

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4497997号
(P4497997)

(45) 発行日 平成22年7月7日(2010.7.7)

(24) 登録日 平成22年4月23日(2010.4.23)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 1 3
A 6 1 B 6/03 3 2 1 Z

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-125831 (P2004-125831)
 (22) 出願日 平成16年4月21日 (2004.4.21)
 (65) 公開番号 特開2005-304782 (P2005-304782A)
 (43) 公開日 平成17年11月4日 (2005.11.4)
 審査請求日 平成19年4月23日 (2007.4.23)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康徳
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (72) 発明者 辻井 修
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ャノン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像撮影装置及びその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線源から照射されたコーンビーム型の放射線を検出する2次元検出面を有する検出器を備えた放射線画像撮影装置であって、

前記放射線源から前記検出器の方向へ照射される放射線に対して被検体を相対的に回転させる回転手段と、

前記回転手段による所定の回転区間ににおいてハーフスキャンを実行することにより、画像再構成のためのハーフスキャンデータとしての放射線データを前記検出器より取得する取得手段と、

被検体の撮影部位情報が胸部を示す場合に、前記被検体に対して、前記回転手段の回転軸と直交する観察方向を前記被検体の正面方向に設定する設定手段と、

前記設定手段で設定された観察方向に基づいて、前記取得手段における前記所定の回転区間の位置を決定する決定手段とを備え、

前記決定手段は、前記観察方向と前記放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置を前記所定の回転区間の開始位置とすることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 2】

放射線源から照射されたコーンビーム型の放射線を検出する2次元検出面を有する検出器と、前記放射線源から前記検出器の方向へ照射される放射線に対して被検体を相対的に回転するための回転手段とを備えた放射線画像撮影装置の制御方法であって、

前記回転手段を回転させる回転工程と、

10

20

前記回転工程における前記回転手段の所定の回転区間においてハーフスキャンを実行することにより、画像再構成のためのハーフスキャンデータとしての放射線データを前記検出器より取得する取得工程と、

被検体の撮影部位情報が胸部を示す場合に、前記被検体に対して、前記回転工程における回転の回転軸と直交する観察方向を前記被検体の正面方向に設定する設定工程と、

前記設定工程で設定された観察方向に基づいて、前記取得工程における前記所定の回転区間の位置を決定する決定工程とを備え、

前記決定工程は、前記観察方向と前記放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置を前記所定の回転区間の開始位置とすることを特徴とする放射線画像撮影装置の制御方法。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の放射線画像撮影装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させるための制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば X 線等の放射線を利用して画像撮影を行う X 線 CT 装置のような、放射線一般を使用して被検体内の放射線特性分布を画像化する放射線撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

20

従来、被検体に対して X 線を曝射し、該被検体を透過或いは被検体で散乱した X 線を X 線検出器で検出し、この X 線検出出力 (X 線のフォトン数) に基づいて被検体の透視画像、断層像或いは三次元画像を形成する X 線 CT 装置が知られている。係る X 線 CT 装置として、コーンビーム CT 装置が開発されている。通常の X 線 CT 装置では、X 線ビームは Z 方向に薄く切り出されており、ファンビームと呼ばれる。これに対してコーンビーム CT (以下、CBCT) では、コーンビームと呼ばれる、Z 方向にも広がった X 線ビームが用いられる。

【0003】

ところで、CT では 180 度 + ファン角をスキャンするハーフスキャン技術が公知である。このハーフスキャン技術においては、計測を開始しようとした時に X 線発生源と X 線検出器を搭載した回転盤が所定の位置 (0°、90°、180°、270° いずれか 1 つの位置) にない場合は、この所定の位置に回転盤が到達するまで待ち、その後計測を開始している。この為、計測を開始しようとした時間に対して、計測開始の時間が不定であり、時間の設定精度が悪いものであった。つまり、検査対象の被検体について断層像を得るには、被検体をスキャナ (ガントリ) の開口部へ挿入し、回転盤を被検体の周囲で 360 度回転させ、予め決められた計測開始角度 (例えば、角度検出器で検出した 0°、90°、180°、270° のいずれか) より計測 (撮影) を開始する。こうして得られた計測データを用いて、画像処理装置で断層像を得るための画像再構成演算を行う。よって、この画像再構成演算はスキャナにより計測されたデータが上記一定の角度 (0°、90°、180°、270° いずれかの角度) から開始するものとして行われる。

