

(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2007-7217  
(P2007-7217A)

(43) 公開日 平成19年1月18日(2007.1.18)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl.                 | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b> | A 6 1 B 6/03 3 2 0 C | 4 C 0 9 3   |
|                               | A 6 1 B 6/03 3 2 1 D |             |
|                               | A 6 1 B 6/03 3 3 1   |             |
|                               | A 6 1 B 6/03 3 5 0 R |             |

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 頁)

|           |                              |          |   |
|-----------|------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2005-193180 (P2005-193180) | (71) 出願人 | 000003078<br>株式会社東芝<br>東京都港区芝浦一丁目1番1号             |
| (22) 出願日  | 平成17年6月30日 (2005. 6. 30)     | (71) 出願人 | 594164542<br>東芝メディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地 |
|           |                              | (74) 代理人 | 100078765<br>弁理士 波多野 久                            |
|           |                              | (74) 代理人 | 100078802<br>弁理士 関口 俊三                            |
|           |                              | (74) 代理人 | 100077757<br>弁理士 猿渡 章雄                            |
|           |                              | (74) 代理人 | 100122253<br>弁理士 古川 潤一                            |

最終頁に続く

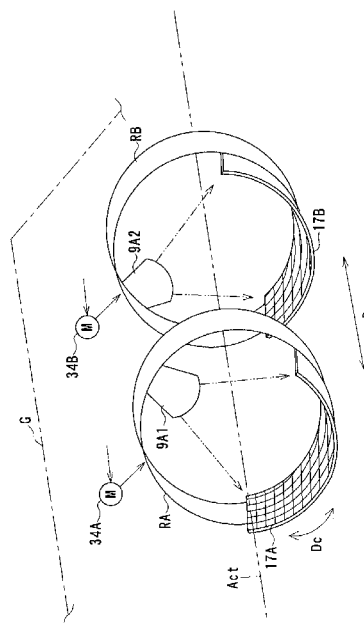
(54) 【発明の名称】 多管球CT装置

(57) 【要約】

【課題】 収集したデータをより有効に利用することができるデータ収集の構成を備えた多管球多管球X線CT装置を提供する。

【解決手段】 多管球放射線CT装置は、被検体を載せる寝台の回転方向に設定された回転中心軸の周りに回転可能な2つの回転リングRA, RBを備えたガントリGを有する。このガントリGには、2つの回転リングRA, RBに搭載され且つX線を曝射する2つのX線管9A1, 9A2と、このX線管9A1, 9A2に寝台を介して相対して複数の回転リングRA, RBそれぞれに搭載され、かつ、X線を検出する複数の検出器15A, 15Bと、2つの回転リングRA, RBそれぞれの回転方向及び回転速度のうち少なくとも一方を、互いの回転体間で独立して制御する制御手段(3, 7, 34A, 34Bと、を備える。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体を載せる寝台の所定方向に設定された回転中心軸の周りに回転可能な複数の回転体を備えたガントリと、

前記複数の回転体に搭載され且つ放射線を曝射する複数の放射線源と、

前記各放射線源に前記寝台を介して相対して前記複数の回転体それぞれに搭載され、かつ、前記放射線を検出する複数の放射線検出器と、

前記複数の回転体それぞれの回転方向及び回転速度のうちの少なくとも一方を、互いの回転体間で独立して制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする多管球放射線 CT 装置。

10

**【請求項 2】**

前記複数の放射線検出器で検出された、前記放射線の検出に応答したデータを収集するデータ収集手段と、

前記データ収集手段により収集されたデータに基づいて前記被検体の画像を再構成する再構成手段と、を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の多管球放射線 CT 装置。

