

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-313657

(P2004-313657A)

(43) 公開日 平成16年11月11日(2004.11.11)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 6/03

F I

A61B 6/03 321Q

A61B 6/03 321N

テーマコード(参考)

4C093

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号

特願2003-115412(P2003-115412)

(22) 出願日

平成15年4月21日(2003.4.21)

(71) 出願人 300019238

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

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

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

(72) 発明者 萩原 明

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

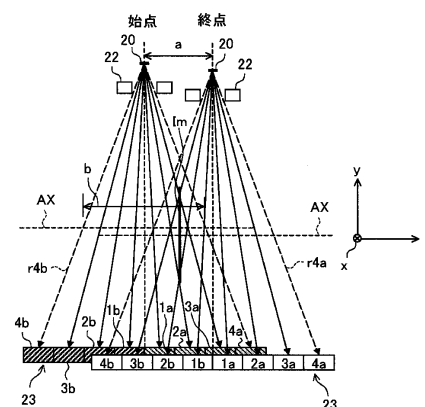
(54) 【発明の名称】 放射線計算断層画像装置

(57) 【要約】

【課題】 多列検出器を使用した投影データ収集において、放射線を効率的に使用可能なCT装置を提供する。

【解決手段】 X線管20と、X線による被検体の投影データを得るための回転軸方向に沿った複数の検出器列1a~4a, 1b~4bからなる検出器アレイ23と、得られた投影データに基づいて被検体の断層像データを計算して再構成する再構成部とを備えるX線CT装置は、制御指令によりX線管20からのX線の照射領域を調節するコリメータ22と、再構成部による断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、所定の断層像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な検出器列を計算し、算出した検出器列X線を照射させる制御指令をコリメータに出力する制御部とを有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に放射線を放射する放射線源と、
制御指令により前記放射線源からの放射線の照射領域を調節する調節手段と、複数の放射線検出器によって2次元的な放射線検出面を形成し、当該放射線検出面によって放射線を検出する検出器アレイと、
前記検出器アレイによって得られた放射線による前記被検体の投影データを基に、前記被検体の断層像の断層像データを計算して再構成する再構成手段と、
前記再構成手段による前記断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、所定の前記断層像データの再構成に用いる前記投影データの入手に必要な前記放射線検出面の被照射領域を計算し、当該被照射領域に放射線を照射させる前記制御指令を前記調節手段に出力する制御手段と
を有する放射線計算断層画像装置。

10

【請求項 2】

前記放射線源、調節手段および検出器アレイを、相対的な位置関係を保って保持する移動手段を有し、
前記移動手段は、前記放射線源、調節手段および検出器アレイを前記被検体に対する所定の軸まわりに回転させながら前記被検体に対して前記軸方向に沿って相対的に移動させる請求項 1 に記載の放射線計算断層画像装置。

20

【請求項 3】

前記制御手段は、前記被照射領域に対して前記移動手段の移動中常に放射線を照射させる前記制御指令を前記調節手段に出力する
請求項 2 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記被照射領域のうちの部分被照射領域に放射線を照射させ、前記移動手段の移動に伴って前記部分被照射領域の位置を逐次変化させる制御指令を前記調節手段に出力する
請求項 2 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 5】

前記部分被照射領域は、前記移動手段の移動中に、所定の前記断層像における前記被検体を通過する放射線が入射する領域である
請求項 4 に記載の放射線計算断層画像装置。

30

【請求項 6】

ヘリカルピッチが 1 以下である
請求項 2、3、5 のいずれかに記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 7】

前記パラメータには、前記断層像の大きさ、前記軸に対する前記断層像の位置、前記軸に沿った方向における前記放射線検出器の数、前記放射線源と前記検出器アレイとの位置関係および前記ヘリカルピッチを含む
請求項 6 に記載の放射線計算断層画像装置。

40

【請求項 8】

前記移動手段の前記軸まわりの 1 回転分の前記投影データに基づいて、前記移動手段の 1 回転の間の前記被検体に対する相対的な移動距離の midpoint 位置における前記断層像データを再構成する
請求項 2 ~ 7 のいずれかに記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 9】

所定の広がりを持つ放射線を被検体に放射する放射線源と、複数の放射線検出器によって2次元的な放射線検出面を形成し、当該放射線検出面によって放射線を検出する検出器アレイとを備え、前記検出器アレイによって得られた前記放射線源からの放射線による被検体の投影データを基に、前記被検体の断層像の断層像データを計算して再構成する放射

50

線計算断層画像装置であって、

前記断層像データの再構成において、前記断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、前記複数の放射線検出器の各々による前記投影データの使用回数を決める処理手段を有する

放射線計算断層画像装置。

【請求項 10】

前記放射線源および検出器アレイを、相対的な位置関係を保って保持する移動手段を有し

、
前記移動手段は、前記放射線源および検出器アレイを前記被検体に対する所定の軸まわりに回転させながら前記被検体に対して前記軸方向に沿って相対的に移動させる

10

請求項 9 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 11】

前記放射線検出面の全面に、前記移動手段の移動中常に放射線を照射させる

請求項 10 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 12】

前記処理手段によって決められた前記使用回数に応じて、前記移動手段の移動量を決める演算手段

をさらに有する請求項 10 または 11 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 13】

前記演算手段は、前記パラメータに応じて決められた前記使用回数分の前記投影データが各々の前記放射線検出器によって得られるように前記移動手段の回転角度を決める

20

請求項 12 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 14】

前記演算手段によって決められた前記回転角度の間の前記被検体に対する前記移動手段の相対的な移動距離の中点位置における前記断層像データを再構成する

請求項 13 に記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 15】

ヘリカルピッチが 1 以下である

請求項 10 ~ 14 のいずれかに記載の放射線計算断層画像装置。

【請求項 16】

前記パラメータには、前記断層像の大きさ、前記軸に対する前記断層像の位置、前記軸に沿った方向における前記放射線検出器の数、前記放射線源と前記検出器アレイとの位置関係および前記ヘリカルピッチを含む

30

請求項 15 に記載の放射線計算断層画像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、対象物に対する放射線の投影データから対象物の断層像を計算する放射線計算断層画像装置（以下、放射線 CT (Computed Topography) 装置）に関する。