30

【0004】

この「開始」とは、ハーフスキャン法での画像再構成では 0° ~ 180° 分の投影データで画像再構成するので、その最初の 0° 相当位置である。つまり、従来例では、この 0° 相当位置が、回転盤の絶対角度である 0°、90°、180°、270° の 4 つのうちのいずれか 1 つとなる。

【0005】

これを実現するための技術が特許文献 1 に提案されている。特許文献 1 によれば、検出した回転盤の角度を付加した計測データが得られ、0° ~ 360° や 0° ~ 180° のデータの開始角度位置、及びこの開始角度位置からの 360° 分や 180° 分のデータが、計測データに付加した角度からわかることになる。かくして計測開始位置が 0°、90°

40

50

、 180° 、 270° 以外に自在に設定できる。更に、こうした 0° 、 90° 、 180° 、 270° の各位置に到達しない角度 ($0^\circ < \theta < 90^\circ$ 、 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 、 $180^\circ < \theta < 270^\circ$ 、 $270^\circ < \theta < 360^\circ$) であっても、計測が行われればその計測開始位置を、 360° 分や 180° 分のデータの計測開始位置として設定できる。

【0006】

他方、ハーフスキャンを使用した心臓イメージングにおいて、スライス型イメージング・システムを用いて周期運動を有する患者の身体部位（心臓）を画像化する技術が特許文献2に提案されている。アキシャルの「ハーフスキャン（half scan）」はN個のセクタに分割されている（ここで、Nは正の整数であり、例えば2を超えるか2に等しい）。なお、「ハーフスキャン」とは 180° 度に1ファン角度を加えた角度に等しいビュー角度範囲にわたってスキャンを実行するものである。特許文献2によれば、少なくともN回の心拍周期にわたって患者の心拍周期の対応する部分中でN個のセクタの各々に対応した画像データを収集することにより、少なくとも1ハーフスキャンを表す画像データが収集される。この公知技術では、1心拍周期あたり収集されるセクタはただ1つである。なお、イメージング・システムがマルチスライス型のイメージング・システムであるような場合には、1心拍周期あたり収集される各スライス毎のセクタがただ1つである。1心拍周期中に取得される各セクタはその心拍周期の実質的に同じ部分内で比較的短時間で収集されるため、異なる心拍周期のこれらの部分から得たこれら短時間スキャンを受けたセクタを合成させることにより最終画像での運動アーチファクトが低減される。ここで「心拍周期の実質的に同じ部分」とは、心拍周期のこれらの部分内における心臓の位置が同様で差がないため、心臓の位置の違いによって診断及び医療目的のために重要である組み立てた画像の劣化が生じることがないという意味である。放射線源をゲート駆動するステップ及び画像データのセクタを収集するステップは、少なくとも、1画像スライスのハーフスキャンを表す画像データが収集されるまで反復される。

【0007】

更に、特許文献3によれば、ハーフスキャンを使用したイメージングにおいては、CTデータのセットに対して、隣接する投影ビュー内に存在する最大不一致度により被検体の動きに起因するアーチファクトが導入される。例えば、フルスキャンでは、スキャンの開始と終了との間での不一致が、典型的には最悪ケースの状態を想定している。循環的な運動（必ずしも定期的とは限らない）を有する被検体をスキャンする場合、被検体がスキャンの開始時と終了時に概ね同じ運動状態にあると運動アーチファクトは最小となる。すなわち、運動の周期がハーフスキャン及びフルスキャンに対するガントリ速度のサイクルと正確に一致している場合に、運動アーチファクトは最小となることが知られている。そこで、運動アーチファクトを最小にするために、複数の投影ビューを収集した後で開始投影ビューを決定することが提案されている。すなわち、再構成に使用する最初と最後のビューの間の差を決定し、この差を最小にするようなビューを開始ビューとして選択する。例えば、運動誘発性アーチファクトを最小にするようなハーフスキャンの開始角度を差分投影により決定する。

