

(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2005-296340

(P2005-296340A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 6/03

F I

A61B 6/03 350G

テーマコード (参考)

4C093

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-117003 (P2004-117003)

(22) 出願日 平成16年4月12日 (2004.4.12)

(71) 出願人 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 100092853

弁理士 山下 亮一

(72) 発明者 田代 和昭

東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内

(72) 発明者 海部 紀之

東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内

(72) 発明者 中野 幹夫

東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内Fターム(参考) 4C093 CA08 EB13 EB17 ED07 FC13  
FC25

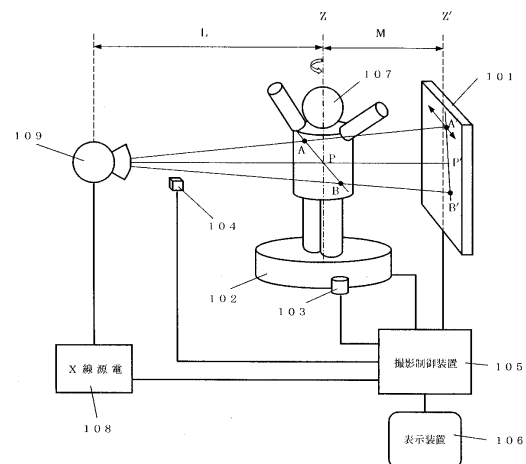
(54) 【発明の名称】 コーンビームX線CT撮影装置とそれを用いた画像取得方法

## (57) 【要約】

【課題】撮影中における被写体の動きを検出し、除去することが可能なコーンビームX線CT撮影装置を提供すること。

【解決手段】本発明に係るコーンビームX線CT撮影装置は、被写体の回転手段と、2個の位置マーカーを前記回転手段の回転軸方向に沿って前記被写体に固定する手段と、X線イメージセンサパネルとを有し、前記X線イメージセンサパネルは前記回転手段と対向配置され、前記被写体の回転に応じて前記被写体と前記位置マーカーのプロジェクション画像を同時に取得することを特徴とする。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被写体の回転手段と、2 個の位置マーカーを前記回転手段の回転軸方向に沿って前記被写体に固定する手段と、X 線イメージセンサパネルとを有し、前記 X 線イメージセンサパネルは前記回転手段と対向配置され、前記被写体の回転に応じて前記被写体と前記位置マーカーのプロジェクション画像を同時に取得することを特徴とするコンビーム X 線 CT 撮影装置。

## 【請求項 2】

更に前記 2 個の位置マーカーを前記被写体の前後面に固定する手段を有することを特徴とする請求項 1 記載のコンビーム X 線 CT 撮影装置。

10

## 【請求項 3】

連続 X 線を前記被写体に照射し、前記 X 線イメージセンサパネルは複数の撮像素子を有し、前記撮像素子は前記被写体と前記位置マーカーのプロジェクション画像を同時に取得する手段を有し、前記 X 線イメージセンサパネルは複数の前記撮像素子からそれぞれの画像信号を並列に読み出す手段を有することを特徴とする請求項 1 記載のコンビーム X 線 CT 撮影装置。

## 【請求項 4】

更に回転軸方向の前記 2 個の位置マーカーの前記画像上の位置を検出する手段と、前記 2 個の位置マーカーを結ぶ直線上の点に対応する前記画像上の位置を前記 2 個の位置マーカーの位置に対応する画像上の位置から検出する手段と、被写体の回転軸を検出する手段と、被写体の動きを検出する手段と、検出したデータに基づき画像処理を行い、断層画像を作成する手段とを有することを特徴とする請求項 3 記載のコンビーム X 線 CT 撮影装置。

20

## 【請求項 5】

X 線源と X 線イメージセンサパネルの間に挟まれて配置された被写体を回転させて撮影されたプロジェクション画像に基づいて断層像を再構成する X 線 CT 撮影装置を用いた画像取得方法において、

前記被写体に 2 個の位置マーカーを回転軸方向に固定し、前記被写体を 1 回転或は半回転させ、回転角に応じたビュー画像撮影を行い、第 1 の位置マーカーと第 2 の位置マーカーを結ぶ直線上の点に対応するプロジェクション画像上の位置に基づいて被写体の位置情報と前記回転軸の位置情報を算出し、画像補正を行うことを特徴とする画像取得方法。

30

## 【請求項 6】

前記第 1 の位置マーカーと第 2 の位置マーカーを結ぶ直線上の点に対応する、第 1 の角度における前記プロジェクション画像上の位置と、第 1 の角度と 180 度位相の異なる第 2 の角度 + 180 度における前記直線上の点に対応するプロジェクション画像上の位置とに基づいて、前記被写体の回転軸が前記 X 線イメージセンサパネル画像面に投影される位置と前記回転軸の傾きを算出し、前記回転軸の位置情報、前記回転軸の傾き情報を用いて画像補正を行うことを特徴とする請求項 5 記載の画像取得方法。

## 【請求項 7】

第 1 の位置マーカーと第 2 の位置マーカーを結ぶ直線上の点に対応する第 1 の角度における前記プロジェクション画像上の位置と、第 1 の角度と異なる第 2 の角度 " の間の複数の角度における前記直線上の点に対応するプロジェクション画像上の位置とに基づいて前記被写体の動きを算出し、前記動きの情報をを用いて各プロジェクション画像に対する補正量を算出し、この補正量を用いて断層画像を再構成することを特徴とする請求項 5 記載の画像取得方法。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被写体の断層撮影を行う X 線 CT 撮影装置に関し、特に 2 次元の X 線イメージセンサパネルを用いたコンビーム X 線 CT 撮影装置に関するものである。更に、生体

50

等の被写体を床面に立たせた状態、或は座位の状態で、対向したX線源とX線イメージセンサの間で回転させ撮影する被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療の様々な分野でデジタル化が進んでいる。X線診断の分野でも、画像のデジタル化のために、入射するX線をシンチレータ（蛍光体）により可視光に変換し、更に撮像素子でかかる可視光像を撮像する2次元X線撮像装置が開発されてきている。デジタル化されたX線撮影装置のアナログ写真技術に対する利点として次が挙げられる。フィルムレス化、画像処理による取得情報の拡大、データベース化等である。

10

【0003】

X線静止画の分野では、2次元X線撮像装置としては、例えば乳房撮影用、胸部撮影用には最大43cmのアモルファスシリコン（a-Si）を用いた大板の静止画撮像装置（フラットパネルディテクタ）が作られている。又、複数の単結晶撮像素子（シリコン撮像素子等）を用いて大板のX線撮像装置を構成する提案がある。単結晶撮像素子としてはシリコンを使ったCCD型撮像素子やMOS型撮像素子、CMOS型撮像素子等がある。

【0004】

X線動画の分野では、入射するX線をシンチレータ（蛍光体）とI.I.（イメージインテンシファイア）により可視光に変換し、CCD型撮像素子を用いたTVカメラでかかる可視光像を撮像する2次元のデジタルX線透視装置やこのTVカメラをフラットパネルディテクタで置き換えたシステムも考案されている。

20

【0005】

更に、X線CT撮影装置へのフラットパネルの応用も考えられている。従来、X線CT撮影装置では、寝台上に横になった被写体の周囲を対向して対になったX線管と検出器が回転しながら撮影する方法が一般的である。これに対し一般的な健常者を対象とした肺癌検診のために被写体を直立或は座位の状態で回転させることができる回転台を設け、この回転台をX線源及びフラットパネルディテクタ等の2次元X線撮像装置に対して回転させながら撮影する装置が考案されており（特許文献1～4等）、これらの装置によれば被写体を立位のまま素早く撮影を開始でき、次の被写体との交代も短時間で済み、全体の撮影時間を短縮することができる。更に、コーンビームX線を用いて高々1回転で撮影を行うので被写体の被爆を低減できる等の検診に適したシステムとして好適である。

30

【0006】

X線源とX線イメージセンサパネルを一体回転させるためのガントリーが不要となるので、X線源とX線イメージセンサパネルとの位置が自由に設定でき、計測時の拡大率や計測部位を変えることができる。又、一般撮影用のX線源を利用でき、ガントリーも不要でシステムのコストを抑えることができる。又、システムの構成が簡単なので車載用に好都合である。本発明で述べるコーンビームX線CT撮影装置の特徴として、検出器は被写体に対して回転軸上を相対的に回転するのみで、回転軸方向に移動することはない。

【0007】

そこで、被写体の関心領域全体を捉えることができる大板の2次元検出器があれば、高々1回の回転で全CT像を再構成する全プロジェクション画像データを取得することができる。