40

【0002】

【従来の技術】

放射線 CT 装置として、たとえば、放射線に X 線を用いる X 線 CT 装置が知られている。この X 線 CT 装置として、複数の X 線検出器を 2 次元的に配列した装置が知られている。複数の X 線検出器は、被検体に対する所定の軸に沿った方向に幅を持つように配置される。X 線検出器の列が軸方向に沿って所定の幅分形成されるため、2 次元的に配列した X 線検出器は、多列検出器と呼ばれる。

【0003】

多列検出器を用いた断層像再構成手法として、コーン BP (Back Projection) 法が知られている（たとえば、特許文献 1 参照。）。コーン BP 法においては、た

50

例えば、上述の軸まわりに回転させながら被検体に対して軸方向に沿って相対的に多列検出器を移動させて、被検体の被検部位を通過したX線を検出する、いわゆるヘリカルスキャンを行なう。

コーンB P法においては、あるX線検出器の列に対応する断層像を生成する場合に、対象とするX線検出器の列によって得た検出データだけでなく、断層像に対応する被検部位を通過し他のX線検出器の列によって検出されたX線の検出データも利用する。

【0004】

【特許文献1】

特開2001-161678号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、ヘリカルスキャンを行なってコーンB P法を実行する場合には、ヘリカルピッチが所定値よりも小さいと、断層像の再構成に使用されない検出データが発生する可能性がある。ヘリカルピッチとは、軸に沿った方向における多列検出器の幅と、多列検出器が1回転する間における被検体と多列検出器との相対的な移動距離との関係から導かれる値である。

検出データを断層像再構成に使用しない場合には、使用しない検出データを得るために照射したX線は無駄となる。

【0006】

したがって、本発明の目的は、多列検出器を使用した投影データ収集において、放射線を効率的に使用可能なCT装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の観点に係る放射線計算断層画像装置は、被検体に放射線を放射する放射線源と、制御指令により前記放射線源からの放射線の照射領域を調節する調節手段と、複数の放射線検出器によって2次元的な放射線検出面を形成し、当該放射線検出面によって放射線を検出する検出器アレイと、当該検出器アレイによって得られた放射線による前記被検体の投影データを基に、前記被検体の断層像の断層像データを計算して再構成する再構成手段と、当該再構成手段による前記断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、所定の前記断層像データの再構成に用いる前記投影データの入手に必要な前記放射線検出面の被照射領域を計算し、当該被照射領域に放射線を照射させる前記制御指令を前記調節手段に出力する制御手段とを有する。

【0008】

本発明の第2の観点に係る放射線計算断層画像装置は、所定の広がりを持つ放射線を被検体に放射する放射線源と、複数の放射線検出器によって2次元的な放射線検出面を形成し、当該放射線検出面によって放射線を検出する検出器アレイとを備え、前記検出器アレイによって得られた前記放射線源からの放射線による被検体の投影データを基に、前記被検体の断層像の断層像データを計算して再構成する放射線計算断層画像装置であって、前記断層像データの再構成において、前記断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、前記複数の放射線検出器の各々による前記投影データの使用回数を決める処理手段を有する。

【0009】

本発明の第1の観点に係る放射線計算断層画像装置においては、放射線源から放射線が被検体に放射される。放射線の照射領域は、制御指令を受ける調節手段によって調節される。照射領域を調節された放射線は、複数の放射線検出器からなる検出器アレイの2次元的に形成された放射線検出面によって検出される。検出器アレイが放射線を検出することによって、放射線による被検体の投影データが得られる。再構成手段は、この投影データに基づいて、被検体の断層像データを計算して再構成する。

検出器アレイによって投影データを得る際に、所定の断層像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な放射線検出面の被照射領域が、断層像データの再構成に関連するパ

10

20

30

40

50

ラメータに基づいて制御手段によって計算される。制御手段は、この被照射領域に放射線を照射させる制御指令を調節手段に出力する。

【0010】

本発明の第2の観点に係る放射線計算断層画像装置においては、所定の広がりをもつ放射線が、放射線源から被検体に放射される。所定の広がりをもつ放射線が、検出器アレイの2次的に形成された放射線検出面によって検出される。検出器アレイが放射線を検出することによって、放射線による被検体の投影データが得られる。この投影データに基づいて、被検体の断層像データが計算されて再構成される。

上述の断層像データの再構成における投影データの使用回数が、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、処理手段によって決められる。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照しながら述べる。本発明における放射線にはX線が含まれる。以下の実施の形態においては、放射線CT装置としてX線CT装置を例に挙げる。

【0012】

第1実施形態

図1は、本発明の第1実施形態に係るX線CT装置の装置構成を示す図であり、図2は、図1に示すX線CT装置の要部の構成を示す図である。図1に示すX線CT装置1が、本発明における放射線計算断層画像装置の一実施形態である。

【0013】

図1に示すように、X線CT装置1は、走査ガントリ2と、操作コンソール3と、撮影テーブル4とを有する。

また、走査ガントリ2は、X線管20と、コリメータ22と、検出器アレイ23と、データ収集システム(Data Acquisition System: DAS)24と、X線コントローラ25と、コリメータコントローラ26と、回転部27と、回転コントローラ28とを有している。

【0014】

X線管20が本発明における放射線源の一実施態様であり、コリメータ22が調節手段の一実施態様である。また、撮影テーブル4と回転部27と回転コントローラ28とを含んで本発明における移動手段の一実施態様が構成される。

【0015】

図2に示すように、X線コントローラ25はX線管20に接続され、コリメータコントローラ26は、コリメータ22に接続される。また、検出器アレイ23はDAS24に接続され、回転コントローラ28は回転部27に接続される。

【0016】

X線管20は、X線コントローラ25からの制御信号CTL251に基づいて所定強度のX線をコリメータ22に向かって放射する。

【0017】

コリメータ22は、コリメータコントローラ26からの制御信号CTL261に基づいてアパーチャ221の開度を調節することによって、X線管20から放射されたX線の照射範囲を調節する。

