像再構成方法でもよく、同様の効果を出せる。

【0199】

又、本実施例では、ヘリカルスキャン、コンベンショナルスキャン(アキシヤルスキャン)を用いているが、シネスキャンでも同様の効果を出せる。

【図面の簡単な説明】

【0200】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係るX線CT装置を示すブロック図である。

【図2】図2は、X線発生装置(X線管)及び多列X線検出器の回転を示す説明図である。

【図3】図3は、本発明の一実施形態に係るX線CT装置の概略動作を示すフロー図である。

【図4】図4は、前処理の詳細を示すフロー図である。

【図5】図5は、3次元画像再構成処理の詳細を示すフロー図である。

【図6】図6は、再構成領域上のラインをX線透過方向へ投影する状態を示す概念図である。

【図7】図7は、X線検出器器面に投影したラインを示す概念図である。

【図8】図8は、投影データ $D_1(\text{view}, x, y)$ を再構成領域上に投影した状態を示す概念図である。

【図9】図9は、再構成領域上の各画素の逆投影画素データ $D_2$ を示す概念図である。

【図10】図10は、逆投影画素データ $D_2$ を画素対応に全ビュー加算して逆投影データ $D_3$ を得る状態を示す説明図である。

【図11】図11は、円形の再構成領域上のラインをX線透過方向へ投影する状態を示す概念図である。

【図12】図12は、従来の多列X線検出器を示す図である。

【図13】図13は、中心部チャンネルが高分解能になった多列X線検出器を示す図である。

【図14】図14は、従来のデータ読み出しモードを示す図である。

【図15】図15は、内側の中心部で多い列数で読み出すモード1を示す図である。

【図16】図16は、内側の中心部で多い列数で読み出すモード2を示す図である。

【図17】図17は、内側の中心部で多い列数で読み出すモード3を示す図である。

【図18】図18は、チャンネル幅及びデータ収集範囲が複数種ある多列X線検出器で、内側の中心部で多く細かい列幅で外側の周辺部では少なく粗い列幅で読み出すモードの列を示す図である。

【図19】図19は、被検体が大きく関心領域が小さい場合を示す図である。

【図20】図20は、通常モードのデータ転送速度を示す図である。

【図21】図21は、チャンネル方向の中心部のみデータ収集する場合のデータ転送速度を示す図である。

【図22】図22は、チャンネル方向の中心部のみデータ収集する場合のデータ転送速度を示す図である。

【図23】図23は、データ収集範囲ごとにデータ収集サンプリング周期が複数種ある多列X線検出器を示す図である。

【図24】図24は、チャンネル方向コリメータによるデータ収集範囲に合わせたX線照射範囲を示す図である。

【図25】図25は、ビーム形成X線フィルタによるデータ収集範囲を示す図である。

【図26】図26において、図26(a)は、RL方向(x方向)のスカウト像における関心領域の設定を示す図であり、図26(b)は、AP方向(y方向)のスカウト像における関心領域の設定を示す図である。

【図27】図27は、X線検出器チャンネル幅 $d$ とチャンネル幅 $d/2$ との切り換えを示す図である。

【図28】図28は、広いデータ収集範囲と狭いデータ収集範囲との切り換えを示す図である。

10

20

30

40

50

【図29】図29は、実施例2の動作のフロー図である。

【図30】図30において、図30(a)は、チャンネル方向コリメータ(回転軸偏心円柱方式)を示す図であり、図30(b)は、チャンネル方向コリメータ(遮蔽板方式)を示す図であり、図30(c)は、ビーム形成X線フィルタの例を示す図である。

【図31】図31において、図31(a)と、図31(b)とは、チャンネル方向コリメータ制御を示す図である。

【図32】図32は、チャンネル方向X線コリメータで欠如した投影データを付加する場合を示す図である。

【図33】図33は、チャンネル方向コリメータのフィードフォワード制御を示す図である。

10

【図34】図34は、ビュー角度=0度の時の撮影関心領域と照射チャンネル範囲の説明図である。

【図35】図35は、ビュー角度=0度の時の撮影関心領域と照射最小チャンネルと照射最大チャンネルの説明図である。

【図36】図36は、ビュー角度の時の撮影関心領域と照射最小チャンネルと照射最大チャンネルの説明図である。

【図37】図37は、チャンネル方向コリメータのフィードバック制御を示す図である。

【図38】図38において、図38(a)は、ビーム形成X線フィルタ32通常位置を示す図であり、図38(b)は、ビーム形成X線フィルタ32位置制御(その1)を示す図であり、図38(c)は、ビーム形成X線フィルタ32位置制御(その2)を示す図である。

20

【図39】図39は、X線検出器チャンネル間隔ごとに異なる画像再構成関数を示す図である。

【図40】図40は、X線検出器チャンネル幅が複数種ある場合の再構成関数重畳を示すフロー図である。

【符号の説明】

【0201】

- 1 ... 操作コンソール、
- 2 ... 入力装置、
- 3 ... 中央処理装置、
- 5 ... データ収集バッファ、
- 6 ... モニタ、
- 7 ... 記憶装置、
- 10 ... 撮影テーブル、
- 12 ... クレードル、
- 15 ... 回転部、
- 20 ... 走査ガントリ、
- 21 ... X線管、
- 22 ... X線コントローラ、
- 23 ... コリメータ(スライス厚方向コリメータ)、
- 24 ... 多列X線検出器、
- 25 ... DAS(データ収集装置)、
- 26 ... 回転部コントローラ、
- 29 ... 制御コントローラ、
- 30 ... スリッピング、
- 31 ... チャンネル方向コリメータ、
- 32 ... ビーム形成X線フィルタ、
- d p ... X線検出器面、
- P ... 再構成領域、
- p p ... 投影面、
- IC ... 回転中心(ISO)