40

【0008】

【特許文献1】特開平5-042132号公報

【特許文献2】特開2000-116635号公報

【特許文献3】特開2000-210280号公報

【特許文献4】特開2000-217810号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

50

従来の被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置を医療用を使用する場合には、被写体となる被写体の拘束時間を極力短くすることが望まれていた。被写体の同一姿勢の保持期間、即ち計測に要する時間を短くするための方法として、被写体の回転速度を上げることが考えられる。

【0010】

しかし、被写体の1回転に要する時間が5秒程度以上必要であり、これより高速に被写体を回転した場合には、被写体は回転感に異常を感じる所謂目が回った状態になってしまうという問題があった。又、被写体を高速に回転させた場合には、被写体に掛かる遠心力も回転速度の上昇と共に大きくなってしまいうので、計測中に被写体が移動してしまうという問題があった。

10

【0011】

撮影部位によっては撮影中の息止めが必要となり、特に胸部撮影等の呼吸による体動が大きい部位を撮影する場合では必ず息止めを実施しなければならない。1回転5秒程度の息止めの時間は比較的長いので、検査中に被検者が不安感を抱き、思わぬ動作や体の震え等から体動アーチファクトが発生してしまったり、検出器の視野から外れてしまったりして撮影が失敗する恐れがあるという問題があった。

【0012】

計測中に被写体が移動してしまうと、再構成によって生成された3次元X線分布像に「ぼけ」或は「ぶれ」が生じ、3次元X線像の画質が低下してしまうという問題があった。そして、この場合の計測データをそのまま使用して画像の再構成を行うと、X線イメージセンサパネルでの収集データの不連続性によって再構成画像に直線状のアーチファクトが生ずるものであった。

20

【0013】

特許文献2（特開2000-116635号公報）には、撮影中に被検者から操作者へ、撮影開始から撮影終了の期間を音声、映像で通知する伝達方法を開示しているが、体動そのものを補正するものではない。

【0014】

特許文献4（特開2000-217810号公報）では、体動を補正するため透過X線像を互いに相異なる複数組に分け、各組毎の透過X線像を再構成して得られたX線分布像毎の鮮鋭度を計算し、該鮮鋭度が最も大きい組の透過X線像に基づいて、被写体のX線断層像を生成し表示する方法が開示されているが、ボケの発生したビュー画像を除去して、これを補完するために必ず1回転のフル撮影が必要となる。前記方法による動き検出を用意するために被写体にマーカーを取り付けることは開示されている。しかしながら、マーカーの数や取り付け方法についての開示はない。

30

【0015】

特開平11-253433号公報には、被写体にマーカーを取り付け、被写体と共に撮影を行い、マーカーのサイノグラムから撮影系のずれや被写体の動きを検出する方法が開示されている。図13にその概念図を示す。マーカーは金属等のX線に対して相当のコントラストを有する部材で作られており、このようなマーカーを被写体の画像に被る位置に設定している。補正精度を上げるには、関心領域にできるだけ近い部分でのずれ、動きを検出する必要があり、関心領域にマーカーを設置することになる。マーカーの存在が関心領域の画像に少なからず影響を与えてしまう。

40

【0016】

特開2002-303592号公報には、被写体撮影前に回転軸近傍にマーカーを設置し、回転像撮影したX線透過像中のマーカーに対するサイノグラムから回転軸の位置や傾きを算出する方法が開示されている。図12にその概念図を示す。しかし、この方法では予備撮影を行う手間は避けられない。

【0017】

特開平6-118030号公報には、回転像を撮影したX線透過像中の被写体の輪郭位置に対するサイノグラムから回転軸の位置や傾きを算出する方法が開示されているが、輪

50

郭位置を抽出するのは解像度の点で問題があり、精度が出せない。

【0018】

本発明の目的は、撮影中における被写体の動きを検出し、除去することが可能なコーンビームX線CT撮影装置を提供することにある。更に、撮影中における回転走査運動の回転中心軸の位置を迅速に算出できるX線CT撮影装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0019】

上記目的を達成するため、本発明は、被写体の回転手段と、2個の位置マーカを前記回転手段の回転軸方向に沿って前記被写体に固定する手段と、X線イメージセンサパネルとを有し、前記X線イメージセンサパネルは前記回転手段と対向配置され、前記被写体の回転に応じて前記被写体と前記位置マーカのプロジェクション画像を同時に取得することを特徴とする。

10

【0020】

又、本発明は、X線源とX線イメージセンサパネルの間に挟まれて配置された被写体を回転させて撮影されたプロジェクション画像に基づいて断層像を再構成するX線CT撮影装置を用いた画像取得方法において、前記被写体に2個の位置マーカを回転軸方向に固定し、前記被写体を1回転或は半回転させ、回転角に応じたビュー画像撮影を行い、第1の位置マーカと第2の位置マーカを結ぶ直線上の点に対応するプロジェクション画像上の位置に基づいて被写体の位置情報と前記回転軸の位置情報を算出し、画像補正を行うことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、複数のCMOS型撮像素子を使った大板のX線イメージセンサパネルと少なくとも2個のマーカにより容易、且つ、高精度に被写体の体動を検出し、高品質のCT画像を提供する被写体回転型コーンビームX線撮像装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下に本発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

【0023】

30

<実施の形態1>

以下本発明について図面を参照して詳細に説明する。尚、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0024】

図1は実施の形態1である被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置の概略構成を説明する図である。図2にそのシステムの構成を示す。109はX線発生装置(X線源)、108はX線源用電源、Xは照射された連続X線、104は信号蓄積型レファレンス素子、107は被写体、102は回転装置(回転台)、Pは回転装置の回転軸、103はロータリーエンコーダ、101はX線イメージセンサパネル、105は撮影制御装置、106は表示装置である。

40

【0025】

X線発生装置109は、一般撮影用の装置を利用し連続X線モードで使用する。撮影制御装置105は管電圧、管電流、照射時間を設定し、照射の開始と停止を制御するのみである。X線発生装置109と回転台102とX線イメージセンサパネル101の幾何学的配置は厳密に設定する。X線焦点からX線イメージセンサパネルに下ろした垂線が回転軸を通るように設定する。X線焦点と回転台102の回転軸Zとの距離をL、回転軸ZとX線イメージセンサパネル101との距離をMとし、LとMを変えることによって透過像の拡大率、コーンビームのコーン角を設定することができる。回転台102とX線イメージセンサパネル101は可動式で幾何学的配置を決定した後にその場所に固定する。

50

## 【 0 0 2 6 】

回転装置 1 0 2 は、撮影制御装置 1 0 5 からの回転制御信号に基づいて回転部分を連続回転させる装置である。回転部分には被写体 1 0 7 を回転中に保持するための保持装置（不図示）が設置されている。回転装置 1 0 2 の回転角度を計測し、撮影制御装置 1 0 5 に出力するロータリーエンコーダ 1 0 3 が設けられている。フルスキャンで 1 回転 3 6 0 度を 1 0 0 0 プロジェクションで撮影する場合、1 プロジェクション当たり 0 . 3 6 度毎に信号を発生する。

## 【 0 0 2 7 】

被写体回転型コーンビーム X 線 C T 撮影装置では、前述のように 1 回転 3 6 0 度を 5 秒とし、1 0 0 0 プロジェクションでフルスキャン撮影をすると 1 プロジェクション当たり 5 m s （ 2 0 0 フレーム / s e c の速度 ）の時間となり、X 線源をパルス駆動することが困難になってくる。特に、一般撮影用の X 線源を使う場合応答の管電流の立ち上がり、立ち下りの悪さから安定的なパルス X 線を照射することが困難になる。

## 【 0 0 2 8 】

そこで、本実施の形態では連続 X 線を用いる構成とした。又、コーンビーム X 線を使った撮影では、この 5 m s の間に全ての領域で時間遅れのない画像を取得する必要がある。そこで、本実施の形態では後述する構造の X 線イメージセンサパネルを使用し、この問題が起こらないようにした。又、回転むらに対応するために後述する信号蓄積型レファレンス素子と X 線イメージセンサパネルを使用した。

## 【 0 0 2 9 】

撮影制御装置 1 0 5 は、X 線イメージセンサパネル 1 0 1 から出力されたプロジェクション画像データを格納する画像データメモリ 2 0 3、補正データを保存する補正データメモリ 2 0 4、画像処理部 2 0 2、装置制御部 2 0 7、蓄積時間制御部 2 0 8、蓄積時間算出カウンタ 2 0 9、回転装置制御部 2 0 6 から成る。撮影制御装置 1 0 5 は、観察者から入力された撮影条件に基づいて、X 線発生装置 1 0 9 からの X 線照射を制御すると共に、X 線イメージセンサパネル 1 0 1 の視野モードの制御、画素数とフレームレートとを制御する。又、撮影制御装置 1 0 5 はロータリーエンコーダ 1 0 3 からの信号に基づいて、蓄積時間制御部 2 0 8 により、信号蓄積型レファレンス素子 1 0 4 と X 線イメージセンサパネル 1 0 1 の蓄積時間を制御する。