【0018】

検出器アレイ23は、X線検出器を複数用いてi行j列の2次元のマトリクス(アレイ)状に構成したものである。

各X線検出器は、たとえば、シンチレータ(scintillator)とフォトダイオードの組み合わせによって構成する。

行方向には、たとえばi=1000個程度のX線検出器が配置されて1つの検出器列を構成する。図2においては、たとえば、j=8として8列の検出器列を有する検出器アレイ23を示している。以下では、各検出器列を表わす場合に、検出器アレイ23の列方向の

10

20

30

40

50

中心から右側に向かって順に検出器列 1 a , 2 a , 3 a , 4 a、中心から左側に向かって順に検出器列 1 b , 2 b , 3 b , 4 b と表わす。

複数の検出器列 1 a ~ 4 a , 1 b ~ 4 b は、隣接して互いに平行に配設する。

以上のように、X線検出器をマトリクス状に配置することにより、全体として2次元的なX線検出面 2 3 S が構成される。

【 0 0 1 9 】

図 1 および図 2 に示すように、検出器アレイ 2 3 は、コリメータ 2 2 から所定距離離れて配置する。コリメータ 2 2 と検出器アレイ 2 3 との間が、X線照射空間 2 9 となる。このX線照射空間 2 9 内に被検体 6 が搬入される。

検出器アレイ 2 3 は、コリメータ 2 2 のアパーチャ 2 2 1 の部分から照射され、被検体 6 が搬入されているX線照射空間 2 9 を通過したX線ビーム 5 の強度をX線検出面 2 3 S によって検出する。 10

【 0 0 2 0 】

D A S 2 4 は、操作コンソール 3 からの制御信号 C T L 3 0 3 に基づいて、X線検出面 2 3 S を構成する個々のX線検出器からのX線強度の検出データを収集し、操作コンソール 3 に送信する。

D A S 2 4 は、収集した検出データを A D (A n a l o g t o D i g i t a l) 変換して操作コンソール 3 に送信する。D A S 2 4 から送信されるデータは、ローデータ (r a w d a t a) と呼ばれる。

【 0 0 2 1 】

回転部 2 7 は、回転コントローラ 2 8 からの制御信号に基づいて、X線照射空間 2 9 内の所定の回転軸 A X まわりに回転する。

回転部 2 7 にはX線管 2 0、コリメータ 2 2、検出器アレイ 2 3、D A S 2 4、X線コントローラ 2 5、およびコリメータコントローラ 2 6 が搭載されており、回転部 2 7 の回転によってこれらの構成要素が相対的な位置関係を保ったまま回転軸 A X まわりに回転する。 20

【 0 0 2 2 】

本実施形態においては、回転軸 A X の方向に沿って、検出器アレイ 2 3 の各検出器列を配列する。そして、この回転軸 A X の方向、すなわち検出器アレイ 2 3 の検出器列 1 a ~ 4 a , 1 b ~ 4 b の方向を、z 方向とする。 30

なお、X線管 2 0 と検出器アレイ 2 3 とは、X線管 2 0 のX線の放射中心が検出器アレイ 2 3 の z 方向の中心に一致するように配置する。

【 0 0 2 3 】

撮影テーブル 4 は、たとえば、図示しないモーター等の駆動手段によって位置変更が可能になっている。撮影テーブル 4 上に、被検体 6 が載置される。撮影テーブル 4 は、操作コンソール 3 からの制御信号 C T L 3 0 b を受けて、被検体 6 のX線照射空間 2 9 内への搬入時、あるいは、被検体 6 の撮影時に位置変更を行なう。

被検体 6 は、X線照射空間 2 9 内において、たとえば頭部から脚部への体軸の方向が z 方向に一致するように搬入される。これにより、X線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 と被検体 6 とは、z 方向に沿って相対的に移動することになる。 40

【 0 0 2 4 】

X線コントローラ 2 5 は、操作コンソール 3 の後述する中央処理装置 3 0 からの制御信号 C T L 3 0 1 に基づいて、X線管 2 0 が放射するX線の強度を制御するための制御信号 C T L 2 5 1 をX線管 2 0 に出力する。

【 0 0 2 5 】

コリメータコントローラ 2 6 は、操作コンソール 3 からの制御信号 C T L 3 0 2 に応じて、コリメータ 2 2 に出力する制御信号 C T L 2 6 1 によってアパーチャ 2 2 1 の開度を制御する。

【 0 0 2 6 】

回転コントローラ 2 8 は、操作コンソール 3 の中央処理装置 3 0 からの制御信号 C T L 3 50

04に基づいて、回転部27に対し制御信号を出力して回転軸AXまわりに回転させる。

【0027】

図1に示すように、操作コンソール3は、中央処理装置30と、入力装置31と、表示装置32と、記憶装置23とを有する。

入力装置31は、X線CT装置1を動かすための操作者(オペレータ)からの指令入力を受け付けて中央処理装置30に送信する。

表示装置32は、中央処理装置30による計算の結果得られたCT画像を表示するためのものである。

記憶装置23は、中央処理装置30を介してX線CT装置1を動かすための各種プログラムやパラメータ、CT画像の画像データ等のデータを記憶する。

10

【0028】

図2に示すように、中央処理装置30は、制御部34と、再構成部36と、表示部38とを有する。

再構成部36が本発明における再構成手段の一実施態様であり、制御部34が制御手段の一実施態様である。

中央処理装置30は、1つのハードウェアのみを用いた構成であってもよいし、上述の各構成要素に対して適宜ハードウェアを割り当てたシステムとして構成してもよい。

【0029】

制御部34には、DAS24、入力装置31、再構成部36、表示部38、X線コントローラ25、コリメータコントローラ26、回転コントローラ28および撮影テーブル4が

20

接続される。

再構成部36と表示部38とがさらに接続されている。

また、記憶装置23は、制御部34、再構成部36および表示部38から適宜アクセスされる。

【0030】

制御部34は、撮影テーブル4に制御信号CTL30bを出力して被検体6をz方向に沿って移動させる。

また、制御部34は、CT画像としての被検体6の断層像の生成に用いる検出データを得るために、入力装置31を介した操作者からの指令入力に基づいて、操作ガントリ2に制御信号CTL30aを出力し、被検体6のスキャンを行なわせる。被検体6のスキャンの方法については後述する。

30

制御部34からの制御信号CTL30aには、前述の制御信号CTL301, 302, 303, 304が含まれる。

さらに、制御部34は、スキャンによってDAS24が収集した検出データに基づくローデータを受け取る。制御部34が受け取るデータは、放射線による被検体6の投影データとなっている。