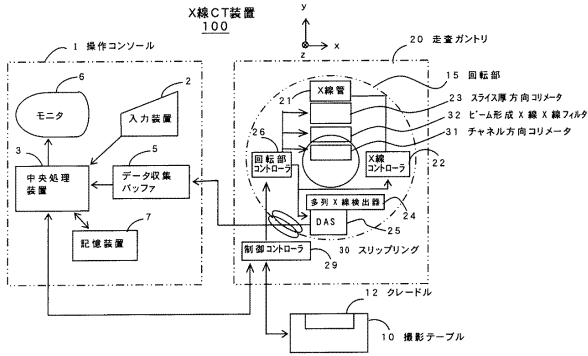
30

40

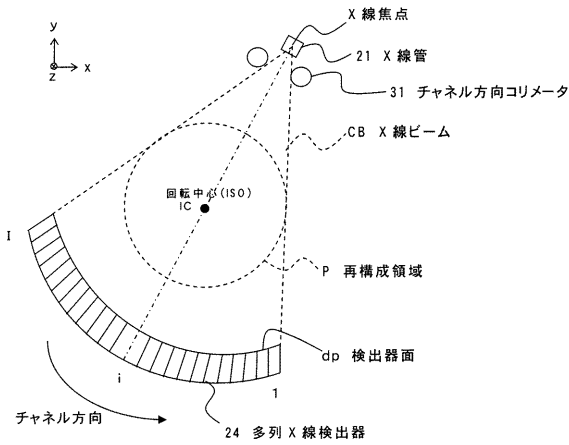
50



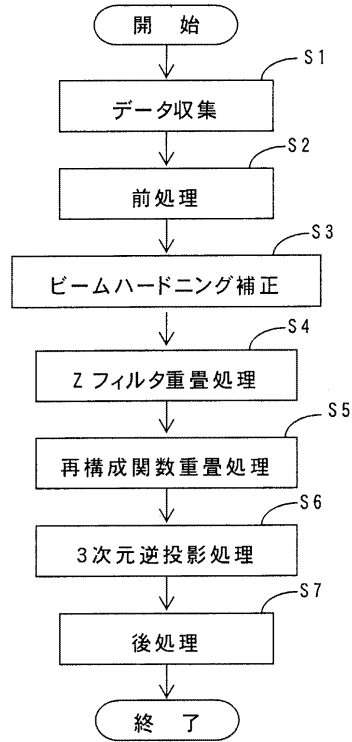
【図1】



【図2】

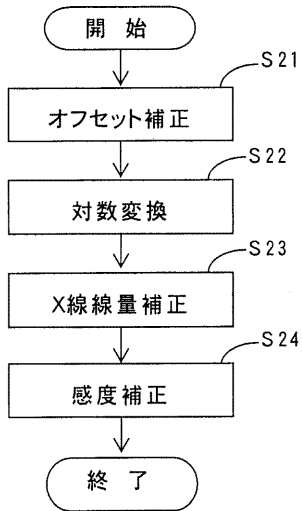


【図3】

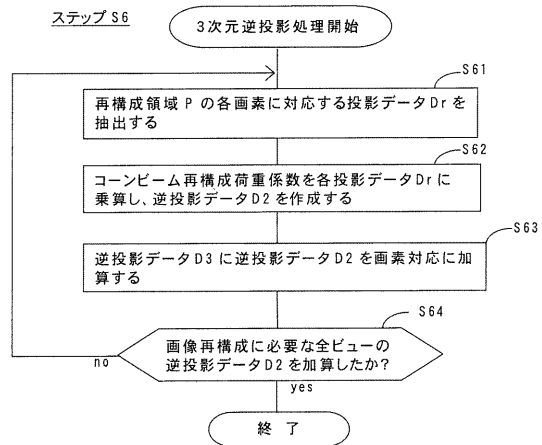


【図4】

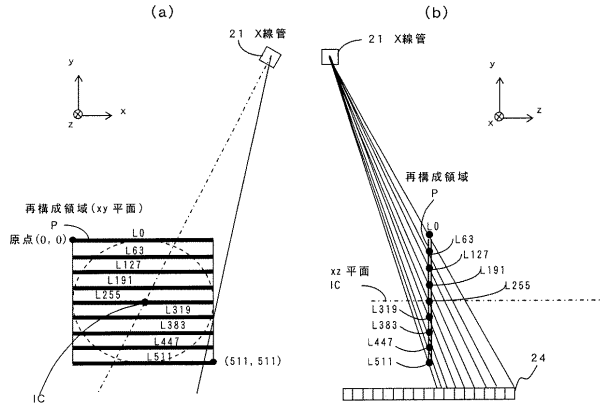
ステップ S2



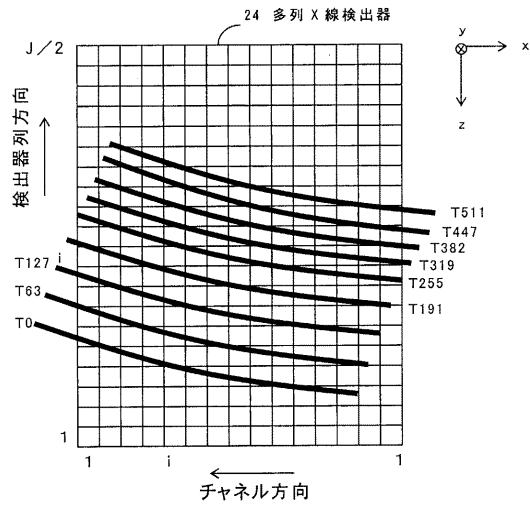
【図5】