## 【 0 0 3 0 】

画像処理部 2 0 2 は、ガンマ補正、画像歪み補正、対数変換及び X 線イメージセンサパネル 1 0 1 の感度むら補正等の前処理、前処理後のプロジェクション画像（投影データ）を基に、被写体 1 0 7 の 3 次元的な X 線吸収係数分布である 3 次元 X 線分布像を生成する再構成、3 次元 X 線分布像に対して周知のボリュームレンダリング処理或は最大値投影処理等の画像処理を施し 3 次元 X 線分布像から X 線断層像或は 3 次元的な 2 次元像である 3 次元 X 線画像の生成を行う。

## 【 0 0 3 1 】

次に、本発明で用いている信号蓄積型レファレンス素子 1 0 4 と X 線イメージセンサパネル 1 0 1 について述べる。

## 【 0 0 3 2 】

図 3 は本発明の信号蓄積型レファレンス素子 1 0 4 の等価回路である。演算増幅器（A m p）3 0 4 の反転端子と出力端子の間に積分容量 C 2（3 0 8）及びスイッチ S W 2（3 0 6）が接続されており、全体として電流積分回路を構成している。読出し用のスイッチ S W 1（3 0 5）が開く直前に、積分回路の積分容量 C 2（3 0 8）を外部のリセットパルスによって放電させる。次に、スイッチ S W 1（3 0 5）が開くと、蓄積期間中の光出力に相当する電荷が電源からフォトダイオード P D の接合容量 C 1（3 0 2）に充電され、フォトダイオード P D の電位は正電位 V 1 に初期化され、その充電電流によって積分容量 C 2（3 0 8）も充電される。そのため、積分回路の出力端子には方形波の積分波形が得られる。読み出し用のスイッチとリセットスイッチは、ロータリーエンコーダ 1 0 3 からの角度信号に基づいて蓄積時間制御部 2 0 8 により作成されたパルス信号により駆動

10

20

30

40

50

される。よって、たとえ回転むらがあったとしても、信号蓄積型レファレンス素子 104 の出力によって、正確に決められた 1 プロジェクション当たりの回転角に応じた時間の X 線量をモニターすることができる。

【0033】

信号蓄積型レファレンス素子 104 は、この等価回路のみに限定されない。外部信号によって設定された時間内のセンサ信号を蓄積し、その積分量を信号として出力できる回路を有するものであれば良い。

【0034】

次に、本発明で用いた X 線イメージセンサパネルの説明を行う。

【0035】

図 4 は 136 mm × 136 mm の CMOS 型撮像素子 401 を、1 枚の基台上に 9 個の撮像素子を 2 次元的に貼り合わせることににより 408 mm × 408 mm の大面積を実現した X 線イメージセンサパネルを示す。CMOS 型撮像素子 401 を用いているので全ての素子から共通の時間に蓄積した電荷を高信号対ノイズ比 (S/N) で読み出せるようにしている。尚、本願明細書で言う撮像素子とは、複数の画素が 2 次元に配列された撮像素子パネルを言う。この CMOS 撮像素子パネルは、後述するように全面が画素領域になっており、複数の撮像素子パネルを基台上に貼り合わせることにによって、画像上繋ぎ目の無い大面積の撮像装置を実現することができる。原理的にその大きさに制限はない。

【0036】

図 5 は図 4 の A - A 線における断面図を示す。

【0037】

シンチレータ 502 はユウロピウム、テルビウム等を付活性体として用いた  $Gd_2O_2S$  や  $CsI$  等から構成される。

【0038】

X 線はシンチレータ 502 に当たり可視光に変換され、撮像素子 401 で検出される。シンチレータ 502 は、その発光波長が撮像素子の感度に適合するように選択するのが好ましい。外部処理基板 505 は撮像素子 401 の電源、クロック等を供給し、又、撮像素子 401 から信号を取り出して処理する回路を有する基板である。フレキシブル基板 503 は、各撮像素子 401 と外部処理基板 505 との電氣的接続を行う。

【0039】

9 枚の撮像素子 401 は基台 504 上に実質的に撮像素子間に隙間ができないように貼り合わされており、実質的に隙間ができないこととは、9 枚の撮像素子により形成される画像に撮像素子間の欠落ができないということである。撮像素子のクロック等や電源の入力や撮像素子からの信号の出力は、撮像素子の端部における外部端子に接続されたフレキシブル基板 504 を通して、撮像素子 401 の裏側に配置された外部処理基板 505 との間で行う。フレキシブル基板 503 の厚さはサイズに対して十分薄く撮像素子 401 の間の隙間を通して、画像上の欠陥は生じない。各撮像素子 401 からの出力は並列に読み出される。後述する撮像素子 401 の一括露光とこの並列読み出しにより、時間的、空間的に繋ぎ目の無い、又、プロジェクション毎に時間遅れの無い高品質の画像を高速で取得することができた。

【0040】

X 線イメージセンサを構成する 1 個の撮像素子 401 を図 6 に示す。

【0041】

現在主流の 8 インチウエハ 301 から CMOS プロセスによって 136 mm × 136 mm の CMOS 型撮像素子基板 401 を 1 枚取りで作成する。医療用の X 線 CT 撮影装置では画素の大きさは、 $500\mu m \times 500\mu m \sim 1mm \times 1mm$  程度に大きくて良い。本実施の形態では、画素サイズは  $500\mu m \times 500\mu m$  としている。又、図 6 に示すように、撮像素子内には垂直シフトレジスタ、水平シフトレジスタが形成され、水平シフトレジスタの近傍の素子端部には外部端子 (電極パッド) 603 が設けられている。この電極パッドは、前述のようにフレキシブル基板 503 との接続に用いられる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

図 7 は本実施の形態の撮像素子の構成（平面図）を示す。

## 【 0 0 4 3 】

本実施の形態では垂直シフトレジスタ 6 0 1 と水平シフトレジスタ 6 0 2 が撮像素子の有効領域に配置され、撮像素子内に複数の画素 7 0 7 が垂直、水平方向に 2 次元に配置されている。又、1つのラインを処理するシフトレジスタの 1 ブロックが 1 ピッチ内に収まるように配置されており、これらのブロックを並べて一連の垂直シフトレジスタブロックとし、水平シフトレジスタブロックとする。これらのブロックは垂直方向、水平方向に直線状に延びている。

## 【 0 0 4 4 】

更に、少なくとも受光領域は全画素で等しい面積とする。図 7 においては、1 画素回路の面積、1 画素回路内の受光領域の面積はセル間で等しい。又、全てのセル間で受光領域の面積を等しくするのが好ましいが、撮像素子端部にある 1 ライン内のセル内における受光領域の面積はスライス用のマージンを取るために、内部にあるセル内の受光領域の面積とは異なることはあり得る。

## 【 0 0 4 5 】

又、図 8 において、外部端子 6 0 3 上にバンパ 7 0 1 が設けられ、このバンパ 7 0 1 には静電気から内部回路を保護するための保護抵抗 7 0 2 と保護ダイオード 7 0 3 が接続されている。この外部端子 6 0 3 は前述のようにフレキシブル基板 5 0 3 との接続に用いられる。尚、撮像素子内にマルチプレクサを作り込むのは、撮像素子での動作を早くするためである。又、撮像素子からは外部端子 6 0 3 を経由して外部に信号を取り出すが、この外部端子 6 0 3 の周りには大きな浮遊容量がある。従って、外部端子の前段にアンプを設けることにより信号の伝送特性を補償することができる。

## 【 0 0 4 6 】

図 8 は垂直シフトレジスタの単位ブロック（1 行を選択し駆動するための単位）を 1 領域（1 セル）に 1 画素回路と共に配置した様子を示す。

## 【 0 0 4 7 】

1 画素回路は図 1 に示すものである。単位ブロックと画素回路の面積は、模式図のため実際の素子レイアウトを反映してない。垂直シフトレジスタはリセット信号 R E S、クランプ信号 C L、選択信号 S E L 1 を作成するためにスタティック型シフトレジスタと転送ゲートで構成した簡単な回路を示す。リセット信号 R E S、クランプ信号 C L、選択信号 S E L 1 以外の信号線は省略した。これらはクロック信号線（不図示）からの信号により駆動される。シフトレジスタの回路構成は、この限りではなく、加算や間引き読み出し等の様々な駆動方法により任意の回路構成をとることができる。但し、本実施の形態のように機能ブロックを 1 つのセルの中に画素回路と共に配置し、有効領域にシフトレジスタを設け、全面有効領域の撮像素子を実現するものとする。