【0031】

再構成部36は、制御部34を介して投影データを入手する。そして、再構成部36は、入手した投影データに対して公知の逆投影処理等の演算処理を行ない、被検体6の被検部位の断層像を再構成する。

40

【0032】

表示部38は、制御部34からの指令信号に応じて、再構成部36が生成した断層像を表示装置32に表示させる。

【0033】

以下、第1実施形態に係るX線CT装置1の動作について述べる。

制御部34は、画像生成に用いる投影データを取得するために、撮影テーブル4および回転コントローラ28に制御信号CTL30bおよびCTL304をそれぞれ出力して、撮影テーブル4をz方向に沿って移動させながら回転部27を回転軸AXまわりに回転させる。撮影テーブル4上の被検体6から見ると、回転部27に搭載されているX線管20とコリメータ22と検出器アレイ23とが、回転軸AXまわりに螺旋状に動くように見える

50

。D A S 2 4 は、回転部 2 7 の回転中に、所定のサンプリング間隔で検出データを収集する。以上のような螺旋状の動きによって投影データを得ることを、ヘリカルスキャンと呼ぶ。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、第 1 実施形態によって得られる断層像と X 線ビームとの関係を示した図である。図 3 において、回転軸 A X と、初期位置における X 線管 2 0、コリメータ 2 2 および検出器アレイ 2 3 とを含む平面を y z 平面としている。紙面上の y z 平面に直交する方向が x 方向となる。

また、図 3 においては、ヘリカルスキャンを行なう X 線管 2 0、コリメータ 2 2 および検出器アレイ 2 3 の被検体 6 に対する初期位置と回転軸 A X まわりの 1 回転後の位置とを示している。ただし、理解を容易とするために、X 線管 2 0、コリメータ 2 2、検出器アレイ 2 3 および回転軸 A X は、初期位置と 1 回転後の位置においてずらして描いている。以後は、被検体 6 に対する X 線管 2 0 の初期位置を始点、1 回転後の位置を終点と呼ぶ。

10

【 0 0 3 5 】

第 1 実施形態においては、再構成部 3 6 は回転部 2 7 の 1 回転分の検出データに基づいて断層像を再構成するものとする。また、たとえば、再構成部 3 6 が始点と終点との間の距離 a の中間の位置における x y 平面に平行な断層像 I m の画像データを再構成する場合を考える。

【 0 0 3 6 】

さらに、ヘリカルスキャンにおけるヘリカルピッチが 1 以下の場合を考える。図 8 は、ヘリカルピッチの定義を述べるための図であり、(a) はヘリカルピッチがほぼ 1 の場合を、(b) はヘリカルピッチが 1 以下の場合をそれぞれ表わしている。

20

図 8 (a)、(b) は図 3 とほぼ同じ図であり、回転軸 A X を含む平面において、X 線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 の回転軸 A X まわりの 1 回転あたりの被検体 6 に対する相対的な位置関係を示している。

【 0 0 3 7 】

X 線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 と被検体 6 との回転軸 A X 方向に沿った相対的な移動距離を a とする。また、検出器アレイ 2 3 の全ての検出器列に X 線ビーム 5 が照射される場合に、回転軸 A X 上における X 線ビーム 5 の照射幅を b とする。

本実施形態においては、ヘリカルピッチ h p を $h p = a / b$ として定義する。

30

【 0 0 3 8 】

図 8 (a) においては $a = b$ であり、ヘリカルピッチはほぼ 1 である。

図 8 (b) においては $a < b$ であり、ヘリカルピッチは 1 よりも小さい。

このように、ヘリカルピッチは、X 線管 2 0 と回転軸 A X と検出器アレイ 2 3 との幾何学的な配置関係 (ジオメトリ) と、検出器アレイ 2 3 の検出器列の数と、撮影テーブル 4 の移動スピードとによって決まる。

【 0 0 3 9 】

図 3 に示すようにヘリカルピッチが 1 以下の場合には、断層像 I m の再構成において使用しない検出器列が発生する可能性がある。

たとえば、図 3 に示す断層像 I m を再構成する場合に、始点においては、検出器列 2 a および 3 a に入射する X 線ビームのみが断層像 I m に対応する被検部位を通過する。終点においては、検出器列 2 b および 3 b に入射する X 線ビームのみが断層像 I m に対応する被検部位を通過する。

40

結局、回転部 2 7 の 1 回転の間に検出器列 2 a、3 a、2 b、3 b に入射する X 線の検出データのみが断層像 I m の再構成に用いられ、断層像 I m の再構成には検出器列 4 a および 4 b が不必要ことがわかる。

【 0 0 4 0 】

断層像の再構成に用いる検出データ取得のために必要な検出器列は、たとえば、断層像 I m の大きさ、y 方向および z 方向のそれぞれに対する断層像 I m の位置、X 線管 2 0、回転軸 A X および検出器アレイ 2 3 間のジオメトリ、検出器列の数およびヘリカルピッチ等

50

のパラメータによって変化することは明らかである。

図 3 から、始点と終点との中点における断層像 I_m を再構成する場合に、断層像 I_m の y 方向における中心が回転軸 A_X に近いほど、断層像 I_m の大きさが小さいほど、また、ヘリカルピッチが小さいほど、 z 方向に沿った外側の検出器列は使われない傾向にあることがわかる。

【0041】

上記の断層像 I_m の画像データの再構成に関連するパラメータのうち、ジオメトリおよび検出器列の数は走査ガントリ 2 の装置構成に依存して不変であり、これらの情報は記憶装置 23 に保存されている。

また、断層像 I_m の大きさおよび回転軸 A_X に対する位置と、ヘリカルピッチとは、撮像に際して操作者が任意に設定できるパラメータである。操作者は、入力装置 31 によってこれらのパラメータを入力する。入力されたパラメータは中央処理装置 30 を介して記憶装置 23 に送信され、記憶装置 23 によって記憶される。