**【請求項 3】**

前記複数の放射線検出器で検出された、前記放射線の検出に応答したデータを収集するデータ収集手段と、

このデータ収集手段により収集されたデータを用いて、前記回転軸の方向における前記複数の放射線検出器の隙間に相当する収集データを補間により求める補間演算手段と、

前記データ収集手段により収集されたデータ及び前記補間演算手段により補間されたデータに基づいて前記被検体の画像を再構成する再構成手段と、を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の多管球放射線 CT 装置。

20

**【請求項 4】**

前記複数の回転体、前記複数の放射線源、及び前記複数の放射線検出器はそれぞれ 2 つ又は 3 つ以上であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の多管球放射線 CT 装置。

**【請求項 5】**

前記放射線は X 線であり、前記放射線源は X 線管であり、かつ、前記放射線検出器は X 線検出であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の多管球放射線 CT 装置。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、X 線管などの放射線源を複数個搭載して、それらの放射線源から放射される放射線を用いて被検体からデータを収集する多管球 CT 装置に関し、とくに、ヘリカルスキャンなどの高密度スキャンを好適に実施可能な多管球 CT 装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、この種の多管球 CT 装置としては、特許文献 1 (特開平 9 - 262230 号公報) に記載された多管球 X 線 CT 装置が知られている。

40

**【0003】**

同文献による多管球 X 線 CT 装置のガントリは、寝台の長手方向の異なる位置にそれぞれ配置された X 線管と X 線検出器との組体を複数 (例えば 2 組)、寝台の回りに回転可能に備え、組体毎に、X 線管から曝射されて寝台上の被検体を透過してきた X 線を X 線検出器で受けるように構成されている。この構成において、さらに、回転軸方向 (すなわちスライス方向、寝台長手方向) における複数の X 線管の間隔を設定する設定手段が備えられている。この設定手段は、例えば、ヘリカルスキャンに使用する、例えば 2 つの X 線管のヘリカルスキャンによる螺旋軌道が互いに等間隔になるように、回転軸方向における複数の X 線管の相互間隔を設定するようになっている。これにより、螺旋軌道のオーバーラップや欠落部分を防止し、画質の低下を抑制しようとしている。

50

【特許文献1】特開平9 - 262230号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した公報に記載の構成のように、複数のX線管が初期状態から回転軸方向にずれて固定されていると、ヘリカルスキャンにおいて、X線検出器の全検出素子列を使用できないなど、収集データを有効利用が十分ではなく、高密度サンプリングが必ずしも十分ではなかった。

【0005】

そこで、本発明は、従来の多管球多管球X線CT装置が抱える状況に鑑みてなされたもので、収集したデータをより有効に利用することができるデータ収集の構成を備えた多管球多管球X線CT装置を提供することを、その目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した目的を達成するために、本発明によれば、その一態様として、被検体を載せる寝台の周り回転可能な複数の回転体を備えたガントリと、前記複数の回転体に搭載され且つ放射線を曝射する複数の放射線源と、前記各放射線源に前記寝台を介して相対して前記複数の回転体それぞれに搭載され、かつ、前記放射線を検出する複数の放射線検出器と、前記複数の回転体それぞれの回転方向及び回転速度のうち少なくとも一方を、互いの回転体間で独立して制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0007】

本発明に係る多管球CT装置によれば、収集したデータをより有効に利用することができるデータ収集の構成を備えた多管球多管球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】

【0008】

以下、本発明に係る1つの実施の形態を、図面を参照して説明する。

【0009】

図1は、本発明に係る多管球放射線CT装置としての多管球多管球X線CT装置の全体構成の概要を説明するブロック図である。なお、この多管球多管球X線CT装置は、放射線源としてのX線管を2個、備えた構成を有しているが、このX線管(放射線源)の個数は2個の限定されるものではなく、その3個以上を備えたいてもよい。

30

【0010】

本実施形態の多管球X線CT装置1は、ヘリカルスキャンにおいて2つのX線管を含むX線ビーム発生源によるX線ビームのスキャンの軌跡が、回転軸方向において互いに等間隔の螺旋軌道となるように制御することができる。なお、この多管球X線CT装置は、連続回転型の第3世代CTをベースに構成されている。