## 【 0 0 4 8 】

図 9 は 1 画素回路を示す。

## 【 0 0 4 9 】

光電変換部での k T C 補正を画素内で行うようにし、更に感度切り替え手段を画素内に設けることで、感度（ダイナミックレンジ）をモード切り替えで実現している。感度を上げるためにフォトダイオード P D の容量は極力小さくする。このときダイナミックレンジが縮小する。そこで、ダイナミックレンジ確保のため容量 C 1 をフォトダイオード P D と並列に設けている。

## 【 0 0 5 0 】

M 1 は感度を切り替える切り替えスイッチである。電荷を蓄積するフォトダイオード容量 C<sub>PD</sub> は撮影時に最大感度となるよう最小容量に設計する。M 2 はフォトダイオード容量 C<sub>PD</sub> に蓄積された電荷を放電するためのリセット M O S トランジスタ（リセットスイッチ）、M 3 は画素アンプ 1 を選択するための選択 M O S トランジスタ（選択スイッチ）、M 4 はソースフォロワーとして機能する増幅 M O S トランジスタ（画素アンプ 1）である。

10

20

30

40

50



同一ウエハ上の画素毎に、これらの回路要素を作りこむことで、M4のゲート部の容量も極力小さくでき、感度の向上を実現できた。

#### 【0051】

従来CT用の信号アンプにはダイナミックレンジの観点からソースフォロワーは適さず使われることはなかったが、本実施の形態ではフォトダイオード部における感度切り替えを導入することで、ソースフォロワー構成を採用できた。画素毎にソースフォロワーとすることにより、感度を大幅に向上でき、コーンビームX線CT撮影装置に好適なX線イメージセンサパネルを実現できた。更に、画素毎にソースフォロワーを有するので非破壊読み出しが可能となった。この非破壊読み出し機能により、本読み出しと独立に様々なデータ読み出しができる。例えば、画素毎にフォトダイオードに蓄積される電荷量をモニターする機能を持たせ、これを外部に非破壊で読み出し、飽和に達する前に感度を切り替えるということもできる。

10

#### 【0052】

この画素アンプ1の後段にはクランプ回路が設けられている。このクランプ回路により光電変換部で発生するkTCノイズを除去する。 $C_{CL}$ はクランプ容量、M5はクランプスイッチである。

#### 【0053】

ノイズ除去は次のような動作により行うことができる。スイッチM5をオンして画素アンプM7側にあるクランプ容量 $C_{CL}$ の電極を一定の電位にする。この状態でリセットスイッチM2によりフォトダイオードPDをリセットすると、ノイズ成分が増幅MOSトランジスタM4（画素アンプ1）側にあるクランプ容量 $C_{CL}$ の電極に蓄積される。スイッチM5をオフした後フォトダイオードPDの信号電荷蓄積を行うと、増幅MOSトランジスタM4（画素アンプ1）側にあるクランプ容量 $C_{CL}$ の電極電位はフォトダイオードの信号（ノイズ成分を含む）からノイズ成分が引かれた分変動し、クランプ容量 $C_{CL}$ のアンプ増幅MOSトランジスタM7（画素アンプ2）にもノイズ成分が除去された分電位が変動することになる。こうして、クランプ容量 $C_{CL}$ にはノイズ成分が除去された信号が保持されることになる。

20

#### 【0054】

クランプ回路の後にサンプルホールド回路を設けている。M6は画素アンプ2を選択するための選択MOSトランジスタ（選択スイッチ）である。M8は光信号蓄積用のサンプルホールド回路を構成するサンプルMOSトランジスタスイッチ、CH1はホールドコンデンサである。又、M10はソースフォロワーとして機能する増幅MOSトランジスタ（画素アンプ3）であり、M9は画素アンプ3を選択するための選択MOSトランジスタ（選択スイッチ）である。M11はノイズ信号蓄積用のサンプルホールド回路を構成するサンプルMOSトランジスタスイッチ、CH2はホールドコンデンサである。M13はソースフォロワーとして機能する増幅MOSトランジスタ（画素アンプ3）であり、M12は画素アンプ3を選択するための選択MOSトランジスタ（選択スイッチ）である。

30

#### 【0055】

一般にCMOS型撮像素子等の増幅型撮像素子では、読み出し時の信号対ノイズ比（S/N）を改善するために内部に増幅手段（画素内アンプ）を設けて信号の利得を増大させている。本実施の形態の撮像素子では、増幅手段として用いられるMOSトランジスタのソースフォロワーを用いている。一般にMOSトランジスタの閾値 $V_{th}$ はばらつき易い。このばらつきは素子の設計及び製造に固有のものであり、画素毎、素子毎に変化するという点で悪質である。特に、本実施の形態に用いるような大型の撮像素子では、素子内のばらつきが大きくなり勝ちである。又、複数枚の撮像素子を用いる場合、素子間のばらつきも大きい。このばらつきは、固定的な出力のばらつき、所謂固定パターンノイズ（FPN）、不均一なバックグラウンド画像として現われる。

40

#### 【0056】

又、MOSトランジスタには1/fノイズ（フリッカ・ノイズ）や熱雑音が発生し易く、これはランダムノイズであるため、ランダムなバックグラウンド画像を生じる。デバイ

50

ス設計的にはM O Sトランジスタのチャンネル長をL、チャンネル幅をWとすると、熱雑音は $(L/W) \cdot 1/2$ に比例し、 $1/f$ 雑音は $L \cdot W$ に反比例するので、M O Sトランジスタの雑音を小さくするにはチャンネル長Lを最小とし、チャンネル幅Wを大きく設定すれば良いが、特に大きなノイズ源となるアンプとしてのソースフォロワーのチャンネル幅Wを大きく設定すると、ゲート・ドレイン間の寄生容量が大きくなり、ゲインを落としてしまい感度の低下を招いてしまうので実施が難しい。

#### 【0057】

本実施の形態では、本質的に $1/f$ ノイズが小さいP M O Sトランジスタを少なくともソースフォロワーとして使用している。これにより、N M O Sトランジスタに比べ $1/10$ 程度の大きさに低減できる。又、シンチレータを通り抜けたX線が直接トランジスタに当たってもP M O SトランジスタはN M O Sトランジスタに比べX線耐久性が強い(リーク電流増加、閾値 $V_{th}$ 変動が少ない)ので更に好適である。

10

#### 【0058】

又、閾値 $V_{th}$ は温度によって指数関数的に変化してしまうので、撮影中に各ソースフォロワーが1以下の温度差を持って出力の変動として現われてしまう。本発明のように複数の撮像素子から構成されるX線イメージセンサの場合、各撮像素子毎に温度依存が異なると、この僅かな変動も補正エラーを起こしてしまう。X線CT撮影の場合1つの撮像素子でも補正エラーがあると、画像上非常に目立つリングアーチファクトが発生し問題となる。そのため、サンプルホールド回路の2つのソースフォロワーでは、後述するようにレイアウト的に閾値 $V_{th}$ のばらつきが極力ない配置構造とし、更に動作中に温度差が発生しない機構とした。

20

#### 【0059】

そこで、前述のように画素内に光信号用とノイズ信号用のサンプルホールド回路を設け、光信号とノイズ信号を露光とは独立して保存すると共に、サンプルホールド回路からは同時に出力(各列2線出力)する構造としている。

#### 【0060】

前述のように連続X線を用いたコーンビームX線CT撮影においては、各プロジェクション画像は全画面を同一時刻、同一蓄積時間で駆動させて取得する必要がある。そのために各画素内にメモリを設ける構造を採る。同一時刻、同一蓄積時間でのあるプロジェクション画像信号を画素内メモリに保存し、次のプロジェクション画像を取得している間に、保存したプロジェクションデータを並列読み出しにより高速に読み出すことができる。このように画像信号を露光と独立に保存させるための手段(画素内メモリ)として、このサンプルホールド回路は先ず機能する。前述の撮像素子の並列読み出しと合わせ、これらの構造と機能により従来実現できなかった大面積でのコーンビームX線CT撮影を実現できた。

30

#### 【0061】

更に、この回路にはノイズ除去の機能を持たせている。光信号とノイズ信号は非常に速い時間差で、画素アンプ1からサンプルホールド回路に取り込まれるので、低周波数で大きい $1/f$ ノイズを無視することができる。