10

【0042】

制御部 34 は、投影データ取得のためのスキャンに際して、記憶装置 23 にアクセスして上述の断層像 I_m の画像データの再構成に関連するパラメータを入手する。そして、制御部 34 は、これらのパラメータに基づいて、断層像 I_m の画像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な検出器列を計算によって求める。具体的には、たとえば、図 3 に示す断層像 I_m に関する投影データ取得に必要な検出器列は、上述のように検出器列 2a, 3a, 2b, 3b であることが計算によって得られる。投影データ取得に必要な検出器列は、画像データの再構成に関連するパラメータに基づいた幾何学的な関係から求まる。

20

【0043】

制御部 34 は、ヘリカルスキャン時にコリメータコントローラ 28 に制御信号 $CTL302$ を出力して、断層像 I_m の画像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な検出器列 2a, 3a, 2b, 3b に常に X 線が照射されるようにする。

コリメータコントローラ 28 からの制御信号 $CTL261$ によってコリメータ 22 のアパーチャ 221 の開度が調節されて、検出器列 4a および 4b への X 線ビーム $r4a$ および $r4b$ の照射が遮断され、検出器列 2a, 3a, 2b, 3b の範囲にのみ X 線が照射される。

30

【0044】

以上の第 1 実施形態における画像再構成の手順を、図 4 に示すフローチャートを参照しながら簡単にまとめる。

まず、操作者は、入手したい断層像 I_m の位置や大きさ、ヘリカルピッチ等の撮像に関するパラメータを入力する (ステップ $ST1$)。

上述の撮像に関するパラメータは記憶装置 23 に送信され、ジオメトリや検出器列数等の装置構成に関するパラメータとあわせて、断層像データの再構成に関連するパラメータとしてまとめられる。

【0045】

制御部 34 は、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、再構成する断層像 I_m の断層像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な検出器列を算出する (ステップ $ST2$)。

40

【0046】

ステップ $ST2$ において算出された検出器列がなす領域に X 線が照射されるように、X 線の照射領域を調節する (ステップ $ST3$)。

ステップ $ST2$ において算出された検出器列がなす領域が、本発明における被照射領域となる。

X 線の照射領域の調節は、コリメータによって行なわれる。第 1 実施形態においては、被照射領域に X 線が照射されるように一度アパーチャ 211 の開度を調節すれば、スキャン中にコリメータ 22 を制御する必要はない。

【0047】

50

被照射領域のみに X 線が照射される状態において、ヘリカルスキャンを実行する（ステップ S T 4）。

本実施形態においては回転部 2 7 が 1 回転する間に取得した検出データによって断層像 I m を再構成するとしているため、回転部 2 7 が始点から回転軸 A X まわりに 3 6 0 ° 回転した時点でスキャンを終了する。

【 0 0 4 8 】

再構成部 3 6 が、ステップ S T 4 におけるヘリカルスキャンによって得られた投影データに基づいて、断層像 I m の画像データを再構成する（ステップ S T 5）。

断層像データの再構成には、たとえば、公知のコーン B P 法を用いる。

再構成部 3 6 の計算によって画像データが再構成された断層像 I m は、必要に応じて表示装置 3 2 に表示される。 10

【 0 0 4 9 】

以上のように、第 1 実施形態においては、所定の位置の断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、この断層像データの再構成に用いる投影データの入手に必要な検出器列を自動的に算出する。そして、算出された検出器列に X 線が照射されるようにしてスキャンを行なう。算出された検出器列以外の検出器列への X 線ビームの照射は、コリメータ 2 2 によって遮断される。このため、断層像データ再構成に寄与しない検出器列への X 線ビームの照射が防止され、X 線ビームの照射に無駄がなくなる。その結果、被検体 6 の被曝量を低減させることが可能である。以上の効果は、ヘリカルピッチが小さい場合ほど顕著になる。 20

【 0 0 5 0 】

第 2 実施形態

第 1 実施形態においては、一度算出した被照射領域にスキャン中常に X 線を照射していた。以下に述べる本発明の第 2 実施形態においては、被照射領域のうちで X 線が照射される領域をスキャン中にさらに変化させる。

【 0 0 5 1 】

図 5 は、第 2 実施形態によって得られる断層像と X 線ビームとの関係を示した図である。図 5 は図 3 および図 8 とほぼ同じ図であり、回転軸 A X を含む平面内における X 線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 の回転軸 A X まわりの 1 回転あたりの被検体 6 に対する相対的な位置関係を示している。 30

第 2 実施形態に係る X 線 C T 装置は、X 線を照射する領域をスキャン中に変化させる点以外は第 1 実施形態に係る X 線 C T 装置 1 と同じである。したがって、装置構成についての詳細な記述は省略する。

【 0 0 5 2 】

図 5 と図 3 とにおいて、ヘリカルピッチは同じである。そして、第 1 実施形態と同じ大きさおよび位置の断層像 I m を再構成するものとする。

第 1 実施形態において述べたように、始点においては、検出器列 2 a , 3 a に入射する X 線ビーム r 2 a , r 3 a のみが断層像 I m に対応する被検部位を通過する。また、終点においては検出器列 2 b , 3 b に入射する X 線ビーム r 2 b , r 3 b のみが断層像 I m に対応する被検部位を通過する。 40

断層像 I m の画像データの再構成に用いる投影データ取得に必要な検出器列は、たとえば、検出器列 2 a , 3 a , 2 b , 3 b であるが、これらの検出器列のうちでも、断層像 I m に対応する被検体を通る放射線が入射する検出器列は、回転部 2 7 の位置に応じて逐次変化する。

【 0 0 5 3 】

第 2 実施形態においては、断層像 I m に対応する被検体を通る放射線が入射する検出器列を、制御部 3 4 が回転部 2 7 の位置に応じて算出する。算出された検出器列の各 X 線検出器の検出面がなす領域が、本発明における部分被照射領域となる。部分被照射領域をなす検出器列は、第 1 実施形態において述べた断層像 I m の画像データの再構成に関連するパラメータと、被検体 6 に対する回転部 2 7 の位置とから幾何学的に求まる。 50

【 0 0 5 4 】

制御部 3 4 は、スキャン中に位置が変わる部分被照射領域に X 線が照射されるようにコリメータ 2 2 のアパーチャ 2 2 1 を逐次変化させる制御信号 C T L 3 0 2 をコリメータコントローラ 2 6 に出力する。