【0011】

図1には、本実施形態に係る多管球X線CT装置1の全体の概略構成を示し、図2には、かかる多管球X線CT装置1に含まれるガントリGに設置した複数組のX線曝射・検出系の配置構成の概要を示す。

40

【0012】

なお、図2の方が分かり易いので、この図を用いて方向を定義しておく。このガントリGには回転体としての2つの回転リングRA, RBが回転可能に設置されている。この2つの回転リングRA, RBは一定の方向に併置されており、これらの回転リングRA, RBの回転中心位置を貫く軸が回転中心軸Actとなる。また、この回転中心軸Actに沿った方向がスライス方向Dsを成し、このスライス方向Dsに直交する方向がチャンネル方向Dcと呼ばれる。後述するように、被検体Pを載せた寝台の天板はスキャン時にはスライス方向Dsに沿って移動可能になっている。

【0013】

50

最初に、多管球 X 線 CT 装置 1 の全体構成を説明する。図 1 に示すように、本実施形態の多管球 X 線 CT 装置 1 は、中央制御ユニット 3 と、高電圧発生器 5 と、架台コントローラ 7 と、2 つの X 線ビーム発生源 9 A , 9 B と、X 線ビーム発生源スライド部 1 1 と、プリコリメータコントローラ 1 3 と、2 つの放射線検出器としての X 線検出器 1 5 A , 1 5 B (以下、単に検出器と呼ぶ) と、データ収集部 ( D A S ) 1 7 A , 1 7 B と、画像再構成ユニット 1 9 と、画像表示ユニット 2 1 と、データ保存ユニット 2 3 と、寝台 2 5 と、寝台コントローラ 2 7 と、天板スライドコントローラ 2 9 とを有している。

【 0 0 1 4 】

中央制御ユニット 3 は、操作者により図示しない入力装置を用いて入力された、例えばヘリカルスキャン条件に基づいて X 線ビーム発生源 9 A , 9 B によるビームのスキャン軌跡が、互いに等間隔の螺旋軌道となるように X 線ビーム発生源 9 A , 9 B の回転方向や回転速度を演算するとともに、X 線ビームの曝射タイミングを演算する。

10

【 0 0 1 5 】

また、中央制御ユニット 3 は、X 線ビーム発生源 9 A , 9 B の駆動条件及び与えられたヘリカルスキャン条件に基づいて、X 線ビーム発生源 9 A , 9 B の回転方向及び回転速度を示す X 線ビーム制御信号と、プリコリメータ幅を示すコリメータ制御信号とを架台コントローラ 7 に出力し、また、前記 X 線ビームの曝射タイミングを示す曝射タイミング制御信号を高電圧発生器 5 に出力し、さらに、データ収集のタイミングを示す収集制御信号をデータ収集部 1 7 A , 1 7 B に出力し、さらに、天板 2 5 a の移動量を示す天板スライド制御信号を寝台コントローラ 2 7 に出力する。

20

【 0 0 1 6 】

高電圧発生器 5 は、中央制御ユニット 3 から出力された曝射タイミング制御信号を基に、X 線管 9 A 1 , 9 B 1 に対し、電子加速用高電圧とフィラメント加熱用電流を供給する。なお、ここでは、2 つの X 線ビーム発生源 9 A , 9 B で 1 つの高電圧発生器 5 を共用しているが、X 線ビーム発生源 9 A , 9 B 毎に高電圧発生器 5 を備えるようにしても良い。

【 0 0 1 7 】

さらに架台コントローラ 7 は、中央制御ユニット 3 から出力されたコリメータ制御信号をプリコリメータコントローラ 1 3 に対して出力する。さらに、架台コントローラ 7 は、中央制御ユニット 3 から出力された回転制御信号に基づいて回転リング R A , R B の回転駆動を制御する。