【特許文献1】特登録03347765号公報（段落0003および「作用」の欄）

【特許文献2】特開2001-224588号公報（「特許請求の範囲」の欄）

【特許文献3】特開2002-355241号公報（段落0016～0017）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述した特許文献1～3によって提案されている技術は、X線撮影により得られた一回転分のデータ中から適当なハーフスキャン相当のデータを決定して再構成に使用することにより、被写体運動や患者拍動に起因する偽像の発生を低減するものである。このため、ハーフスキャンのデータを得るためにスキャナ（回転盤）を1回転以上回転させる必要がある。しかし、被検者への負担低減や体動エラーの影響の低減といった観点からも、撮影時間は短い方が望ましいので、回転盤の回転スピードを上げるといった対応が必要となる

10

20

30

40

50

。

【 0 0 0 9 】

一方、C B C Tにおいて、肺野のような大きな臓器を1回のスキャンで撮影しようとすると、再構成エラーが生じない程度にコーン角を小さく制限するため、F D D（焦点検出器距離）を2.5m程度に大きくする必要がある。この場合、

(1) ガントリが大型になり、現在流通している臥位型C Tでは部屋に入れるのが困難になり、また、回転時に大きな遠心力が発生するために撮影系を高速に回転できない、

(2) 被写体を回転させるタイプ（被写体回転タイプ）にするとスキャン時間が5～10秒／回転になる。

といった課題が生じる。

10

【 0 0 1 0 】

特に、被写体回転タイプにおいては、体動エラーを小さくするためにも、スキャン時間の短いハーフスキャンの利用に関する要望は強い。更に、患者被曝低減の要望にこたえるためにも、一回転データ中からハーフスキャンデータを選択するといった上述の従来後術による手法ではなく、ハーフスキャン分の撮影そのものを好適なタイミングで実行する技術が求められる。

【 0 0 1 1 】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、画像を再構成するためのハーフスキャンデータを得るために撮影タイミングを好適に制御し、例えば1回のハーフスキャンによっても画像構成に好適なデータを取得可能にすることを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記の目的を達成するための本発明による放射線画像撮影装置は以下の構成を備える。すなわち、

放射線源から照射されたコーンビーム型の放射線を検出する2次元検出面を有する検出器を備えた放射線画像撮影装置であって、

前記放射線源から前記検出器の方向へ照射される放射線に対して被検体を相対的に回転させる回転手段と、

前記回転手段による所定の回転区間においてハーフスキャンを実行することにより、画像再構成のためのハーフスキャンデータとしての放射線データを前記検出器より取得する取得手段と、

30

被検体の撮影部位情報が胸部を示す場合に、前記被検体に対して、前記回転手段の回転軸と直交する観察方向を前記被検体の正面方向に設定する設定手段と、

前記設定手段で設定された観察方向に基づいて、前記取得手段における前記所定の回転区間の位置を決定する決定手段とを備え、

前記決定手段は、前記観察方向と前記放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置を前記所定の回転区間の開始位置とする。

【 0 0 1 3 】

また、上記の目的を達成するための本発明による放射線画像撮影装置の制御方法は、

放射線源から照射されたコーンビーム型の放射線を検出する2次元検出面を有する検出器と、前記放射線源から前記検出器の方向へ照射される放射線に対して被検体を相対的に回転するための回転手段とを備えた放射線画像撮影装置の制御方法であって、

40

前記回転手段を回転させる回転工程と、

前記回転工程における前記回転手段の所定の回転区間においてハーフスキャンを実行することにより、画像再構成のためのハーフスキャンデータとしての放射線データを前記検出器より取得する取得工程と、

被検体の撮影部位情報が胸部を示す場合に、前記被検体に対して、前記回転工程における回転の回転軸と直交する観察方向を前記被検体の正面方向に設定する設定工程と、

前記設定工程で設定された観察方向に基づいて、前記取得工程における前記所定の回転区間の位置を決定する決定工程とを備え、

50

前記決定工程は、前記観察方向と前記放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置を前記所定の回転区間の開始位置とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、画像を再構成するためのハーフスキャンデータを得るための撮影タイミングを好適に制御でき、例えば1回のハーフスキャンによっても画像構成に好適なデータを取得できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好ましい実施形態を、添付図面（図1乃至4）を参照しながら詳細に説明する。 10