たとえば、図 5 に示すように、始点においては検出器列 2 a , 3 a にのみ X 線が照射され、検出器列 1 a , 4 a , 1 b ~ 4 b には X 線が照射されないようにする。終点においては、検出器列 2 b , 3 b にのみ X 線が照射され、検出器列 1 b , 4 b , 1 a ~ 4 a には X 線が照射されないようにする。

【 0 0 5 5 】

第 2 実施形態における画像再構成の手順は、下記の点以外は第 1 実施形態の場合とほぼ同じであるため詳細な記述は省略する。 10

第 2 実施形態では、図 4 に示すフローチャートのステップ S T 2 において部分被照射領域に対応する検出器列を算出する。そして、ステップ S T 3 において、算出した検出器列に X 線が照射されるようにリアルタイムに X 線照射領域を調節しながら、ステップ S T 4 におけるスキャンを実行する。

【 0 0 5 6 】

以上により、第 2 実施形態においては部分被照射領域に対応する検出器列以外の検出器列には X 線が照射されないため、第 1 実施形態よりもさらに X 線ビームの照射に無駄がなくなる。その結果、被検体 6 の被曝量を第 1 実施形態よりも低減させることが可能である。スキャン中の X 線の照射領域を第 1 実施形態よりも狭めたにもかかわらず、断層像 I m の再構成に用いる投影データ取得に必要な検出器列には X 線が照射されるため、断層像 I m の画質は第 1 実施形態の場合と変わらない。 20

【 0 0 5 7 】

第 3 実施形態

以下に述べる本発明の第 3 実施形態においては、X 線の照射領域を制御するのではなく、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、断層像データの再構成における投影データの使用回数を決める。

第 3 実施形態に係る X 線 C T 装置は、投影データの使用回数を決める処理手段を有する点が、第 1 および第 2 実施形態に係る X 線 C T 装置 1 とは異なっている。処理手段は、図 2 に示す制御部 3 4 または再構成部 3 6 によって実現することができる。本実施形態においては、再構成部 3 6 によって処理手段を実現する。 30

これ以外の X 線 C T 装置の構成および機能はこれまでと同じであるため、詳細な記述は省略する。

【 0 0 5 8 】

第 3 実施形態においても、第 1、第 2 実施形態と同様に、ヘリカルピッチが 1 以下の場合に、回転軸 A X の方向に沿った X 線管 2 0 の始点と終点との中点に位置する断層像 I m を再構成するものとする。ただし、第 3 実施形態においては、断層像 I m の画像データの再構成に用いる投影データを取得する際の回転部 2 7 の回転角度を 3 6 0 ° とは限定しない。第 3 実施形態における X 線管 2 0 の終点の位置は、回転部 2 7 が 1 回転したときの被検体 6 に対する位置ではなく、投影データ取得のためのスキャンが終了した時点における被検体 6 に対する位置となる。 40

【 0 0 5 9 】

図 6 は、第 3 実施形態によって得られる断層像 I m と X 線ビームとの関係を示した図である。図 6 (a) は図 3 および図 5 とほぼ同じ図であり、回転軸 A X を含む平面内での 1 スキャン当たりの X 線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 の被検体 6 に対する相対的な位置関係を示している。また、図 6 (b) は、図 6 (a) を z 方向から見た側面図を示している。本実施形態においては、たとえば、3 6 0 ° よりも大きい角度まで回転部 2 7 を回転させる。このため、回転部 2 7 の回転角度が 3 6 0 ° の整数倍以外の角度においては、X 線管 2 0 および検出器アレイ 2 3 は同じ方向を向くことはなく、図 6 (b) に示すように x y 平面における位置はずれる。しかし、理解を容易にするために、図 6 (a) においては始 50

点と終点を同じ yz 平面内に描いている。

【0060】

第3実施形態においては、検出器アレイ23の全ての検出器列にX線を照射させる制御信号CTL302を制御部34はコリメータコントローラ26に出力する。この状態で、制御部34は撮影テーブル4および回転コントローラ28に制御信号CTL30bおよびCTL304をそれぞれ出力し、回転部27の回転角度が360°よりも大きくなる状態までヘリカルスキャンを行なわせる。

【0061】

回転部27が360°よりも大きい角度まで回転すると、ヘリカルピッチが擬似的に大きくなる状態になり、図6(a)に示すように、検出器アレイ23のz方向に沿った外側の検出器列によって得られる投影データを断層像データの再構成に利用できるようになる。

10

【0062】

どの検出器列による投影データが断層像Imの再構成に利用できるかは、第1、第2実施形態と同様に、断層像Imの大きさ、y方向およびz方向のそれぞれに対する断層像Imの位置、ジオメトリ、検出器列の数およびヘリカルピッチ等の断層像データの再構成に関連するパラメータに応じて変化する。

制御部34は、これらのパラメータに基づいて、検出器アレイ23の各X線検出器によって得られたどの投影データを用いて断層像Imを再構成するかを計算する。これは、各投影データからみれば、断層像データの再構成における使用回数が決められることを意味する。

20

たとえば、図6(a)の終点において検出器列4bに入射するX線ビームr4bによる投影データが入手されていても、従来は回転部27の1回転の間の投影データのみを用いて断層像Imを再構成するものと決められていたために、X線ビームr4bによる投影データは再構成に利用されていなかった。本実施形態においては、この投影データが再構成に利用できる場合には、この投影データを利用して断層像データを再構成する。X線ビームr4bによる投影データからみれば、使用回数が増えたことになる。

【0063】

以上のように、制御部34は、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、スキャンによって得られた投影データの使用回数を決める。被検体6に対する回転部27の相対的な移動量を決めて、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて決められた使用回数となるように各検出器列にX線が照射されることが、投影データの取得の効率の点から好ましい。

30

そのための回転部27の移動量は、制御部34によって計算される。したがって、本実施形態においては、制御部34によって本発明における演算手段を実現していることになる。

【0064】

ここで、第3実施形態における画像再構成の手順を、図7に示すフローチャートを参照しながら簡単にまとめる。

まず、これまでの実施形態と同様に、入手したい断層像Imの位置や大きさ、ヘリカルピッチ等の撮像に関するパラメータを入力する(ステップST11)。

40

上述の撮像に関するパラメータは、装置構成に関するパラメータとあわせて断層像データの再構成に関連するパラメータとしてまとめられ、記憶装置23によって記憶される。

【0065】

制御部34は、断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、断層像Imの所定の位置の断層像データを、何個の投影データを用いて再構成するかを計算して決める(ステップST12)。