30

【 0 0 1 8 】

X 線ビーム発生源 9 A , 9 B は、X 線を曝射する X 線管 9 1 A , 9 1 B と、X 線管 9 1 A , 9 1 B の X 線曝射側に設けられたスリット状の開口部 ( 図示せず ) を備えるプリコリメータ 9 B 1 , 9 B 2 を有し、高電圧発生器 5 から供給される電子加速用高電圧とフィラメント加熱用電流によって X 線管 9 1 A , 9 1 B から曝射した X 線をプリコリメータ 9 B 1 , 9 B 2 を介してファンビームとして曝射する。

【 0 0 1 9 】

プリコリメータコントローラ 1 3 A , 1 3 B は、架台コントローラ 7 から出力されたコリメータ制御信号を基に、プリコリメータ 9 B 1 , 9 B 2 をこのコリメータ制御信号に対応するスリット幅 ( プリコリメータ幅 ) にする。

40

【 0 0 2 0 】

検出器 1 5 A , 1 5 B は、X 線ビーム発生源 9 A , 9 B から曝射され、被検体を通過した X 線を電気信号に変換する。

【 0 0 2 1 】

なお、検出器 1 5 A , 1 5 B としては、それぞれ、スライス方向の検出素子列を 1 列だけ備えたシングルスライスタイプであってもよいし、かかる検出素子列を複数列備えたマルチスライスタイプ ( いわゆる 2 次元検出器 ) であってもよい。また、検出器の形状としては、回転軸方向からみて被検体の体表になるべく沿うように形成した X 線入射面が円弧状であってもよいし、直線 ( 平面検出器 ) を成していてもよい。さらに、電気信号の変換部としては、半導体型の検出器であってもよいし、イメージインテンシファイア ( I . I

50

。)を用いた光電変換部を成していてもよい。

【0022】

データ収集部17A, 17Bは、それぞれ、検出器15A, 15Bにより変換された電気信号を中央制御ユニット3から出力された収集制御信号に対応させて収集し、画像再構成ユニット19に供給する。この画像再構成ユニット19は、再構成前に、収集されたデータを所定の前処理に付す前処理ユニットをも有する。このため、画像再構成ユニット19は、データ収集部17A, 17Bから供給される電気信号を中央制御ユニット3から出力された制御信号に基づいて画像データとして再構成する。

【0023】

画像表示ユニット21は、モニタ(図示せず)を備え、画像再構成ユニット19により再構成された画像データを中央制御ユニット3から出力された制御信号を基にモニタ上に表示する。

10

【0024】

さらに、データ保存ユニット23は、メモリや磁気ディスク(図示せず)を備え、画像再構成ユニット19により再構成された画像データを、中央制御ユニット3からデータ保存ユニット23に出力された制御信号に応じて前記メモリや磁気ディスクに保存する。

【0025】

寝台25は、回転軸方向(スライス方向)及び上下方向に移動可能な天板25aから成る。この天板25aの上面には被検体Pが載置される。

【0026】

寝台コントローラ27は、中央制御ユニット3から出力された制御信号を基に、天板25aの移動量を指示する制御信号を天板スライド部29に出力する。このため、天板スライド部29は、寝台コントローラ27から出力された制御信号を基に天板29aを移動させる。

20

【0027】

尚、中央制御ユニット3、画像再構成ユニット19、画像表示ユニット21、データ保存ユニット23および図示しない入力装置によりコンソール31を構成している。この中央制御ユニット3、画像再構成ユニット19、画像表示ユニット21、データ保存ユニット23および図示しない入力装置は、システムバス33aにそれぞれ接続され、相互に信号の送受信が可能である。

30

【0028】

また、高電圧発生器5、架台コントローラ7、X線ビーム発生源9、X線ビーム発生源スライド部11、プリコリメータコントローラ13、検出器15A, 15Bおよびデータ収集部17A, 17Bは、ガントリG内に設けられている。