【0016】

図1は、本実施形態の概念を説明するための図である。図1は、胸部のアキシャル画像と、ハーフスキャン（180度+ファン角）におけるデータ収集開始位置（START）及び終了位置（END）と、そのハーフスキャンで得られたデータから再構成される体軸に平行な断面像に関する好適な観察方向を示している。ハーフスキャンにおいて、体動が発生するとアキシャル画像では、START方向とEND方向のデータの不一致が顕著となり、START位置とEND位置を結ぶ方向に線状の偽像が発生する。例えば、（a）を例にとると、横方向に走る線状の偽像が生じる。また、（b）の場合には上下方向に、（c）の場合には斜め方向に線状の偽像が生じる。 20

【0017】

ここで、「線状の偽像が生じる」という現象をアキシャル画像で観察する場合、画像中の偽像の発生に関してはハーフスキャンの開始位置には依存しない。つまり、偽像による線の方向が異なるのみで、偽像の強弱は体動の多寡に依存する。しかし、ハーフスキャンデータから再構成されたコロナリ画像とサジタル画像上での、体動に起因する偽像はハーフスキャンの開始位置に依存する。例えば、（a）に示されるハーフスキャンでは、体動が発生すると横ラインの偽像となり、この横ラインはサジタル画像で観察する場合はコントラストが高いパターンとして観察される。しかし、当該横ラインはコロナリ画像で観察する場合は、コントラストが低いパターンとして観察される。理由は、サジタル画像およびコロナリ画像を作成するときに、観察厚み分の足しこみを行うからである。すなわち、（a）の場合、サジタル画像ではSTART - END方向に足しこみが行われるため偽像が強調され、コロナリ画像ではSTART - END方向に直行する方向に足しこみが行われるため偽像は薄められる。同様に、（b）や（c）のハーフスキャンでも、体動に起因する偽像のコントラストが低くなる方向が存在する。つまり、観察方向が決まれば、それに好適なハーフスキャンの開始位置（START）、終了位置（END）が決まることがある。 30

【0018】

より一般化して述べれば、ハーフスキャンの開始位置（START）と終了位置（END）を結ぶ線分の方向が観察方向に対して直交するようにハーフスキャンの区間を決定することにより、当該観察方向からの画像において偽像のコントラストを低減することができる。即ち、観察方向と放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置を上記ハーフスキャンの区間の開始位置とすることで、指定された観察方向の画像における偽像のコントラストを低減する。また、図1の（c）に示されているように、2つの観察方向からの画像について偽像のコントラストを低減する場合は、それら2つの観察方向のなす角度を2等分する線分に対してハーフスキャンの開始位置（START）と終了位置（END）を結ぶ線分の方向が直交するようにハーフスキャンの区間を設定すればよい。即ち、指定された2つの観察方向がなす角度を2等分する方向と放射線源からの放射線の照射方向とが直交する回転位置をハーフスキャンの開始位置とすればよい。また、3つ以上の観察方向が指定された場合は、それら観察方向のうちの両端の観察方向を上記2つの観察方向として扱えばよい。以上のような方法でハーフスキャンの位置を決定することにより、 40

コロナル画像やサジタル画像以外の観察方向にも対応できる。

【0019】

以下、本実施形態のX線撮影装置について詳細に説明する。

【0020】

図2は、本実施形態によるX線撮影装置の構成例を示す図である。X線発生部(X線焦点)11から発射されたX線は、被写体16を透過した後に胸当て板13及び散乱線除去グリッド(図示しない)を通過した後に2次元検出器12に到達する。2次元検出器12は、半導体センサから構成され、例えば1画素が $250 \times 250 \mu\text{m}$ 、センサ外形が $43 \times 43 \text{ cm}$ である。この場合、画素数は 1720×1720 画素となる。2次元検出器12で取得されたデータは、再構成部14に転送されて画像再構成が実行される。X線焦点11と2次元検出器12の幾何学的配置により、ファン角及びコーン角が決定される。本実施形態では、正方形の2次元検出器12を使用しているので、ファン角とコーン角は同じである。
10