#### 【0062】

又、この回路を利用して画素アンプでの熱ノイズ、 $1/f$ ノイズ、F P Nを除去している。2つのサンプルホールド回路素子のばらつきは、コンデンサを極力画素内の近傍に配置し、出力のソースフォロワーは、これを通常のM O S回路レイアウトで用いられるクロス配置とし、閾値 $V_{th}$ のばらつきを極力減らす工夫を行うことで極力減らしている。このように本実施の形態のサンプルホールド回路は一括露光のための画素毎の蓄積手段として働き、又、ノイズ除去のための手段としても働き、又、温度変化による撮像素子間の出力変動を解消する働きを持たせた。

40

#### 【0063】

本実施の形態では各プロジェクション画像取得時刻の制御を、ロータリーエンコーダ103から出力される角度信号を用いて行う。読み出し用のスイッチとリセットスイッチは

50

、ロータリーエンコーダ 103 からの角度信号に基づいて蓄積時間制御部 208 により作成されたパルス信号により駆動される。

【0064】

ロータリーエンコーダ 103 から出力される角度信号は、蓄積時間制御部 208 に送られ、この信号に基づいて一括リセットのタイミングと一括露光の動作タイミングパルスが作成される。これらの動作タイミングとサンプルホールド回路の動作タイミングを制御し、各プロジェクション画像内で時間遅れが生じないように、又、1 プロジェクションの角度に対する蓄積時間の間プロジェクション画像 信号が蓄積され、出力される。これによりたとえ回転台に回転むらがあったとしても、正確に決められた 1 プロジェクション当たりの回転角に応じた時間のプロジェクション画像を取得することができる。

10

【0065】

この蓄積時間は、前述の信号蓄積型レファレンス素子 104 の蓄積時間と完全に同期が取れている。

【0066】

次に、X 線イメージセンサパネルの動作について述べる。

【0067】

光電変換はフォトダイオード PD で行う。露光は一括露光であり、各撮像素子の全画素で同一のタイミング、期間で行う。よって、撮像素子間、走査線間での画像の時間的ズレは一切生じない。

【0068】

ロータリーエンコーダから N 番目のプロジェクションの始まり角度に対応する信号が蓄積時間制御部に送られ、同時に蓄積時間制御部から全画素一括で信号 SH1 をハイレベルとし、サンプルスイッチ M8 をオンすることで前のプロジェクションで蓄積されたノイズの除去されている光信号を画素アンプ 2 (M7) を通して容量 CH1 に一括転送する。

20

【0069】

全画素一括で信号 RES をハイレベルとし、リセットスイッチ M2 をオンすることでフォトダイオード容量  $C_{PD}$  がリセットされる。リセットが終了した時点から N 番目のプロジェクションに対応する信号蓄積が始まる。信号 SH1 は蓄積時間制御部により制御され、その他の信号は、SH1 に応じて決定されるので、フォトダイオードでの信号蓄積はプロジェクション毎に制御されることになる。

30

【0070】

信号 CL をハイレベルとし、クランプスイッチ M5 をオンすることでクランプ容量  $C_{CL}$  を基準電圧にセットする。

【0071】

全画素一括で信号 SH2 をハイレベルとし、サンプルスイッチ M11 をオンすることで基準電圧に設定されたときのノイズ信号を容量 CH2 に転送する。次いで、全画素一括で信号 SH2 をローレベルとし、光信号、ノイズ信号のサンプルホールド回路への転送保持を終了する。

【0072】

次いで、シフトレジスタ VSR に入力される信号により信号 SEL2 を各行毎にハイレベルとし、選択スイッチ M9, M12 をオンすることで負荷電流源と画素アンプ 3, 4 (M10, M13) で構成されるソースフォロワー回路を動作状態とする。これにより、ホールド容量 CH1, CH2 に保持された光信号とノイズ信号とを画素アンプ 3, 4 を通して同時にノイズ信号出力線と光信号出力線に転送する。

40

【0073】

信号蓄積型レファレンス素子の蓄積時間は、同様に蓄積時間制御部から SW1, SW2 を制御し、X 線イメージセンサパネルと同じ蓄積時間でプロジェクション毎の信号を蓄積出力する。

【0074】

本実施の形態の被写体回転型コーンビーム X 線 CT 撮影装置における被写体 1 回転分の

50

プロジェクション画像の収集手順を説明する。

【0075】

先ず、観察者が被写体107を保持装置に固定する。次に、観察者が図示しない操作卓から計測の開始を指示すると、撮影制御装置105からの制御信号に従ってプロジェクション画像（投影データ）の計測が開始され、回転装置102が回転を開始する。このとき、ロータリーエンコーダ103から撮影制御装置105に回転角度が出力される。

【0076】

撮影制御装置105は、回転装置102の回転角が所定の角度に達したことを検出した場合、X線発生装置109から直ちに連続X線を照射させる。X線発生装置109からのX線の照射と共に、撮影制御装置105はX線イメージセンサパネル101を制御して、被写体107のプロジェクション画像を取得する。デジタル化されたプロジェクション画像である投影データとして撮影制御装置105に出力される。撮影制御装置105は、X線イメージセンサパネル101で撮影されたプロジェクション画像を回転装置102の回転角、即ち投影角と共に収集し、データメモリ203に格納し、引き続き所定の角度毎に行い、1回転分のプロジェクション画像の撮影が終了する。

【0077】

全周分のプロジェクション画像の撮影（収集）が終了したならば、撮影制御装置105は回転装置102の回転を終了させる。画像処理装置202では、画像データメモリに保存されたプロジェクション画像を、既に補正データメモリに保存されていた補正データを用いて、各プロジェクション画像のガンマ補正、画像歪み補正、対数変換及びX線イメージセンサパネルの感度むら補正等の前処理を行う。更に、プロジェクション画像に基づいて、3次元X線分布像を再構成する。更に、3次元X線分布像に対して周知のボリュームレンダリング処理或は最大値投影処理等の画像処理を施し、3次元X線分布像から3次元的な2次元像である3次元X線像を生成し、表示画面106上に3次元X線像を表示する。

【0078】

次に、本実施の形態の被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置を用いて、被写体の体動を検出する、サイノグラムと呼ばれる曲線を利用した検出方法について図1及び図10(a)、(b)を用いて説明する。

【0079】

本実施形態においては被写体回転軸の画像上の位置は予備測定により決定されているものとし、被写体の回転時の体動のみの検出と補正について述べる。

【0080】

上記のような被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置により被写体を回転して撮影して得た投影画像中の被写体の或る点に着目してこれを追跡点とする。

【0081】

投影画像中X方向とY方向を図10(a)に示すように設定する。Z'は回転軸Zの投影されたものとする。本実施形態においては、図1に示すように、プロジェクション画像撮影時に、被写体107にAとBの位置マーカーを被写体107の前面に設置する。Pは位置マーカーABを結んだ直線上の点である。A', B', P'はX線イメージセンサパネル101で取得された投影画像上のA, B, Pに対応する点である。P点は仮想直線上にあり、どこの点を取っても構わない。前述のように、本実施形態のX線イメージセンサパネルは、繋ぎ目の無いプロジェクション画像を提供できる。更に、X線の入力面が完全に平坦であるので、仮想直線ABは、画像上の仮想直線A'B'に一对一で完全対応する。P点对应するP'点の位置も容易に知ることができる。

【0082】

位置マーカーには、X線吸収率の高い物質を用いる。具体的には、マーカーは、鉛、タングステン、ステンレス等作ったの円盤、球等である。本発明によれば、位置マーカーは撮影画面のどの位置に設置しても構わない。X線イメージセンサパネルの画像領域内であれば関心領域を外れた場所でも良い。よって、関心領域に全く影響しないので位置マーカー

10

20

30

40

50

ーにはできるだけX線吸収率が大きく、且つ、小さいものを利用することができる。それにより精度の高い位置マーカの検出を行うことができる。被写体に位置マーカを設置してX線CT画像を撮影する通常の方法では、アーチファクトの生成をなるべく抑えるために、X線吸収率の高過ぎるマーカを用いることはできない。

#### 【0083】

追跡点の設定は取り込んだ投影画像（プロジェクション画像）を画像処理して行う。位置マーカはコントラストの大きい材料で作成されているので、ガンマ処理等で、先ず2個の位置マーカに対応する画像上の点A'、B'を検出する。次に、この2点を結ぶ直線を計算し、必要な追跡点を必要な場所、必要な個数設定する。以下の説明では追跡点として位置マーカに対応する点A'、B'と中央近くのP'点のみで説明を行う。