【0029】

ガントリGには、前述したように、スライス方向Dsに併置された2つの回転リングRA, RBが回転可能に支持されている。これらの回転リングRA, RBは、電動モータなどを有するドライバ34A, 34Bによって互いに独立して駆動(回転)できるようになっている。このドライバ34A, 34Bは、架台コントローラ7から与えられる回転方向及び回転速度を指定する駆動信号に应答して動作する。これにより、ドライバ34A, 34Bは指定された駆動によって、回転リングRA, RBをその周方向に正転又は逆転させることができる。しかも、その回転速度を、回転リングRA, RBそれぞれにおいて互いに、所定速度差の範囲内で違えることができる。

40

【0030】

次に、本実施形態の多管球X線CT装置1の作用効果を説明する。

【0031】

本実施形態に係る多管球X線CT装置にあっては、ユーザから与えられるスキャン条件(ヘリカルピッチ、スライス幅を含む)を中央制御ユニット3が受け付ける。これに応じて、中央制御ユニット3は、それぞれの検出器15A, 15Bで使用する数分の検出素子列に応じてコーン角を決めるプリコリメータ幅を設定し、架台コントローラ7にコリメー

50

タ制御信号を送る。この結果、両方のプリコリメータ9B1, 9B2のコリメータ幅も互いに独立して設定される。これはX線被曝の低減のためにも有効である。

【0032】

また、中央制御ユニット3は、スキャン条件に応じて、2つの回転リングRA, RB、すなわち、それぞれがX線管9A1(9A2)及び検出器15A(15B)から成る2つのX線曝射・検出系SA, SBの回転方向及び回転速度を設定し、架台コントローラ7にその制御信号を送る。

【0033】

この架台コントローラ7からの制御に基づく収集モードを、モード別に図3に例示する。同図(A)は、2つのX線曝射・検出系SA, SBの回転方向及び回転速度が同じに設定される同時収集モードを模式的に示している。このように回転方向及び回転速度が同じ場合、検出器15A, 15Bはその両者をスライス方向に互いに加えた分の検出素子列を有するように一体化された検出器として動作し、例えばヘリカルスキャンが実行される。なお、必ずしもヘリカルスキャンを実施しないでマルチスライススキャンであってもよい。

10

【0034】

つまり、X線管9A1, 9A2からそれぞれ曝射されたX線は、プリコリメータ9B1, 9B2によりコリメートされ、コーンビームとして被検体Pを透過し、検出器15A, 15Bにそれぞれ入射する。これにより、検出器15A, 15Bから収集されたデータはデータ収集部17A, 17Bを介して画像再構成ユニット19に送られる。ヘリカルスキャンの場合には、両系統からのX線ビームが画く螺旋軌跡のヘリカルピッチがスイートスポットとなるように、寝台天板25aの移動速度及び2つのX線曝射・検出系SA, SBの回転速度が設定される。

20

【0035】

このため、2つの検出器15A, 15Bを合体させた多列分の検出素子列によるデータが同時に、つまり同タイミングで収集でき、画像再構成ユニット19における画像再構成の処理に供せられる。

【0036】

この画像再構成において、画像再構成ユニット19は、2つの検出器15A, 15Bの間の物理的な隙間に相当する収集データは、演算により、その近隣の収集データから補間により求めて充填する。画像再構成ユニット19に備える前処理ユニット(図示せず)が、その補正(補間)をするようにしてもよい。補間演算は、線形方式または非線形方式の何れに基づくものであってもよい。これにより、実質的には、実装した検出素子列よりも多数の検出素子列を搭載したと同様の高い収集効率を得る。

30

【0037】

また、図3(B)~(C)は、2つのX線曝射・検出系SA, SBによる非同時収集モードを模式的に示している。この非同時収集モードとしては、回転方向は同じであるが、回転速度が互いに異なる場合(図3(B))、回転方向が互いに反対であり、回転速度が互いに同じ又は異なる場合(図3(C))がある。回転方向が互いに逆の場合、ガントリGの振動抑制にも有効である。

