

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6112773号
(P6112773)

(45) 発行日 平成29年4月12日 (2017. 4. 12)

(24) 登録日 平成29年3月24日 (2017. 3. 24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)
A 6 1 B 6/08 (2006. 01)A 6 1 B 6/00 3 6 0 B
A 6 1 B 6/00 3 0 0 D
A 6 1 B 6/00 3 0 0 W
A 6 1 B 6/08 3 0 9 A

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-93983 (P2012-93983)
(22) 出願日 平成24年4月17日 (2012. 4. 17)
(65) 公開番号 特開2013-220218 (P2013-220218A)
(43) 公開日 平成25年10月28日 (2013. 10. 28)
審査請求日 平成27年3月20日 (2015. 3. 20)(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 100090273
弁理士 國分 孝悦
(72) 発明者 渡辺 和宏
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 滝澤 咲子
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 泉屋 光太郎
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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線撮影装置、その制御方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を照射すると共に、位置及び姿勢角を調整することが可能な照射手段と、
 前記照射手段により照射された放射線を検出し、検出した放射線に対応する電気信号を
 出力する放射線検出手段と、
 前記照射手段と前記放射線検出手段の位置及び姿勢角をそれぞれ検出し、前記放射線検
 出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を算出する位置検出手段と、
 前記照射手段の放射線照射方向と略同方向を撮像する撮像手段と、
 前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データを生成し、前記放射線照射範囲を示す
 画像データと、前記位置検出手段により検出された前記放射線検出手段の前記照射手段に
 対する相対的な位置情報を示す画像データと、前記撮像手段により撮像された画像デー
 タと、を重畳して表示手段に表示させる表示制御手段と
 を有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 2】

前記照射手段の位置の変更を検知する位置検知手段を更に有し、
 前記位置検出手段は、前記位置検知手段により前記照射手段の位置の変更が検知された
 場合に、前記放射線検出手段の位置を再び検出することを特徴とする請求項 1 に記載の放
 射線撮影装置。

【請求項 3】

前記照射手段のコリメータの絞り値を検知する絞り値検知手段を更に有し、

10

20

前記表示制御手段は、前記絞り値検知手段により検知される前記コリメータの絞り値に応じて、前記照射手段の放射線照射範囲に係る画像データを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 4】

前記表示手段は、前記照射手段に設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 5】

前記照射手段は、複数の焦点を有するマルチ電子源を使用して放射線を照射することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 6】

放射線を照射すると共に、位置及び姿勢角を調整することが可能な照射手段と、
前記照射手段により照射された放射線を検出し、検出した放射線に対応する電気信号を出力する放射線検出手段と、

前記照射手段と前記放射線検出手段の位置及び姿勢角をそれぞれ検出し、前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を算出する位置検出手段と、

前記位置検出手段により検出された前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を示す画像データと、前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データと、を重畳して表示手段に表示させる表示制御手段と
を有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 7】

前記照射手段の位置の変更を検知する位置検知手段をさらに有し、

前記位置検出手段は、前記位置検知手段により前記照射手段の位置の変更が検知された場合に、撮像手段による撮像範囲内における前記放射線検出手段の位置を再び検出することを特徴とする請求項 6 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 8】

前記照射手段のコリメータの絞り値を検知する絞り値検知手段をさらに有し、

前記表示制御手段は、前記絞り値検知手段により検知される前記コリメータの絞り値に応じて、前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データを変更することを特徴とする請求項 6 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 9】

放射線撮影装置が実行する制御方法であって、

放射線を照射すると共に、位置及び姿勢角を調整することが可能な照射手段と、前記照射手段により照射された放射線を検出する手段であり、かつ検出した放射線に対応する電気信号を出力する手段である放射線検出手段の位置及び姿勢角をそれぞれ検出し、前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を算出する位置検出ステップと、

前記照射手段の放射線照射方向と略同方向を撮像する撮像ステップと、

前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データを生成し、前記放射線照射範囲を示す画像データと、前記位置検出ステップにおいて検出された前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を示す画像データと、前記撮像ステップにおいて撮像された画像データと、を重畳して表示手段に表示させる表示制御ステップと