【0021】

図3は本実施形態のX線撮影装置のシステム構成を示すブロック図である。本実施形態では、システム全体が1つのコンピュータシステムにより構成されるが、これに限られるものではない。BUS24はコンピュータの内部バスであり、このBUS24を介して当該システム内の各部の間で制御信号やデータの送信受信が行われる。制御部18は不図示のCPUやメモリ(ROM, RAM)を含み、メモリに格納された制御プログラムをCPUが実行することにより各種処理が実現される。インターフェース部21はユーザからの各種指示を制御部18に伝える。制御部18はインターフェース部21からの各種指示に応じて各種処理を実行する。例えば、再構成された画像を主としてどの方向から観察するか(観察方向)がインターフェース部21から指示されると、指示された観察方向を観察方向設定部17に設定する。観察方向設定部17が設定された観察方向によりハーフスキャンのデータ収集開始位置を決定すると、インターフェース部21には撮影準備完了の表示がなされる(不図示)。その後、ユーザより撮影開始の指示が出されると制御部18からの指示により被写体16を載せた回転テーブル15が回転を開始する。なお、観察方向設定部17、インターフェース部21、再構成部14等の処理の一部或いは全てを制御部18のCPUによって実行するようにしてもよい。
20

【0022】

制御部18は例えば回転テーブル15から発生されるエンコーダ信号(不図示)を監視することにより、回転テーブル15の回転速度及び回転位置を検出する。制御部18は、回転テーブル15が所定の速度及び角度に到達したかを確認する。所定の一定速度に到達し、上記決定されたデータ収集開始位置に到達した時点でX線発生部11に信号を送りX線曝射を開始する。なお、エンコーダ信号はデータの積分タイミングの決定にも使用される。
30

【0023】

テーブル一回転あたり25000パルスを発生させるエンコーダを使用する場合に、一回転に対して1000ビューの投影データを収集するとすれば、エンコーダ信号25パルス毎に2次元検出器12からデータが収集されることになる。制御部18では該エンコーダパルスをカウントして25パルス毎に積分信号を発生させて、2次元検出器12に到達したX線量をカウントする。本実施形態においては、X線は連続に発生されることを想定しているが、これに限定されるものでなく、該エンコーダ信号をもとに2次元検出器12の積分区間に合わせてパルス状のX線を発生させるようにしてもよい。2次元検出器12からのデータはBUS24を介して逐次的に再構成部14に転送される。データの転送は、回転テーブル15が所定の回転角度を回転し、所定のビュー数が収集されるまで続く。X線曝射が完了した直後に最後の投影データが収集される。本実施形態では、積分と(狭義の)データ収集が1フレームずれており、N枚目の放射線を積分している間に並行してN-1枚目のデータをAD変換等によりデジタル化(狭義のデータ収集)している。したがって、最後の画像に対する曝射(積分)が終了した直後に、最後のデータ収集が行われ
40
50

ることになる。収集された投影データは、再構成部 14 で 3D ボクセルデータに再構成される。

【 0 0 2 4 】

再構成部 14 は、前処理、フィルタ処理、逆投影処理を実行する。前処理では、オフセット処理、LOG 変換、ゲイン補正、欠陥補正が実行される。また、フィルタ処理では、ラマチャンドラン関数あるいはシェップローガン関数を用いるのが一般的であり、本実施形態でもこれらを使用する。フィルタ処理されたデータは逆投影処理される。これらフィルタ処理から逆投影処理までのアルゴリズムは、例えばフェルドカンプのアルゴリズムを使用して実現できる。逆投影処理が完了して CT の断面画像が再構成されると断面は画像表示手段 19 に表示される。

10

【 0 0 2 5 】

ここで、再構成アルゴリズムは、フェルドカンプのアルゴリズムを使用するが、これに限定されるものではない。フェルドカンプのアルゴリズムに関する参考文献には、フェルドカンプ (Feldkamp) とデイビス (Davis) およびクレス (Kress) が記載した方法 (「実用コーンビームアルゴリズム」 ("Practical Cone-Beam Algorithm") , J.Opt.Soc.Am.A1, 612 ~ 619, 1984 がある。

【 0 0 2 6 】

次に、図 4 に示した本実施形態のフローチャートを用いて、本実施形態による X 線撮影装置の動作を説明する。

【 0 0 2 7 】

先ず、インターフェース部 21 を介して、ユーザによる観察方向の設定が行われる (ステップ S100)。観察方向の設定においては、医師等のユーザが観察方向を直接指定する場合と、撮影部位を指定する場合がある。観察方向を直接入力する場合は、(1) コロナルのみ、(2) サジタルのみ、(3) コロナルおよびサジタル、の 3 種類からの選択となる。当該観察方向入力により、以下の表 1 位に示すようにデータ収集開始位置が決定される。