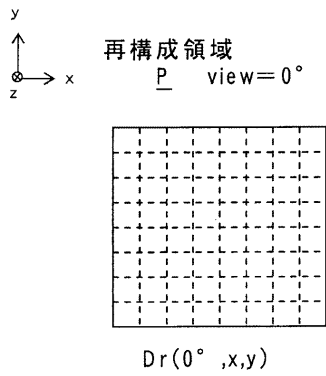
【図6】



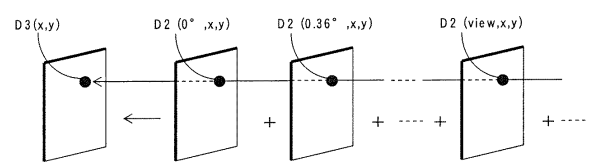
【図7】



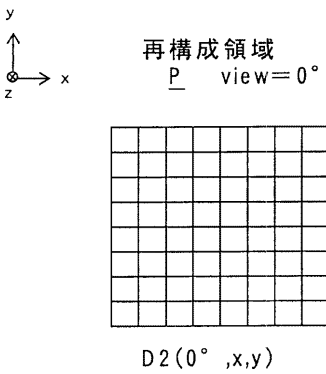
【図8】



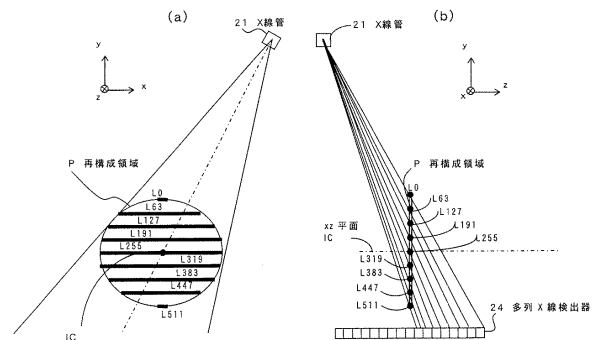
【図10】



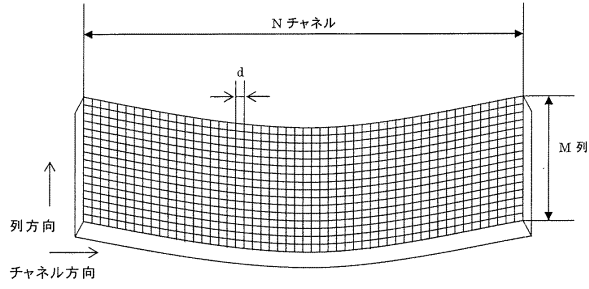
【図9】



【図11】

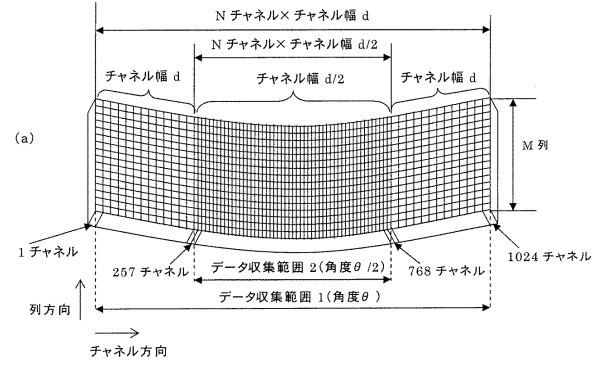


【図 12】

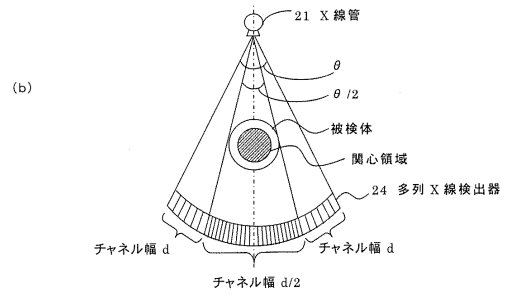


24 多列 X線検出器