10

#### 【0084】

追跡点A'の各回転角度におけるX方向の軌跡は、図10(a)中の矢印の方向に往復運動を示す（コーン角は十分小さく、ここではY方向の動きは無視する）。縦軸に回転角度を取り、横軸にX方向を取って、この軌跡のX方向の位置を示すと図10(b)のようなサイノグラムと呼ばれるサイン曲線が得られる。

#### 【0085】

被写体の体動が無い場合、撮影開始点（回転角度 = 0度のとき）と撮影終了点B（回転角度 = 360度のとき）とでは、X線イメージセンサパネルの検出位置は一致し、しかも曲線は完全なサイン曲線となる。

#### 【0086】

ところが、撮像系のずれや、被写体の体動がある場合のサイノグラムは、図10(b)に示すよう撮影開始点と撮影終了点とでは、X線イメージセンサパネル101の検出位置にずれが生じ、破線のように理想状態での実線に対してずれた曲線を描く。X方向の位置は理想的には $k \cdot \cos(\quad)$ の形になる。又、重心のY方向の位置座標は理想的には定数である。kは位置マーカと回転軸投影位置との距離によって決まる定数である。

20

#### 【0087】

よって、X線イメージセンサパネル101上の追跡点のサイノグラムを利用することで体動を検出することができる。

#### 【0088】

本実施の形態の特徴は、追跡点となる点を任意に最適なものを最適な数設定できることにある。しかも、フラットなX線イメージセンサパネルを使っているので追跡点の設定が容易である。被写体回転型の場合、臥位に比べ体動を起こし易く、更に体の部位によって変化が異なることも多い。例えば腰部は固定ベルト等で比較的動きを少なくすることはできるが、上半身は患者の負担等を考えると固定が十分にできず体動が大きくなる可能性がある。

30

#### 【0089】

体動を検出するには体軸方向に沿って複数点で検出できるのが望ましい。位置マーカ2個を体軸方向に沿って被写体に固定することにより、この2点ばかりでなく、この2点を結んだ直線上の全ての点を体動検出の追跡点として利用することができる。しかも、最低2個の位置マーカがあれば良い。2点を決めればそれを通る直線を1本決めることができる。しかも、この直線上の全ての点はX線イメージセンサパネル上に投影された2個の位置マーカの像を結ぶ線上の点と一対一に対応している。そこで、画像上の仮想の点を追跡点としてサイノグラムを利用する方法により各部での体動を検出することができる。

40

#### 【0090】

このように検出した各部の体動データに基づき補正を行う。体動補正回路により、理想曲線からのずれ（補正量）計算し、実測データの補間処理を行う。体動補正回路は画像処理部に含まれる。これにより被写体の体動によるアーチファクトを低減することができる。補正を行う角度範囲は、ずれのデータにより適宜決定し、ずれの大きいところでは細かく角度を設定して補正すれば良い。

50

## 【0091】

具体的には撮影開始点S（ $\theta = 0$ 度）と中間点（ $\theta = 180$ 度）と撮影終了点E（ $\theta = 360$ 度）におけるずれに着目し、そのずれ量だけ点S'を点Sへ、点M'は点Mへ、点E'は点Eへシフトさせる。全ての角度においても同様の補間処理を行う。このような補間処理により、被写体の動きによるアーチファクトは低減することができる。

## 【0092】

これによって、撮影中におけるX線源109とX線イメージセンサパネルとのずれや被写体の体動等に起因するずれが補正され、ぼけの無い鮮明な3次元のCT撮影画像が得られるのである。上記の例ではY軸方向については定数として扱っているが、Y方向についてもX軸方向と同様に補正できる。全ての方向の機械的ずれや被写体の体動を補正して鮮明な3次元のCT撮影画像を得ることができるのである。

10

## 【0093】

本実施の形態においては、被写体にAとBの位置マーカを被写体の前面に設置したが、位置マーカの固定場所、数はこれに限定されない。例えば、被写体の全面上部に1個、背面下部に1個を固定し、この2点を結ぶ直線を想定すると、体動をより大きく捕らえることができる。

## 【0094】

P点はAとBを結ぶ直線上のAB間としたが、直線を延長したA、Bの外側に設定しても構わない。高々2点ABを位置マーカで定義することにより、それを通る直線が一義的に定義され、プロジェクション画像のY方向に関しては、任意の場所を選択できるということが最大の効果である。よって、2点の位置マーカは診断領域を外れた場所にも設定できるので、位置マーカを被写体に固定し、診断撮影と同時に撮影しても何ら問題となることはない。

20

## 【0095】

## &lt;実施の形態2&gt;

実施の形態1では、回転軸の画像上の位置は既知とした例を示したが、本実施の形態では被写体撮影時に回転軸の画像上の位置を検出し、決定する例を示す。

## 【0096】

実施の形態1で述べたようにX線発生装置109と回転台102とX線イメージセンサパネル103の幾何学的配置は厳密に設定する必要がある。X線焦点と回転台102の回転軸Zとの距離をL、回転軸ZとX線イメージセンサパネル101との距離Mとする。回転台102とX線イメージセンサパネル101は可動式で幾何学的配置を決定した後、その場所に固定する。

30

## 【0097】

従来は被写体107が設置される回転台102の回転軸Z上に棒状のファントムを設置し、これを回転走査させて予備撮影を行う。このとき収集された半周分乃至全周分の透過X線画像データに対して、平均処理や画像再構成処理等と同様の画像処理を行うことで、回転走査運動の回転軸Zが投影されるX線イメージセンサパネル101の検出画素の位置Z'を算出している。

## 【0098】

しかしながら、その算出には時間が掛かる。本発明の回転台102が可動式の被写体回転型コーンビームX線撮影装置では、その配置変化や移動の都度、回転走査運動の回転中心軸が投影されるX線イメージセンサパネルの検出画素の位置を検出し直す必要があり、その分だけ更に手間と時間が掛かることになる。

40

## 【0099】

本実施の形態では、被写体102に固定した2個の位置マーカを利用することによって回転走査運動の回転軸Zが投影されるX線イメージセンサパネル101の検出画素の位置Z'を迅速に算出することができ、煩わしい位置合わせの作業をなくすることができる。或は簡略な位置合わせで済ますことができる。

## 【0100】

50

投影画像中X方向とY方向を図10(a)のように設定する。Z'は回転軸の投影されたものとする。本実施の形態ではこのZ'を容易に算出することを目的とする。

#### 【0101】

本実施の形態においても、被写体撮影中に、被写体にAとBの位置マーカを設置し、被写体を回転して撮影して得た投影画像中の被写体の追跡点に着目して得られたサイノグラムを利用する。

#### 【0102】

Pは位置マーカABを結んだ直線上の点である。A', B', P'はX線イメージセンサパネルで取得された投影画像上のA, B, Pに対応する点である。P点は仮想直線上にあり、どここの点をとっても構わない。

10

#### 【0103】

追跡点の設定は取り込んだ投影画像(プロジェクション画像)を画像処理して行う。位置マーカはコントラストの大きい材料で作成されているのでガンマ処理等で、先ず、2個の位置マーカに対応する画像上の点A', B'を検出する。次に、この2点を結ぶ直線を計算し、必要な追跡点を必要な場所、必要な個数設定する。以下の説明では追跡点として位置マーカに対応する点A', B'と中央近くのP'点のみで説明を行う。

#### 【0104】

先ず、被写体の体動がなく、回転軸の傾きのない場合を考える。追跡点A'の各回転角度におけるX方向の軌跡は、撮影開始点(回転角度 = 0度のとき)と撮影終了点(回転角度 = 360度のとき)とでは、X線イメージセンサパネルの検出位置は一致し、しかも曲線は完全なサイン曲線(サイノグラム)となる。

20

#### 【0105】

図11に示すように、追跡点A'が回転走査における任意の第1角度位置 $\theta_1$ にある状態をX線イメージセンサパネルによって撮影して第1検出データ(透過X線検出データ)P1を取得する。

#### 【0106】

次に、回転台102を回転軸Z周りに180度回転させて、A'が第1角度位置 $\theta_1$ とは逆位相となる第2角度位置 $\theta_2$ ( $= \theta_1 + 180^\circ$ )にある状態をX線イメージセンサパネル3によって撮影して第2検出データ(透過X線検出データ)P2を取得する。