を含むことを特徴とする放射線撮影装置の制御方法。

【請求項 10】

放射線撮影装置が実行する制御方法であって、

放射線を照射すると共に、位置及び姿勢角を調整することが可能な照射手段と、前記照射手段により照射された放射線を検出する手段であり、かつ検出した放射線に対応する電気信号を出力する手段である放射線検出手段の位置及び姿勢角をそれぞれ検出し、前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を算出する位置検出ステップと、

前記位置検出ステップにおいて検出された前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を示す画像データと、前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データと、を重畳して表示手段に表示させる表示制御ステップと

10

20

30

40

50

を含むことを特徴とする放射線撮影装置の制御方法。

【請求項 1 1】

コンピュータに、

請求項 9 又は 1 0 に記載の制御方法の各ステップを実行させるためのプログラム。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載のプログラムを記録したコンピュータにより読み取り可能な記録媒体

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

10

本発明は、被写体に放射線を照射して放射線画像データを生成する技術に関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年、病院等で使用されている X 線撮影装置は、X 線照射部より被写体に X 線を照射し、被写体を透過した X 線を X 線受光部により検出して電気信号として出力し、この電気信号を画像処理して、いわゆる X 線画像データを生成する。このため、X 線照射部と X 線受光部とが対向して配置されることが必要である。

【0 0 0 3】

特許文献 1 には、X 線が照射された照射領域を検出し、その照射領域に基づく位置情報により X 線照射部と X 線センサとの相対的な位置ずれの有無を検出し、X 線照射部による X 線照射を制御する技術が開示されている。また、特許文献 2 には、可視カメラで撮像された画像データに平面センサの外形をオーバーレイして表示する技術が開示されている。また、特許文献 3 には、治療放射線が当たる被検体の体表面上の範囲をマーキングする際の指標として、被検体の体表面に光（指標光）を照射する技術が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開 2 0 0 9 - 1 0 0 9 4 8 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 2 号公報

30

【特許文献 3】特開平 9 - 6 6 1 1 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

X 線撮影装置を移動台車に搭載し、移動先で X 線撮影を行うような移動用 X 線撮影装置等では、撮影機会毎に X 線照射部と X 線受光部とを対向させることが必要となる。しかしながら、X 線受光部は、被写体となる被検者（患者）、シーツ又は衣類等で隠れるため、X 線照射部と X 線受光部とを正確に対向させることが困難である。

【0 0 0 6】

上述した特許文献 1 乃至 3 に開示された技術においても、X 線照射部の照射範囲と X 線受光部の位置とをユーザが同時に確認することができず、X 線照射部と X 線受光部とを正確に対向させることが困難である。

40

【0 0 0 7】

そこで、本発明の目的は、照射手段と受光手段とを容易に対向させることができるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 8】

本発明の放射線撮影装置は、放射線を照射すると共に、位置及び姿勢角を調整することが可能な照射手段と、前記照射手段により照射された放射線を検出し、検出した放射線に対応する電気信号を出力する放射線検出手段と、前記照射手段と前記放射線検出手段の位

50

置及び姿勢角をそれぞれ検出し、前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を算出する位置検出手段と、前記照射手段の放射線照射方向と略同方向を撮像する撮像手段と、前記照射手段の放射線照射範囲を示す画像データを生成し、前記放射線照射範囲を示す画像データと、前記位置検出手段により検出された前記放射線検出手段の前記照射手段に対する相対的な位置情報を示す画像データと、前記撮像手段により撮像された画像データと、を重畳して表示手段に表示させる表示制御手段とを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、照射手段と受光手段とを容易に対向させることが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の第1の実施形態に係るX線撮影装置の外観構成を示す図である。

【図2】X線照射部と撮像部との位置関係を説明するための図である。

【図3】制御装置の機能的な構成を示す図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係るX線撮影装置の処理を示すフローチャートである。

【図5】X線受光部の仮想画像データを説明するための図である。

【図6】本発明の第1の実施形態に係るX線撮影装置の使用例を説明するための図である。

20

【図7】本発明の第2の実施形態に係るX線撮影装置の使用例を説明するための図である。

【図8】本発明の第3実施形態に係るX線撮影装置の処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明を適用した好適な実施形態を、添付図面を参照しながら詳細に説明する。