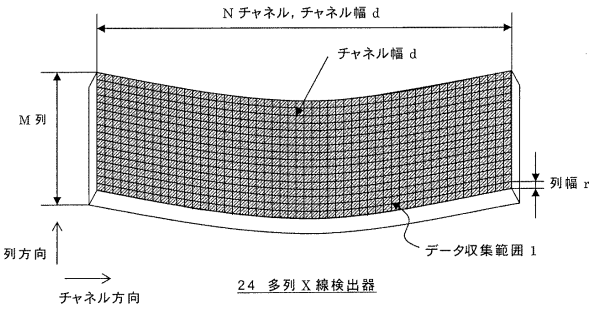
【図 13】



24 多列 X線検出器

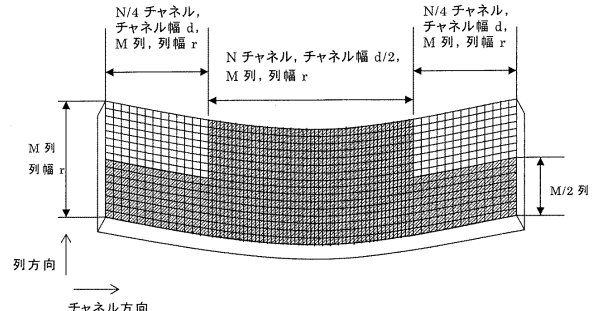


【図 14】



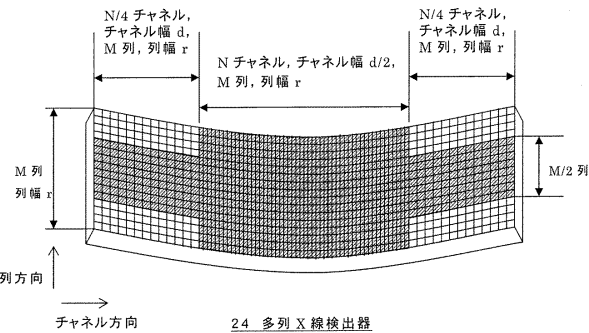
24 多列 X線検出器

【図 16】



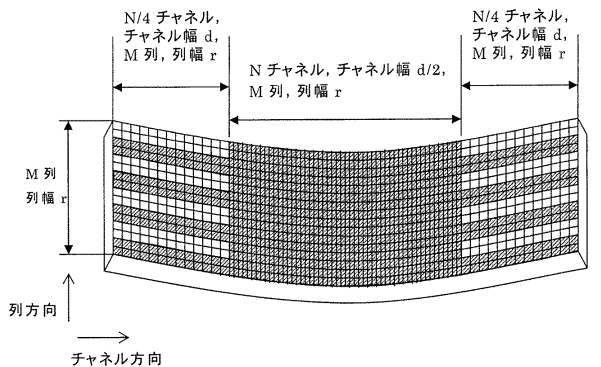
24 多列 X線検出器

【図 15】



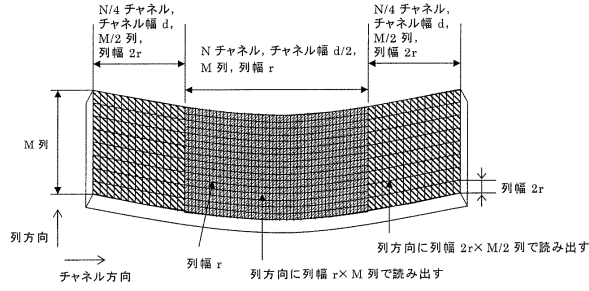
24 多列 X線検出器

【図 17】



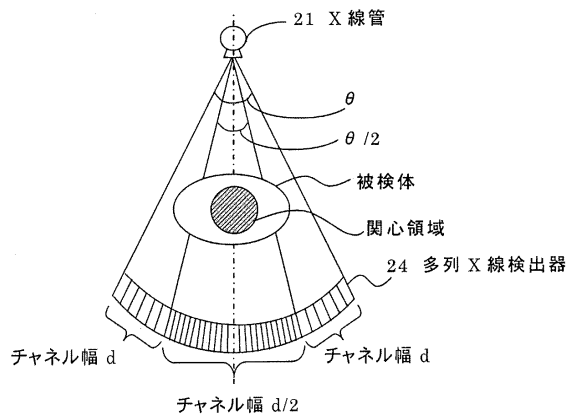
24 多列 X線検出器

【図18】