#### 【0107】

第1, 第2検出データP1, P2のサイノグラム上の位置は、位相が正反対となる位置となる。

30

#### 【0108】

このサイノグラムの中心線Z'の位置は、回転軸が投影されるX線イメージセンサパネル3の画素の位置であり、Z'はこれら2点のX方向位置の中点となっている。

#### 【0109】

そこで、回転軸Zが投影されるX線イメージセンサパネルの画素位置は、この2点のX方向位置座標の平均を取ることで算出することができる。

#### 【0110】

画像処理部202は、上述の追跡点A'が第1角度位置 $\theta_1$ にある状態で撮影された第1検出データと、A'が第2角度位置 $\theta_2$ ( $= \theta_1 + 180^\circ$ )にある状態で撮影された第2検出データとに基づいて、回転軸Zが投影されるX線イメージセンサパネル101のX線検出素子の位置Z'を算出する演算部を備えている。演算部は、上述の第1, 第2検出データに基づいて、回転軸Zが投影されるX線イメージセンサパネル101のX線検出素子の位置Z'を算出する。

40

#### 【0111】

本実施形態の特徴は、追跡点となる点を任意に最適なものを最適な数設定できることにある。回転軸の位置を検出するには体軸方向に沿って複数点で検出できるのが望ましい。位置マーカ2個を体軸方向に沿って被写体に固定することにより、この2点ばかりでなく、この2点を結んだ直線上の全ての点を回転軸位置検出の追跡点をして利用することが

50

できる。しかも、最低 2 個の位置マーカーがあれば良い。2 点を決めればそれを通る直線を 1 本決めることができる。しかも、この直線上の全ての点は X 線イメージセンサパネル上に投影された 2 個の位置マーカーの像を結ぶ線上の点と一対一に対応している。そこで、画像上の仮想の点を追跡点としてサイノグラムを利用する方法により各部 (Y 方向)での回転軸位置を検出することができる。複数点を用いることができるので精度の高い検出をすることができる。

#### 【0112】

体軸方向の長さ相当の直線状マーカーを固定するのは困難であり、直線状マーカーの部分は被写体の画像と重なる部分が多いので問題が多い。2 個の位置マーカーと ROI と重ならない位置に設置できる (肩とか、腹とか関心領域である肺と重ならない部分) ので、問題とならない。2 個のマーカー位置を結んだ直線を架空の直線状マーカーとするとするので、当然問題ない。

10

#### 【0113】

この直線上で最良の基準点 (追跡点) を設定でき、自由に何点でも設定できるので精度の高い検出が実現した。

#### 【0114】

体軸方向に沿って高々 2 個の位置マーカーによって、1 回転或は半回転の全プロジェクション画像データを利用できるようになり、Y 方向に関して任意の点に関して、任意の +180 度で同様の検出を行うことができる。

#### 【0115】

P 点は A と B を結ぶ直線上の AB 間としたが、直線を延長した A, B の外側に設定しても構わない。高々 2 点 AB を位置マーカーで定義することにより、それを通る直線が一義的に定義され、プロジェクション画像の Y 方向に関しては、任意の場所を選択できるということが最大の効果である。よって、2 点の位置マーカーは診断領域を外れた場所にも設定できるので、位置マーカーを被写体に固定し、診断撮影と同時に撮影しても何ら問題となることはない。

20

#### 【0116】

本実施の形態により回転軸位置を精度良く求めるための時間を短縮できる。

#### 【0117】

上記は被写体の体動がない場合で説明を行ったが、体動がある場合は、実施の形態 1 の方法により先ず体動を検出して体動補正を行う。次に、その補正データを基に上記方法により回転軸の位置を算出することができる。

30

#### 【0118】

##### < 実施の形態 3 >

回転軸の位置  $Z'$  が X 線イメージセンサパネル 101 の画像上、Y 方向に平行とならずに X 方向に傾斜している場合を考える。実施の形態 2 と同様の方法を用いて、回転軸の投影画像上での傾きを求める。

#### 【0119】

本実施の形態の特徴は、追跡点となる点を任意に最適なものを最適な数設定できることにある。回転軸が傾いている場合の投影画像上の傾きを検出するには体軸方向に沿って複数点で検出できるのが望ましい。位置マーカー 2 個を体軸方向に沿って被写体に固定することにより、この 2 点ばかりでなく、この 2 点を結んだ直線上の全ての点を回転軸位置検出の追跡点として利用することができる。しかも、最低 2 個の位置マーカーがあれば良い。2 点を決めればそれを通る直線を 1 本決めることができる。しかも、この直線上の全ての点は X 線イメージセンサパネル上に投影された 2 個の位置マーカーの像を結ぶ線上の点と一対一に対応している。

40

#### 【0120】

そこで、画像上の仮想の点を追跡点としてサイノグラムを利用する方法により各部 (Y 方向)での回転軸位置を検出することができる。複数点を用いることができるので精度の高い検出をすることができる。回転軸が傾いていない場合は、回転軸の投影された位置  $Z$

50



はYに並行となる。ところが、回転軸がX方向に傾いているとと、並行にならない。そこで本実施の形態では、位置マーカー2個を体軸方向に沿って被写体に固定することにより、この2点ばかりでなく、この2点を結んだ直線上の任意の点を回転軸位置検出の追跡点をして利用する。回転軸位置の検出は実施の形態2と同様である。演算部このようにして求められた回転軸の投影位置からZの傾きを求める。

#### 【0121】

このようにして算出された回転軸の投影画像上での傾きは、複数枚の透過像（一連のプロジェクション画像データ）を画像再構成処理する際に、傾きの補正等として用いられ断層画像が良好に生成される。

#### 【0122】

本実施の形態により回転軸の投影画像上での傾きを容易に求めることができる。よって、回転軸の位置出しの予備撮影は必要ではない。日々のメンテナンスも楽になる。最悪撮影時に傾いていても、画像上で補正できるので、取り直しを行うこともない。

#### 【0123】

上記は被写体の体動がない場合で説明を行ったが、体動がある場合は、実施の形態1の方法により先ず体動を検出して体動補正を行う。次に、その補正データを基に実施の形態2及び本実施の形態により回転軸の位置と傾きを算出することができる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0124】

本発明は、車載、集団検診用のための高性能なX線CT装置として有用である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0125】

【図1】本発明に係る被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置の概略図である。

【図2】本発明に係る被写体回転型コーンビームX線CT撮影装置のシステムブロック図である。

【図3】本発明に係る信号蓄積型レファレンス素子の等価回路を示す。

【図4】本発明に係るX線イメージセンサパネルを示す図である。

【図5】本発明に係るX線イメージセンサパネルの断面図（図5のA-A'断面図）である。

【図6】本発明に係る撮像素子とその元となるウエハを示す平面図である。

【図7】本発明に係る撮像装置における撮像素子の配列及び走査回路の配列を示す平面図である。

【図8】本発明に係る撮像素子内の1画素回路とシフトレジスタの単位ブロックの関係を示す図である。

【図9】本発明に係る撮像素子の1画素回路図である。

【図10】（a）は本発明に係る体動を検出する方法を説明する図、（b）はP'点のサイノグラムを表す図である。

【図11】本発明に係る回転軸位置を検出する方法を説明する図である。

【図12】従来の放射線撮影システムの構成を示す概念図である。

【図13】従来の放射線撮影システムの別の構成を示す概念図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0126】

- 101 X線イメージセンサパネル
- 102 回転装置
- 103 ロータリーエンコーダ
- 104 信号蓄積型レファレンス素子
- 105 撮像制御装置
- 106 表示装置
- 107 被写体
- 108 X線源用電源

10

20

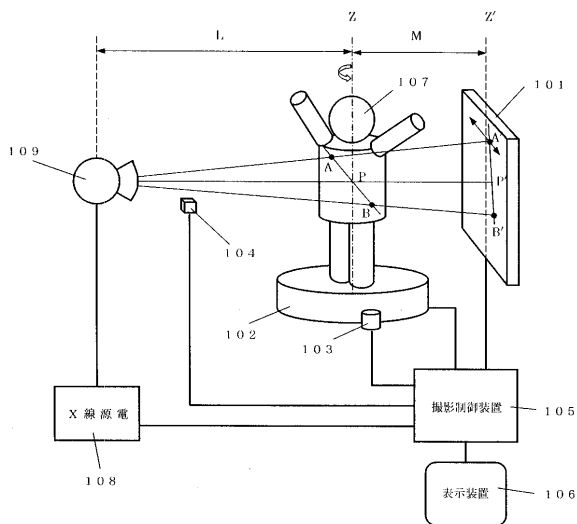
30

40

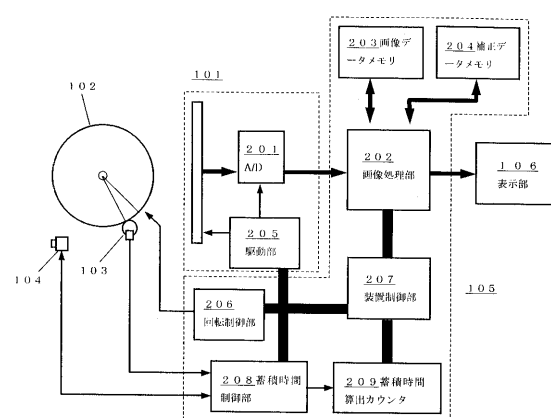
50

- 109 X線発生装置
- 202 画像処理部
- 203 画像データメモリ
- 204 補正データメモリ
- 206 回転装置制御部
- 207 装置制御部
- 208 蓄積時間制御部
- 209 蓄積時間算出カウンタ
- 401 CMOS型撮像素子
- 502 シンチレータ
- 504 外部処理基板