20

【 0 0 2 8 】

【表 1】

観察方法	データ収集開始位置
①コロナルのみ	側面から開始
②サジタルのみ	正面から開始
③コロナル及びサジタル	側面から45度位置から開始

30

【 0 0 2 9 】

撮影部位の指定によりデータ収集開始位置が決定される場合を表 2 に示す。胸部画像は、一般 X 線撮影と同様の方向であるコロナル画像で診断されることが多く、頭部や腹部画像は一般的に方向性がない。

【 0 0 3 0 】

【表 2】

撮影部位	データ収集開始位置
頭部	側面から45度位置から開始
胸部	側面から開始
腹部	側面から45度位置から開始

40

【 0 0 3 1 】

尚、表 1 および表 2 は制御部 18 のメモリ内にテーブルとして保存されており、インタ

50

フェース部 21 からの指示によりいずれのテーブルを適用するかを設定することが出来る。また、表 1、表 2 のようなテーブルを撮影を依頼する医師毎に作成して、保持しておくことも可能である。この場合、例えばインタフェース部 21 から医師の ID を入力することにより、当該医師に対応したテーブルが選択され、指定された観察方向や撮影部位に応じてデータ収集開始位置が決定される。

【 0 0 3 2 】

次に、回転テーブル 15 に被写体 16 としての被検者を載せ、インタフェース部 21 を介して撮影開始の指示が入力されると、制御部 18 からの指示により回転テーブル 15 が回転を開始する（ステップ S 101、S 102）。制御部 18 は回転テーブル 15 から発生されるエンコーダ信号（不図示）を監視し、所定の一定速度、及び設定されたデータ収集開始位置（開始角度）に到達したかを確認する（ステップ S 103）。所定の一定速度、及び開始角度に到達した時点で X 線発生部 11 に信号を送り X 線曝射を開始する（ステップ S 104）。上述したようにこのエンコーダ信号はデータの積分タイミングの決定にも使用される。本実施形態では、テーブル一回転あたり 25000 パルスを発生させるエンコーダを使用し、一回転に対して 1000 ビューの投影データを収集するものとする。よって、エンコーダ信号の 25 パルス毎に 2 次元検出器 12 からデータが収集されることになる。制御部 18 ではこのエンコーダ信号のパルスをカウントして、25 パルス毎に積分信号を発生させて 2 次元検出器 12 に到達した X 線量をカウントする（ステップ S 105）。即ち、25 パルス周期で検出器による積分の開始と積分地の読みしが行われることになる。なお、本実施形態においては、X 線は連続的に発生されることを想定しているが、これに限定されるものではなく、該エンコーダ信号をもとに 2 次元検出器 12 の積分区間に合わせてパルス状の X 線を発生させてもよい。

【 0 0 3 3 】

2 次元検出器 12 からのデータは B U S 24 を介して逐次的に再構成部 14 に転送される。データの転送は、回転テーブル 15 が所定の回転角度を回転し、所定のビュー数が収集されるまで繰く（ステップ S 106）。回転テーブル 15 が所定の回転角度を回転し、所定のビュー数に達すると、制御部 18 は X 線発生部 11 による X 線の曝射を停止させる（ステップ S 107）。その後、回転テーブル 15 を減速させながら停止まで制御する（ステップ S 108）。

【 0 0 3 4 】

X 線曝射が完了した直後に最後の投影データが再構成部 14 に転送される。制御部 18 は、収集された投影データをもとにした再構成処理を再構成部 14 に指示する。なお、本実施形態では、フレーム毎に（一方向画像毎に）再構成を行っていくものとする。よって、再構成処理回路が高速であれば、データ収集と再構成は同時並行して、データ収集完了とほぼ同時に再構成が完了するようになる。なお、全体のデータ収集が完了してから再構成を開始してもよいことはもちろんある（ステップ S 109）。なお、再構成部 14 は上述した処理により C T の断面画像を再構成し、再構成した断面像を画像表示部 19 に表示して本処理を終了する（ステップ S 110、S 111）。なお、ステップ S 109において再構成される断面画像は、ステップ S 100 で設定された観察方向からの断面画像とするようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