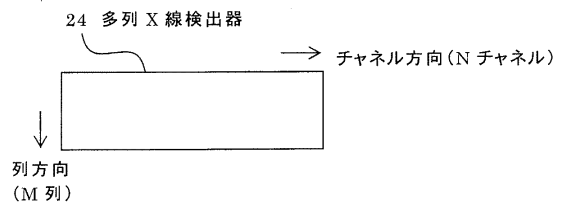


24 多列 X 線検出器

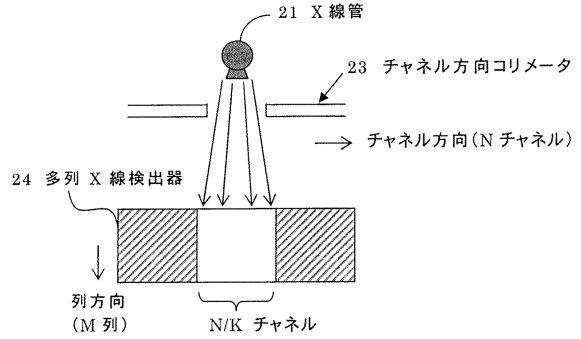
【図19】



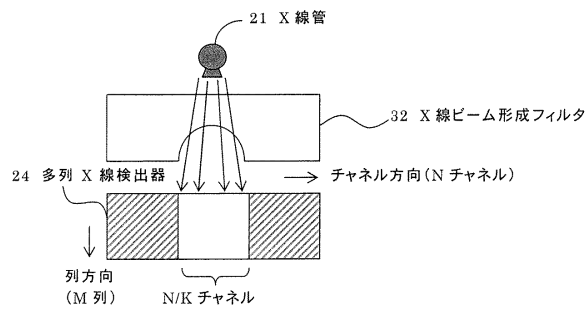
【図20】



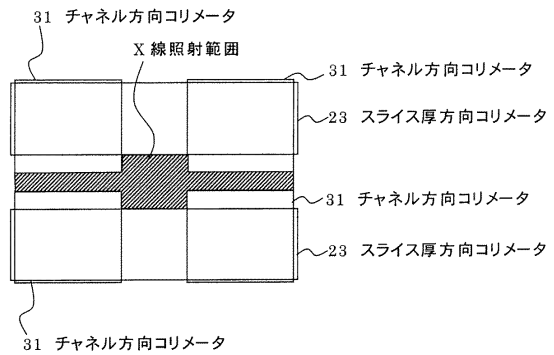
【図21】



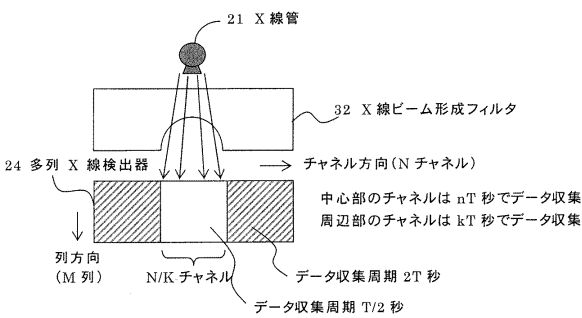
【図22】



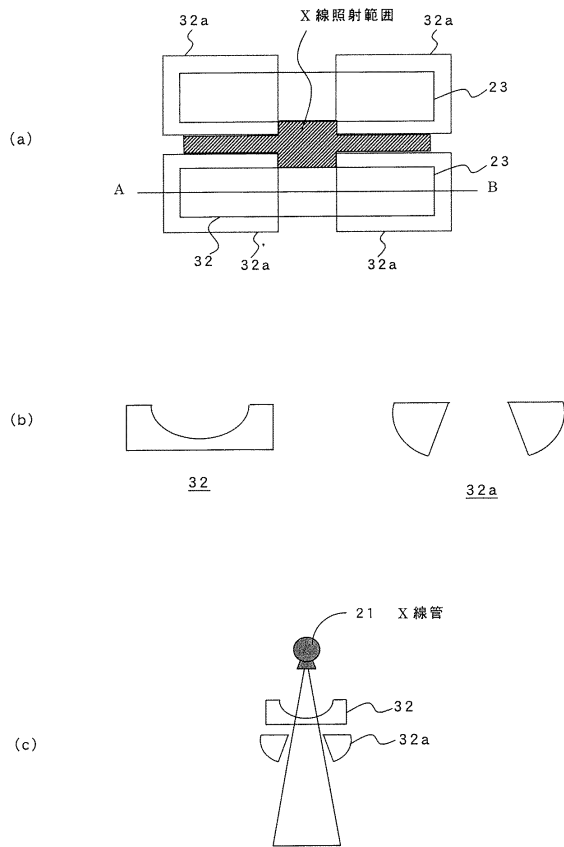
【図24】



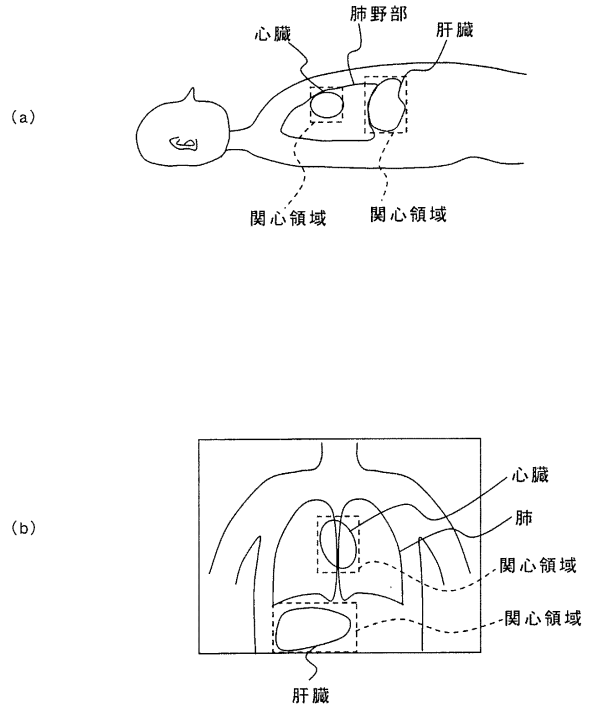
【図23】