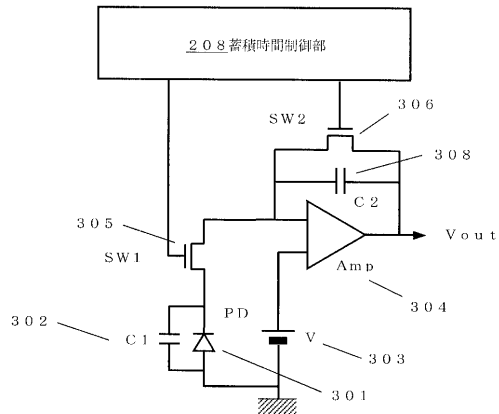
【図1】



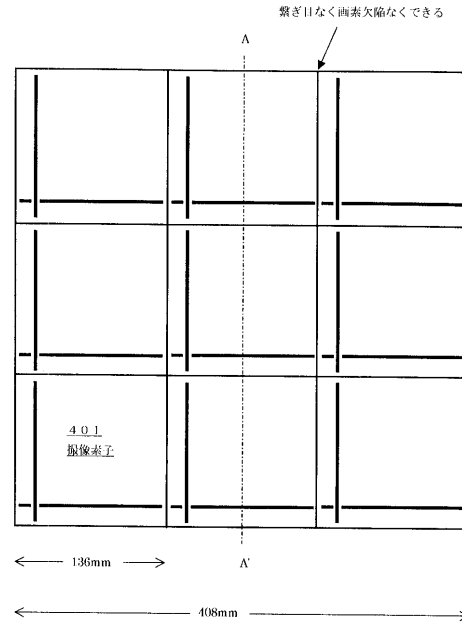
【図2】



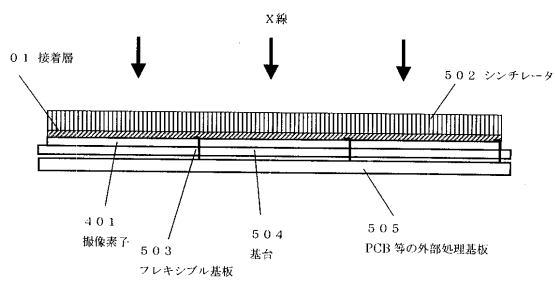
【図 3】



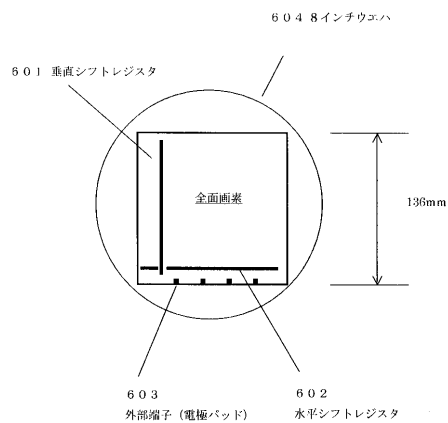
【図 4】



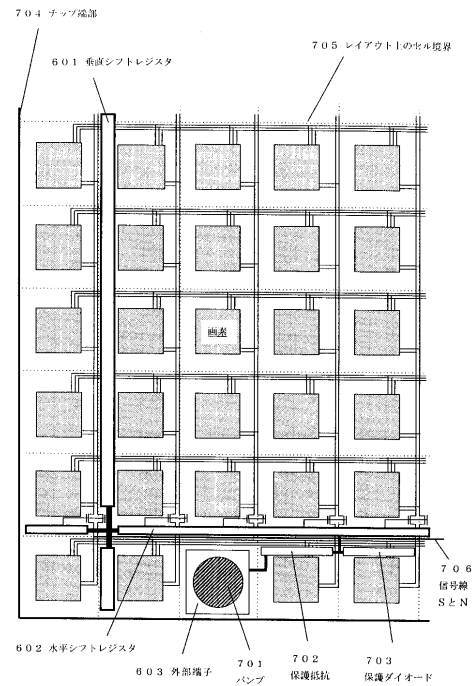
【図 5】



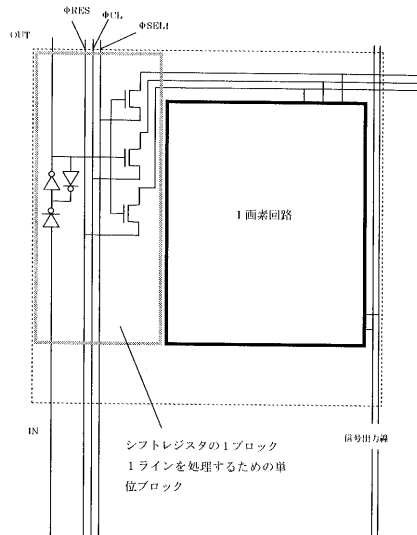
【図 6】



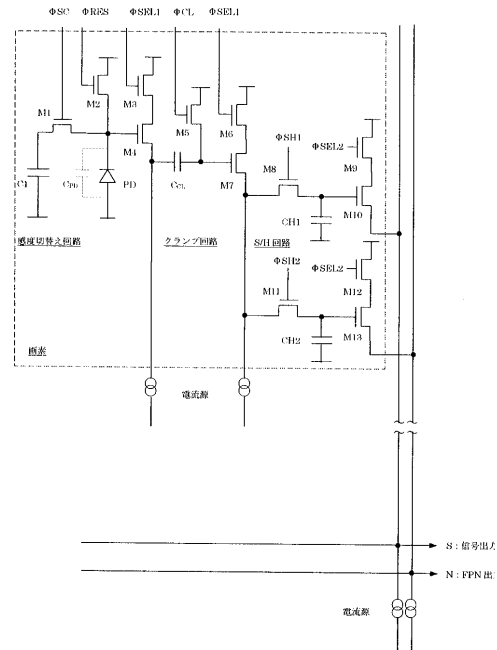
【図 7】



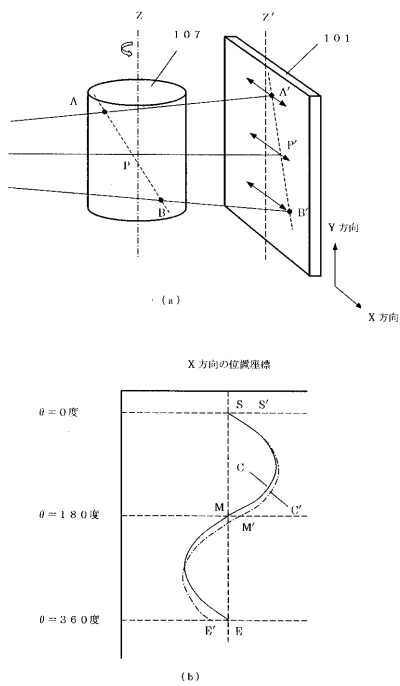
【図 8】



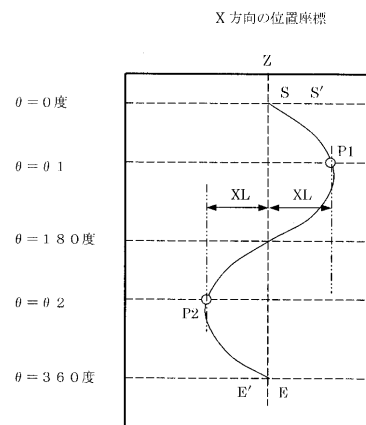
【図 9】



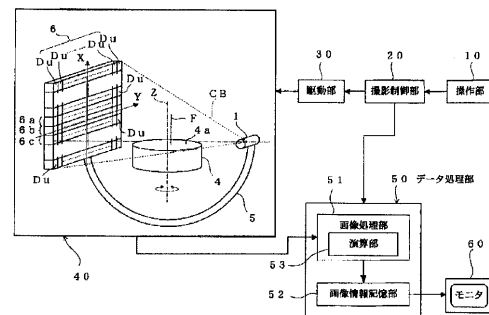
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【図 13】