40

【0038】

これらの非同時収集モードのうち、いずれの態様にするかについては、中央制御ユニット3がユーザから指令されるスキャン条件に応じて決める。この収集モードの場合には、それぞれの系の回転速度の値は、ユーザからの指令に応じて所定範囲内で自由に設定することができる。さらに、2つの検出器15A, 15Bのそれぞれにおいて使用される検出素子列は、プリコリメータ9B1, 9B2により、互いに別個に設定されている。

【0039】

この非同時収集モードの場合、2つの検出器15A, 15Bはそれぞれ別個の検出器として動作し、互いに異なるタイミングでデータ収集を行う。つまり、一方の検出器が他方の検出器を追いかけるようにしてそれぞれの系で独立してX線曝射及びデータ収集が行わ

50

れる。このときも、ヘリカルスキャンの場合には、両系統からのX線ビームが画く螺旋軌跡のヘリカルピッチがスイートスポットとなるように、寝台天板25aの移動速度及び2つのX線曝射・検出系SA, SBの回転速度が設定される。この非同時の収集データは共にデータ収集部17A, 17Bを介して画像再構成ユニット19に送られる。また、画像再構成ユニット19では、2つの検出器15A, 15Bの間の物理的な隙間に相当する収集データが、演算により、その近隣の収集データから補間により求めて充填される。画像再構成ユニット19に備える前処理ユニット(図示せず)が、その補正(補間)をするようにしてもよい。補間演算は、線形方式または非線形方式の何れに基づくものであってもよい。このようにして得られた収集データを用いて画像再構成が行われる。

【0040】

10

この非同時収集モードによれば、2つの検出器15A, 15Bの相互間で収集タイミング(収集時のビュー角度)を積極的に違いさせることができ、また、各検出器15A, 15Bにおいて使用される検出素子列(スライス幅)を独立して設定可能である。このため、従来のように、2つのX線曝射・検出系の配置位置を回転軸方向(スライス方向)で互いに構造的に違いを必要もなく、より簡単なシステムでありながら、高密度にサンプリングして、収集データをより有効に利用した画像再構成を行なうことができる。

【0041】

また、患者などの被検体の都合やスキャン条件によっては、同時収集モード及び非同時収集モードを適宜に選択することができる。このため、X線CTスキャンのための設定の自由度も高くなる。

20

【0042】

なお、本発明は上述した実施形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲を逸脱しない限り、公知の構成を用いて更に適宜に変更して実施可能である。例えば、2つのX線曝射・検出系SA, SBについて、回転速度は同じだが、回転方向のみが互いに逆になる単一の収集モードで実行してもよいし、回転方向は同一だが、回転速度を任意にそれぞれの系で設定可能にしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明の一実施形態に係る多管球X線CT装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】実施形態に係る多管球X線CT装置のガントリにおける2つのX線曝射・検出系の配置のジオメトリを説明する図。

30

【図3】実施形態に係る多管球X線CT装置の収集モードを説明する図。

【符号の説明】

【0044】

- 1 多管球X線CT装置(多管球放射線CT装置)
- 3 中央制御ユニット
- 7 架台コントローラ
- 9A, 9B X線ビーム発生源
- 9A1, 9A2 X線管
- 9B1, 9B2 プリコリメータ
- 13A, 13B プリコリメータドライバ
- 15A, 15B X線検出器
- 17A, 17B データ収集部
- 34A, 34B ドライバ
- G ガントリ(架台)
- RA, RB 回転リング(回転体)
- P 被検体

40





---

フロントページの続き

(72)発明者 足立 確

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA09 BA10 CA02 CA03 EA06 EA14 EB17 EB18 EC42

FA12 FA42 FA56 FD07 FE12