【0012】

先ず、本発明の第1の実施形態について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係るX線撮影装置の外観構成を示す図である。図1に示すように、本実施形態に係るX線撮影装置は、回診車100、X線照射部101、撮像部102、X線受光部103及び表示部104を備えており、回診車100の移動機構により移動することが可能である。

30

【0013】

なお、本実施形態に係るX線撮影装置は、放射線の一種であるX線を照射し、被験者を透過したX線を検知することにより、放射線画像データを生成するものを想定している。但し、本発明に適用可能な放射線は、X線に限定されず、γ線又はβ線等の他の放射線も含まれる。つまり、本実施形態に係るX線撮影装置は、放射線撮影装置の一例である。

【0014】

回診車100の筐体内部には、X線撮影装置を制御するための制御装置が設けられている。制御装置は、CPU、ROM及びRAM等を備え、X線照射部101のX線照射や表示部104の画像表示等を制御するとともに、X線受光部103のX線照射部101に対する相対的な位置を検出する。

40

【0015】

X線照射部101は、X線管及びコリメータ(X線絞り)等によって構成されるX線を発生させるための機構を備える。撮像部102は、X線照射部101の内部に設けられたハーフミラーを介してX線管と共役な位置に配置され、X線の照射方向と略同方向を撮像するようになっている。X線受光部103は、X線照射部101によって照射されたX線を受光し、受光したX線に対応する電気信号を出力する一種の光電センサである。X線受光部103から出力された電気信号は、回診車100の筐体内部の制御装置に入力される。

50

【 0 0 1 6 】

表示部 1 0 4 は、C R T や液晶ディスプレイ等の一般的な表示モニタによって構成され、画像データや G U I (グラフィカルユーザインタフェース) 等を画面に表示する。なお、X 線撮影装置には、フットペダル、キーボード及びマウス(何れも不図示)といった、ユーザが X 線撮影装置を操作及び制御するための入力装置が備えられている。

【 0 0 1 7 】

次に、図 2 を参照しながら、X 線照射部 1 0 1 と撮像部 1 0 2 との位置関係について説明する。図 2 に示すように、X 線照射部 1 0 1 は、X 線を発生する X 線管 2 0 0 と、X 線管 2 0 0 で発生した X 線の照射方向及び照射領域を限定するためのコリメータ 2 0 1 と、X 線を透過し、可視光線を反射するハーフミラー 2 0 2 とを備える。撮像部 1 0 2 は、光学的に X 線管 2 0 0 と同等な位置(共役な位置)に配置され、X 線照射方向と略同方向を撮像することができる。なお、撮像部 1 0 2 が X 線照射部 1 0 1 の X 線照射方向と略同方向を撮像する方法は、これに限られない。例えば、撮像部 1 0 2 と X 線照射部 1 0 1 とを極めて近接させて配置する方法や、特開平 8 - 8 4 3 5 1 号公報に開示されるような、複数の撮像された画像データ及び補間画像データより、任意の視点及び方向の画像データを取得する方法等を用いてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

次に、回診車 1 0 0 の筐体内部に設けられている制御装置の機能的な構成について説明する。図 3 は、制御装置 3 0 0 の機能的な構成を示す図である。図 3 に示すように、制御装置 3 0 0 は、その機能的な構成として、位置検出部 3 0 1、表示制御部 3 0 2 及び照射制御部 3 0 3 を備える。また、上述したように、制御装置 3 0 0 は、そのハードウェア構成として、C P U、R O M 及び R A M を備えている。位置検出部 3 0 1、表示制御部 3 0 2 及び照射制御部 3 0 3 は、C P U が R O M から必要なデータ及びプログラムを読み込んで R A M 上に展開し、実行することにより、実現する機能的な構成である。