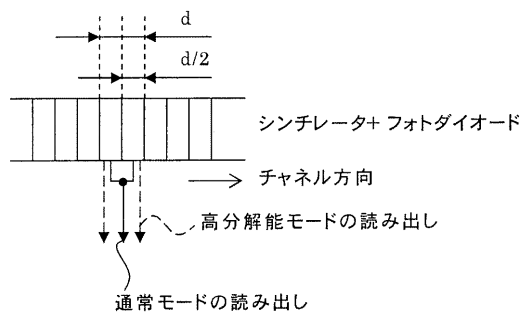
【図 25】



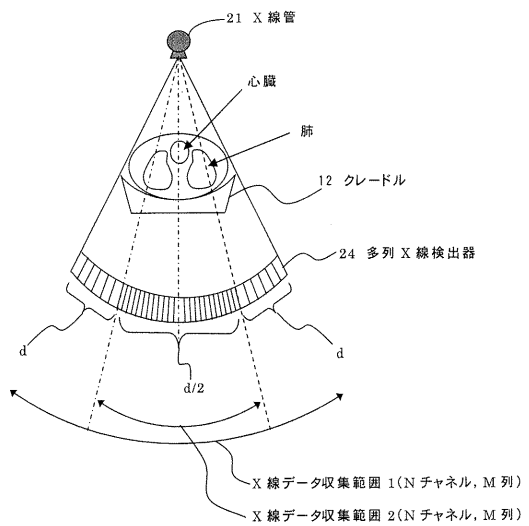
【図 26】



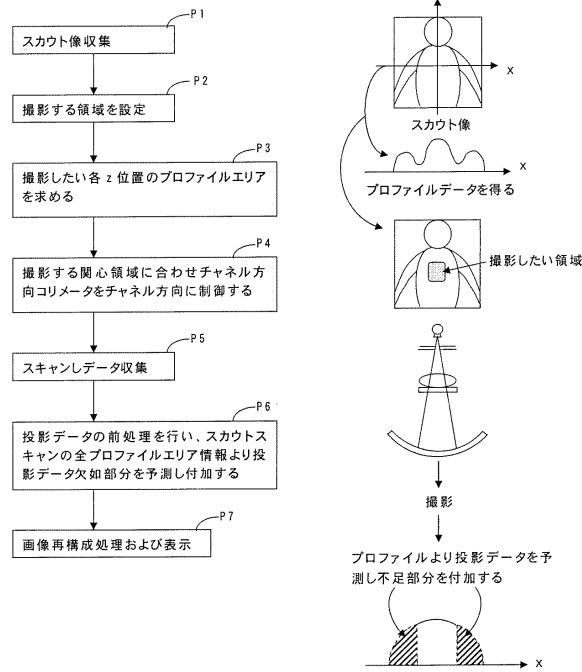
【図 27】



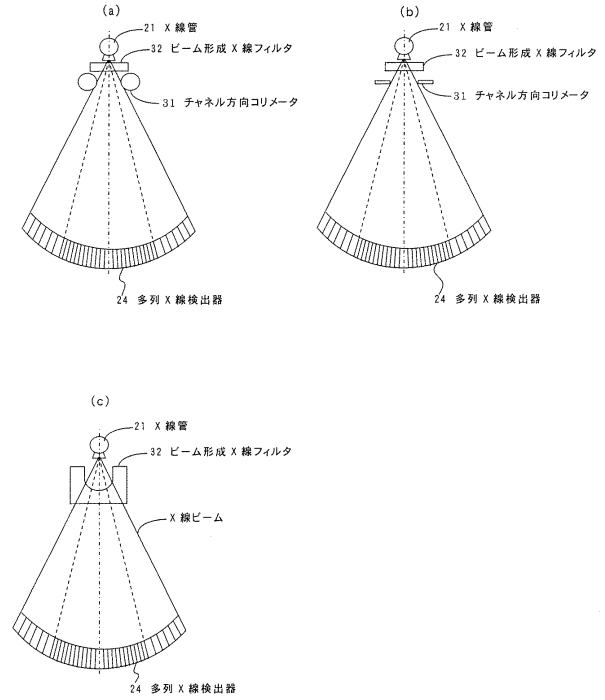
【図 28】



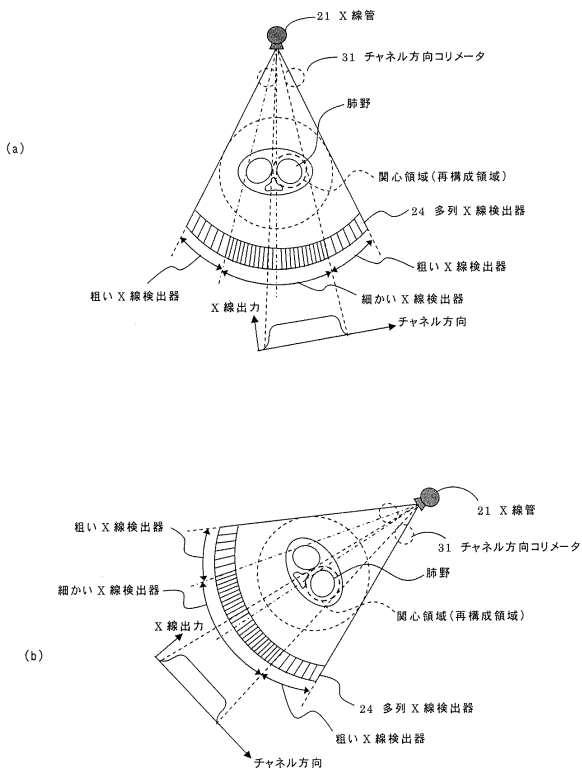
【図 29】



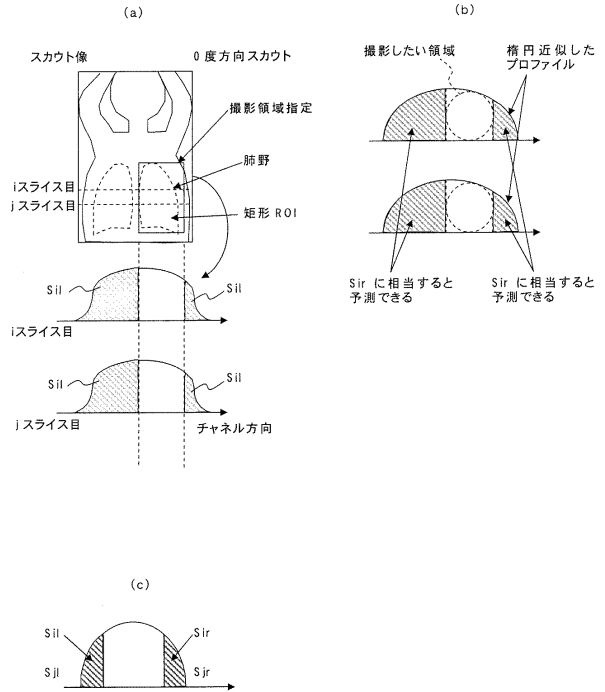
【図 30】



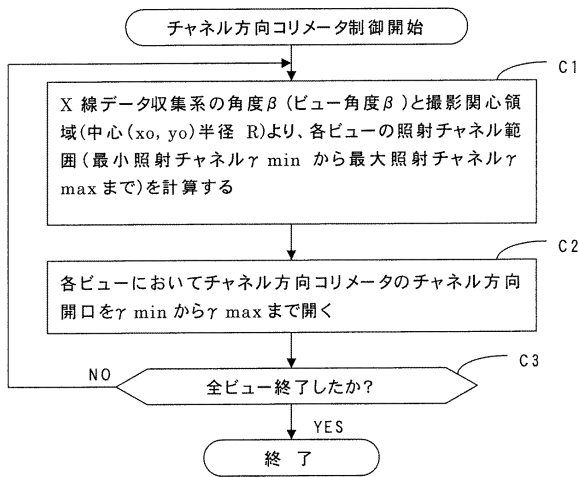
【図 31】



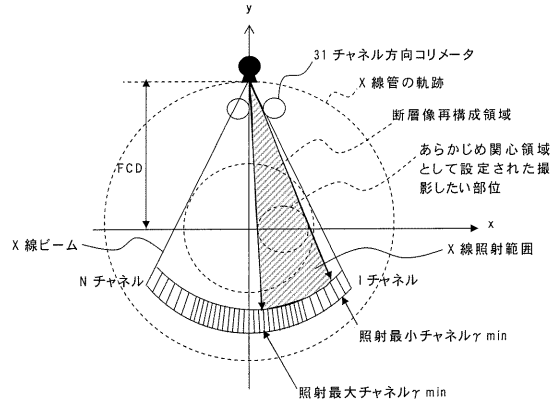