投影データからみれば、断層像データにおける使用回数が決められる。

【0066】

制御部34は、投影データの使用回数がステップST12において算出した回数になるように、被検体6に対する回転部27の移動量を決める(ステップST13)。

50

ヘリカルピッチを決めれば撮影テーブル4の移動スピードと回転部27の回転スピードは決まるため、回転部27の移動量は、スキャン開始位置からの回転部27の回転角度によって決まることになる。

【0067】

そして、ステップST13において計算した回転部27の移動量となるまでヘリカルスキャンを行なう。(ステップST14)。

このときには、検出器アレイ23の全ての検出器列にX線が照射される状態にしておく。

【0068】

再構成部36が、ステップST4におけるヘリカルスキャンによって得られた検出データに基づいて、ステップST12において算出したデータ使用回数で断層像Imの画像データを再構成する。(ステップST15)。

10

断層像データの再構成には、たとえば、公知のコーンBP法を用いる。

再構成部36の計算によって画像データが再構成された断層像Imは、必要に応じて表示装置32に表示される。

【0069】

以上のように、第3実施形態においては、所定の位置の断層像データの再構成に関連するパラメータに基づいて、何回投影データを用いてこの断層像データを再構成するかを決める。また、再構成に用いる回数分の投影データが得られるように回転部27の移動量を決める。

以上により、断層像Imの画像データの再構成において、z方向に沿った端部側の検出器列によって得られた投影データの使用回数が上がる。結果的に、X線管20から放射される放射線が効率的に使用されることになる。

20

端部側の検出器列による投影データはz方向において断層像Imの位置とは離れた位置で取得されたデータである。このため、この投影データを用いて断層像Imを再構成した場合に、断層像Imの画質は低下はしないが、確実に画質が向上するとは限らない。しかしながら、端部側の検出器列による投影データが使用されるようになる結果、断層像Imに関する情報が増え、SN(Signal to Noise)比が確実に向上することは期待でき、断層像Imの再現性が良くなる。

さらに、第3実施形態においては、投影データの入手においてコリメータを制御する必要がない。このため、X線CT装置の構成および制御が簡単になる。

30

【0070】

なお、本発明は以上の実施形態に限定されず、特許請求の範囲で適宜変更が可能である。たとえば、スキャンに用いる放射線は、X線に限らず、γ線等の他の放射線であってもよい。また、回転軸AXに沿った方向に複数の検出器列を有する検出器アレイによって投影データを取得する形態であれば、コーンBP法に限らず他の画像再構成手法を用いて断層像データを再構成してもよい。

さらに、被検体6と回転部27とが回転軸AX方向に沿って相対的に移動可能であれば、撮影テーブル4の代わりに回転部27をz方向に沿って移動させてもよい。

【0071】

【発明の効果】

40

以上のように、本発明によれば、多列検出器を使用した投影データ収集において、放射線を効率的に使用可能なCT装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係るX線CT装置の装置構成を示す図である。

【図2】図1に示すX線CT装置の要部の構成を示す図である。

【図3】本発明の第1実施形態によって得られる断層像とX線ビームとの関係を示した図である。

【図4】本発明の第1実施形態に係る画像再構成の手順を示すフローチャートである。

【図5】本発明の第2実施形態によって得られる断層像とX線ビームとの関係を示した図である。

50

【図6】本発明の第3実施形態によって得られる断層像 I_m と X 線ビームとの関係を示した図であり、(a) は回転軸を含む平面における関係を示しており、(b) は回転軸方向からみた関係を示している。

【図7】本発明の第3実施形態に係る画像再構成の手順を示すフローチャートである。

【図8】ヘリカルピッチの定義を述べるための図であり、(a) はヘリカルピッチがほぼ 1 の場合を、(b) はヘリカルピッチが 1 以下の場合をそれぞれ表わしている。

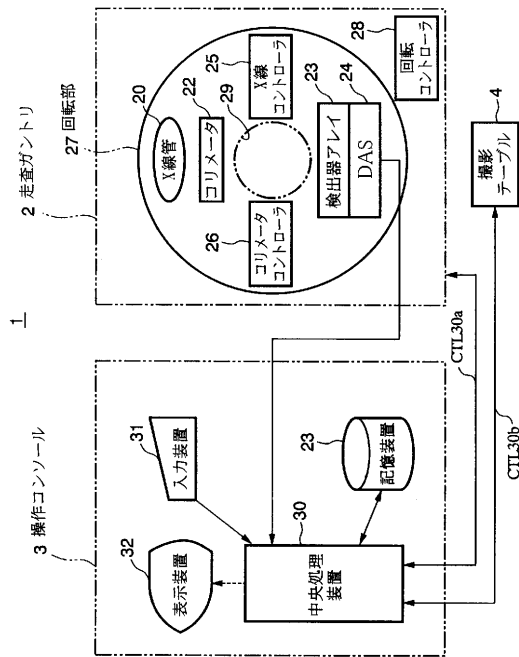
【符号の説明】

- 1 ... X 線 CT 装置
- 2 ... 走査ガントリ
- 3 ... 操作コンソール
- 5, r 2 a, r 2 b, r 3 a, r 3 b, r 4 a, r 4 b, ... X 線ビーム
- 6 ... 被検体
- 20 ... X 線管
- 22 ... コリメータ
- 23 ... 検出器アレイ
- 24 ... データ収集システム
- 30 ... 中央処理装置
- 34 ... 制御部
- 36 ... 再構成部
- 38 ... 表示部
- 1 a ~ 4 a, 1 b ~ 5 b ... 検出器列
- A X ... 回転軸