20

【 0 0 1 9 】

位置検出部 3 0 1 は、X 線受光部 1 0 3 の X 線照射部 1 0 1 に対する相対的な位置を検出する。表示制御部 3 0 2 は、X 線受光部 1 0 3 から出力される電気信号に基づいて、いわゆる X 線画像データを生成し、表示部 1 0 4 に表示させる。また、表示制御部 3 0 2 は、位置検出部 3 0 1 によって検出される、X 線受光部 1 0 3 の X 線照射部 1 0 1 に対する相対的な位置に基づいて、X 線受光部 1 0 3 の仮想画像データを生成する。そして、表示制御部 3 0 2 は、撮像部 1 0 2 によって撮像される画像データに X 線受光部 1 0 3 の仮想画像データを重畳し、表示部 1 0 4 に表示させる。照射制御部 3 0 3 は、X 線照射部 1 0 1 に対する撮影開始及び終了(照射開始及び終了)や X 線照射パターンの指示及び制御を行う。移動センサ 3 0 4 は、X 線照射部 1 0 1 に接続して設けられ、X 線照射部 1 0 1 の移動方向及び移動量を検出する。このような移動センサ 3 0 4 には、静電容量方式によるものや振動ジャイロ方式によるもの等、種々多様なものが実用可能に提供されている。

30

【 0 0 2 0 】

次に、図 4 及び図 5 を参照しながら、本発明の第 1 の実施形態に係る X 線撮影装置の処理について説明する。図 4 は、本発明の第 1 の実施形態に係る X 線撮影装置の処理を示すフローチャートである。図 5 は、X 線受光部 1 0 3 の仮想画像データを説明するための図である。なお、図 5 の A は、撮像部 1 0 2 の撮像領域を示し、図 5 の B は、X 線受光部 1 0 3 の仮想画像データを示している。

40

【 0 0 2 1 】

ステップ S 4 0 1 において、照射制御部 3 0 3 は、図 5 (a) に示すように、コリメータ 2 0 1 により縦に絞られた X 線 5 0 1 を X 線照射部 1 0 1 から X 線受光部 1 0 3 に対して照射させる。ステップ S 4 0 2 において、表示制御部 3 0 2 は、X 線を受光した X 線受光部 1 0 3 から出力される電気信号に対して信号処理を施すことにより、図 5 (b) に示すような X 線 5 0 1 に対応する第 1 の X 線画像データ 5 0 2 を生成する。なお、1 0 3 ' は、X 線受光部 1 0 3 の仮想的な位置を示している。

【 0 0 2 2 】

50

ステップS403において、照射制御部303は、図5(c)に示すように、コリメータ201により横に絞られたX線503をX線照射部101からX線受光部103に対して照射させる。ステップS404において、表示制御部302は、X線を受光したX線受光部103から出力される電気信号に対して信号処理を施すことにより、図5(d)に示すようなX線503に対応する第2のX線画像データ504を生成する。

【0023】

ステップS405において、表示制御部302は、図5(e)に示すように、第1のX線画像データ502と第2のX線画像データ504とがそれぞれの中心において直交するように合成する。ステップS406において、表示制御部302は、第1のX線画像データ502と第2のX線画像データ504との交点を、撮像部102の撮像領域Aの中心点と一致させる。これは、撮像部102がX線照射部101のX線照射方向と略同方向を撮像しているためである。ステップS407において、表示制御部302は、撮像部102の撮像画角(ズーム比率)とコリメータ201による絞りの値とを比較して、撮像領域Aにおける第1のX線画像データ502及び第2のX線画像データ504の大きさを定める。

10

【0024】

ステップS408において、表示制御部302は、図5(f)に示すように、撮像領域Aにおける第1のX線画像データ502及び第2のX線画像データ504の位置及び大きさに基づいて、撮像領域Aにおける仮想画像データBの位置及び大きさを計算する。そして、表示制御部302は、計算した撮像領域Aにおける仮想画像データBの位置及び大きさに基づいて、撮像部102によって撮像されている画像データに仮想画像データBを重ねさせる。そして、表示制御部302は、仮想画像データBが重畳された画像データを表示部104に表示させる。