【図 32】



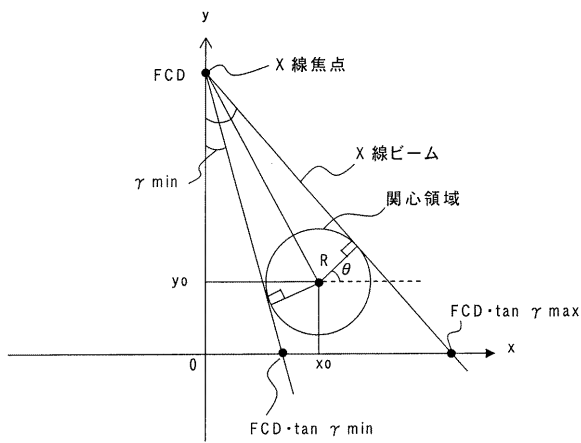
【図 3 3】



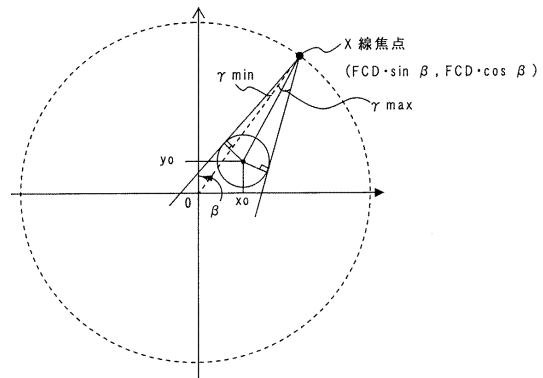
【図 3 4】



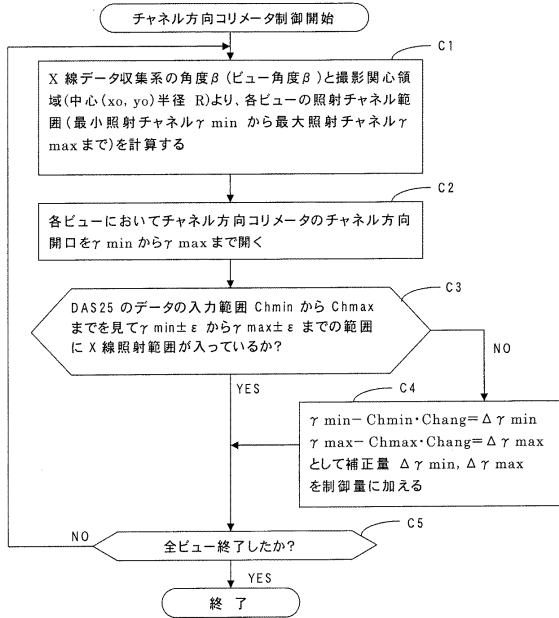
【図 3 5】



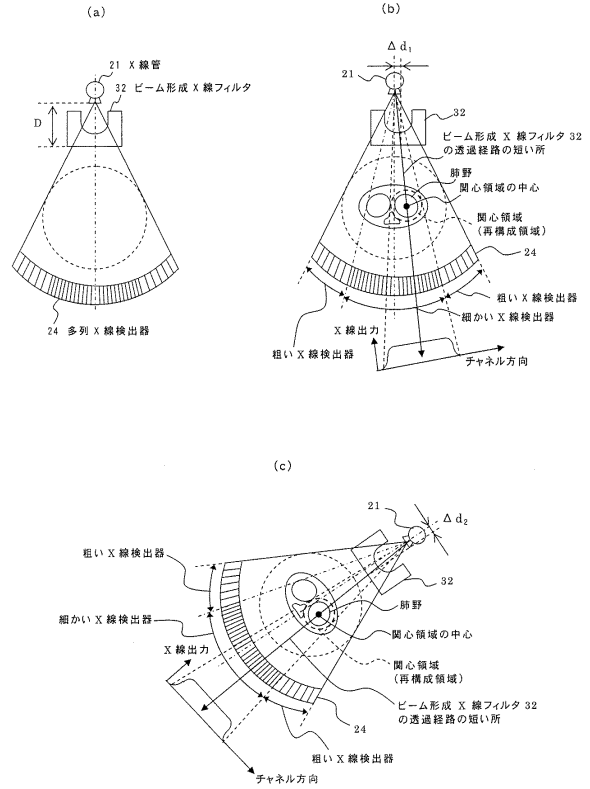
【図 3 6】



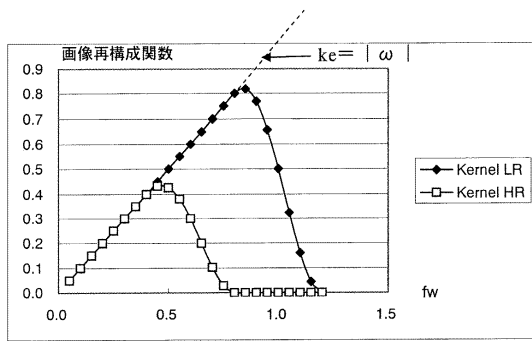
【図 37】



【図 38】

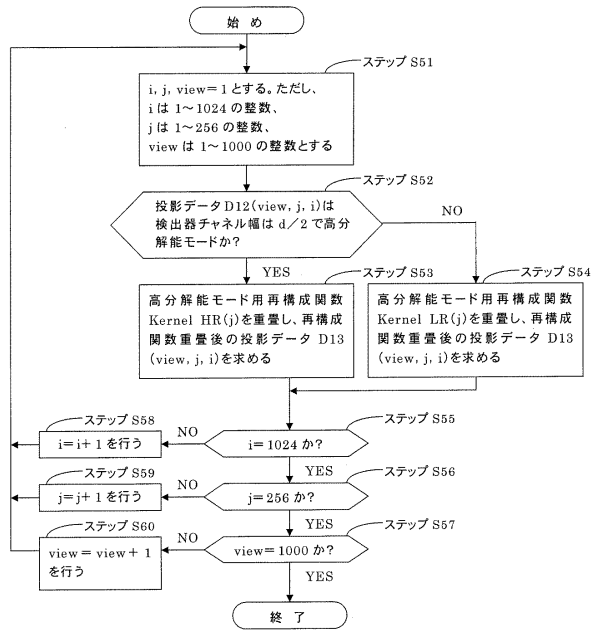


【図 39】



Kernel LR : 検出器チャンネルピッチ d の通常モード用画像再構成関数  
 Kernel HR : 検出器チャンネルピッチ d/2 の高分解能モード用画像再構成関数

【図 40】





---

フロントページの続き

(72)発明者 河内 直幸

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 信田 昌男

審判官 後藤 時男

(56)参考文献 特開平11-197146(JP,A)

特開2001-120534(JP,A)

特開2002-233522(JP,A)

特開昭59-181136(JP,A)

特開2002-17716(JP,A)

特開平6-98883(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03