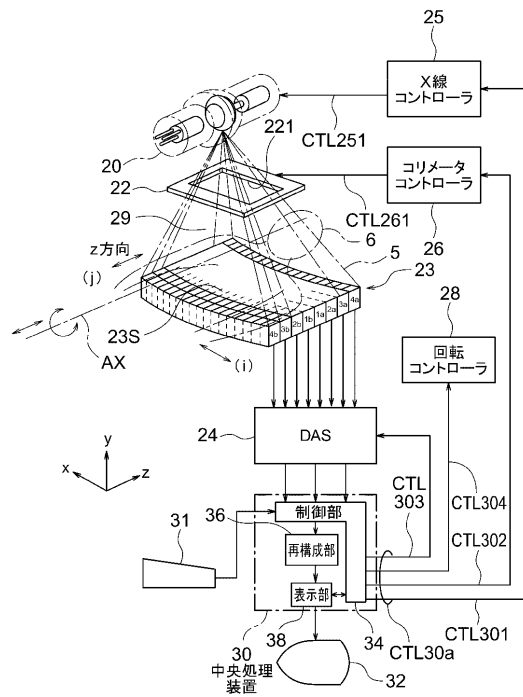
10

20

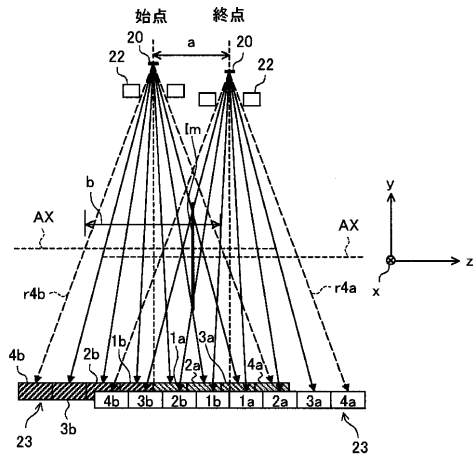
【図1】



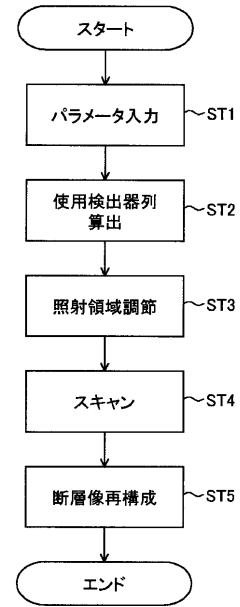
【図2】



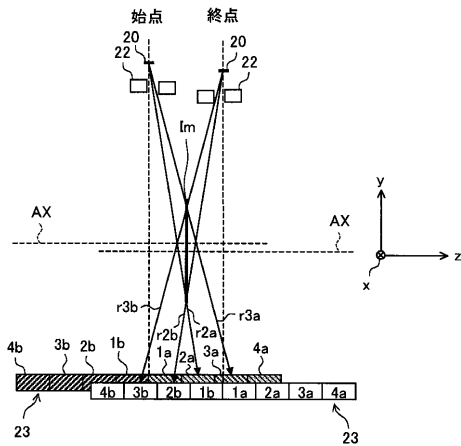
【 図 3 】



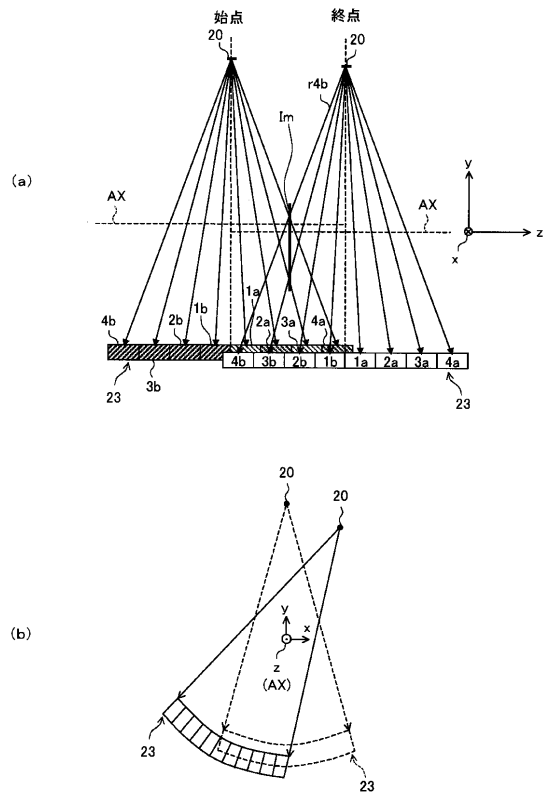
【 図 4 】



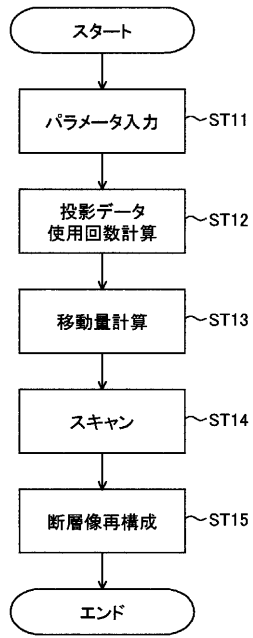
【 図 5 】



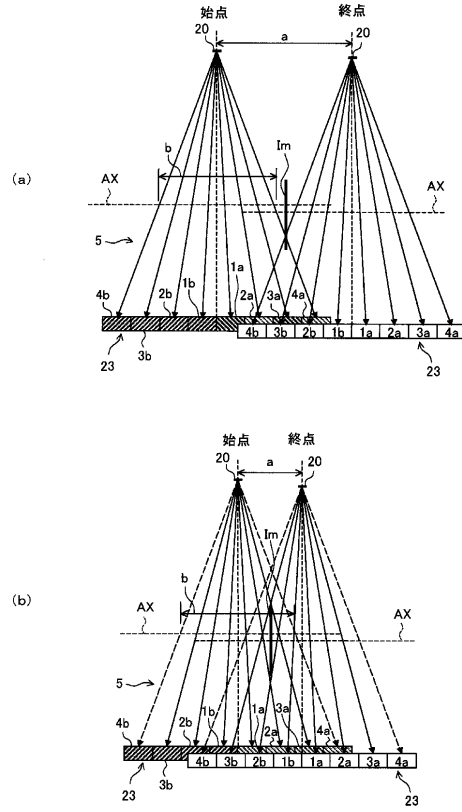
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 森川 琴子

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

Fターム(参考) 4C093 BA08 BA10 CA31 EA14 EB12 EB18 FA16