以上説明したように本実施形態によれば、ハーフスキャンであっても特定の観察方向からであれば、体動に起因した偽像の影響の小さい観察画像を提供できることに着目し、コーンビーム C T 装置において、画像の観察方法に適したハーフスキャンの開始位置が自動的に決定される。特に C B C T により等方位画像が収集可能であることを考えると、コロナル画像、サジタル画像での診断が有効になるので、コロナル画像を優先するか、サジタル画像を優先するかで、ハーフスキャンの開始位置を制御し、優先された画像の好適な再構成を可能としている。

【 0 0 3 6 】

なお、上記実施形態では観察方向或いは観察部位の指定によりデータ収集開始位置が決

10

20

30

40

50

定されたが、例えば胸部撮影専用の場合等において、0度、45度、90度といった角度を直接設定するようにしてもよい。なお、上記各実施形態においては、回転テーブル15に胸当て板13が固定されているので、回転テーブル15の回転位置はこの胸当て板13の位置を基準とする。この場合、胸当て板13が放射線源に正対する位置を0度（正面位置）とするように構成するのがよいであろう。また、例えば正面位置をデータ収集開始位置とするような場合、回転テーブル15が回転を開始して定速に達してから回転位置が正面位置に到達するように回転開始時の位置を設定することが好ましい。

【0037】

尚、本発明は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラム（実施形態では図に示すフロー・チャートに対応したプログラム）を、システムあるいは装置に直接あるいは遠隔から供給し、そのシステムあるいは装置のコンピュータが該供給されたプログラムコードを読み出して実行することによっても達成される場合を含む。10

【0038】

従って、本発明の機能処理をコンピュータで実現するために、該コンピュータにインストールされるプログラムコード自体も本発明を実現するものである。つまり、本発明は、本発明の機能処理を実現するためのコンピュータプログラム自体も含まれる。

【0039】

その場合、プログラムの機能を有していれば、オブジェクトコード、インタプリタにより実行されるプログラム、OSに供給するスクリプトデータ等の形態であっても良い。

【0040】

プログラムを供給するための記録媒体としては、例えば、フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、MO、CD-ROM、CD-R、CD-RW、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ROM、DVD（DVD-ROM, DVD-R）などがある。20

【0041】

その他、プログラムの供給方法としては、クライアントコンピュータのブラウザを用いてインターネットのホームページに接続し、該ホームページから本発明のコンピュータプログラムそのもの、もしくは圧縮され自動インストール機能を含むファイルをハードディスク等の記録媒体にダウンロードすることによっても供給できる。また、本発明のプログラムを構成するプログラムコードを複数のファイルに分割し、それぞれのファイルを異なるホームページからダウンロードすることによっても実現可能である。つまり、本発明の機能処理をコンピュータで実現するためのプログラムファイルを複数のユーザに対してダウンロードさせるWWWサーバも、本発明に含まれるものである。30

【0042】

また、本発明のプログラムを暗号化してCD-ROM等の記憶媒体に格納してユーザに配布し、所定の条件をクリアしたユーザに対し、インターネットを介してホームページから暗号化を解く鍵情報をダウンロードさせ、その鍵情報を使用することにより暗号化されたプログラムを実行してコンピュータにインストールさせて実現することも可能である。

【0043】

また、コンピュータが、読み出したプログラムを実行することによって、前述した実施形態の機能が実現される他、そのプログラムの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOSなどが、実際の処理の一部または全部を行ない、その処理によっても前述した実施形態の機能が実現され得る。40

【0044】

さらに、記録媒体から読み出されたプログラムが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込まれた後、そのプログラムの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行ない、その処理によっても前述した実施形態の機能が実現される。

【図面の簡単な説明】

【0045】

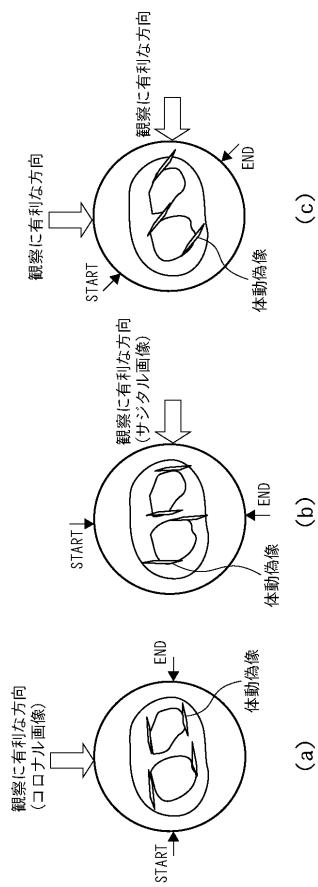
【図1】本実施形態の概念を説明するための図である。

【図2】本実施形態によるX線撮影装置の構成を説明する図である。

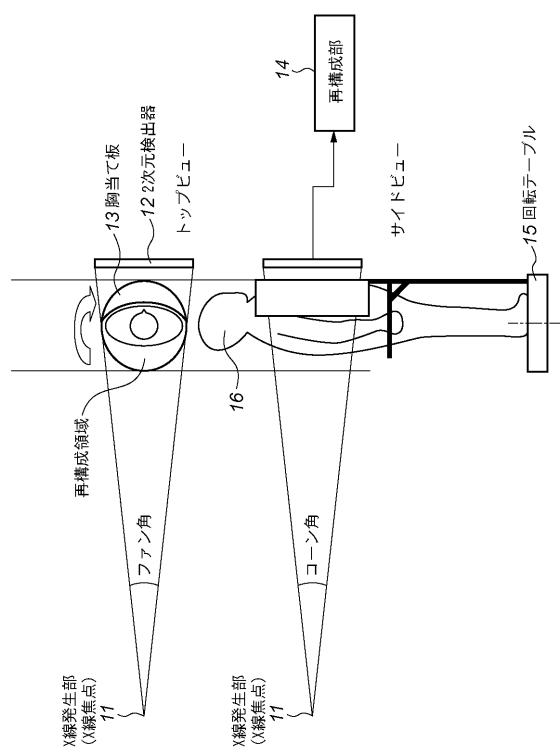
【図3】本実施形態によるX線撮影装置のシステムブロック図である。

【図4】本実施形態によるX線撮影装置の動作を説明するフローチャートである。

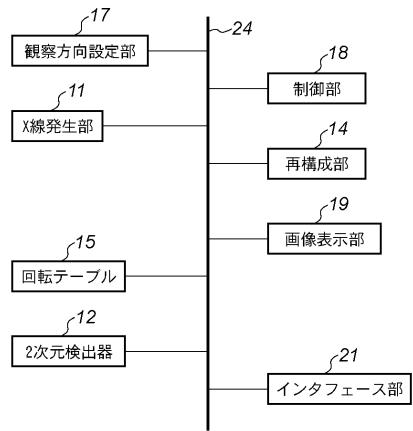
【図1】



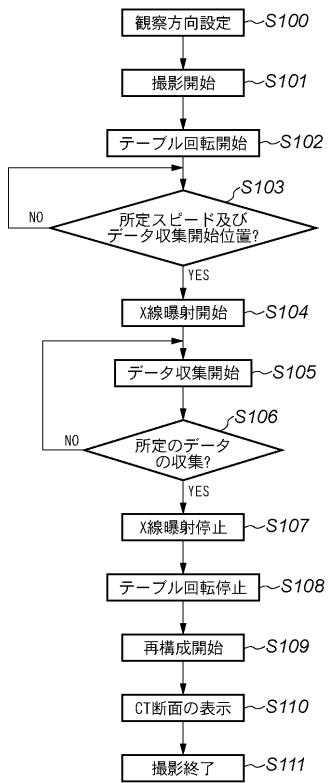
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開平10-211197(JP,A)
特開平10-99317(JP,A)
特開2000-217810(JP,A)
特開平11-290309(JP,A)
特開平8-280664(JP,A)
特開平11-226004(JP,A)
特開2003-319935(JP,A)
特開2001-224588(JP,A)
特公昭51-1398(JP,B1)
米国特許出願公開第2002/97831(US,A1)
特許第3290726(JP,B2)
特許第3298224(JP,B2)
特許第3347765(JP,B2)
特許第3420793(JP,B2)
特開平9-35043(JP,A)
特開2003-10168(JP,A)
特開平9-234192(JP,A)
特許第3378401(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)