20

【0025】

ステップS409において、照射制御部303は、移動センサ304によって検知されるX線照射部101の移動方向及び移動量に基づいて、X線照射部101の位置が変更されたか否かを判定する。X線照射部101の位置が変更された場合、処理はステップS410に移行する。一方、X線照射部101の位置が変更されていない場合、処理はステップS409に戻り、X線照射部101の位置が変更されるまで待機する。なお、ステップS409は、位置検知手段の処理例である。

30

【0026】

ステップS410において、表示制御部302は、撮像領域Aにおける仮想画像データBの位置及び大きさを再計算する。ステップS411において、表示制御部302は、仮想画像データBを再描画して、撮像されている画像データに重畳し、表示部104に表示させる。ステップS412において、表示制御部302は、ユーザによる電源切断等の所定の終了条件を満たしたか否かを判定する。所定の終了条件を満たした場合、処理は終了する。一方、所定の終了条件を満たしていない場合、処理はステップS409に戻る。

【0027】

なお、上記の方法において、X線受光部103の位置を検出するために照射されるX線は、画像ノイズ等を考慮する必要が小さいため、医療診断用画像データを得るために照射されるX線と比較して微弱なものであって構わない。さらに、撮像領域AにおけるX線受光部103の位置を検出する方法は、上記の方法に限られない。例えば、X線照射部101及びX線受光部103それぞれにおいて、GPS(Global Positioning System)衛星から送信される衛星電波を介して測位情報を受信するとともに、姿勢角センサ(地磁気センサ等)により姿勢角を検出する。位置検出部301は、これらの測位情報及び姿勢角情報に基づいて、X線受光部103のX線照射部101に対する相対的な位置を算出する。そして、位置検出部301は、X線受光部103のX線照射部101に対する相対的な位置と、撮像部102の撮像画角(ズーム比率)とに基づいて、撮像領域AにおけるX線受光部103の位置を検出する方法等もある。

40

【0028】

50

図6は、本実施形態に係るX線撮影装置の使用例を説明するための図である。図6(b)に示すように、本実施形態に係るX線撮影装置は、被験者の背部にX線受光部103を配置するとともに、X線照射部101のX線管200と共役な位置に配置された撮像部102によって、X線の照射方向と略同方向(被験者の胸部)を撮像する。すると、図6(a)に示すように、表示部104において、X線受光部103の仮想画像データBとX線照射範囲を示す仮想画像データCとが、撮像領域Aの画像データに重畳されて表示される。なお、撮像部102は、X線照射部101のX線照射方向と略同方向を撮像しているため、図6(a)に示すように、X線照射範囲を示す仮想画像データCの中心は、撮像範囲Aの中心と一致する。

【0029】

ここで、X線照射範囲を示す仮想画像データCの生成方法について説明する。図6(b)に示すように、撮像部102の撮像画角(ズーム比率)を θ とし、コリメータ201による絞りの値により定まる照射角度を α とする。さらに、撮像部102の横方向の撮像画角(ズーム比率)を θ_h とし、コリメータ201による絞りの値により定まる横方向の照射角度を α_h とした場合、X線照射範囲の横方向の長さの、撮像範囲A全体の横方向の長さに対する比率は、 $\tan \theta_h / \tan \alpha_h$ となる。同様に、撮像部102の縦方向の撮像画角(ズーム比率)を θ_v とし、コリメータによる絞りの値により定まる縦方向の照射角度を α_v とした場合、X線照射範囲の縦方向の長さの、撮像範囲A全体の縦方向の長さに対する比率は、 $\tan \theta_v / \tan \alpha_v$ となる。以上のようにして、撮像範囲AからX線照射範囲を求めることができ、X線照射範囲を示す仮想画像データCを生成することが可能となる。

【0030】

本実施形態に係るX線撮影装置においては、表示部104上に、撮像部102によって撮像されている撮像領域Aの画像データに対し、X線受光部103の仮想画像データBとX線照射範囲を示す仮想画像データCとを重畳させて表示することができる。従って、ユーザは、表示部104を参照しながら、X線照射部101の位置や向きを調整し、X線受光部103と対向させることが可能となる。

【0031】

また、ユーザがコリメータ201による絞りの値を変更すると、これに合わせて、X線照射範囲を示す仮想画像データCの横方向及び縦方向のうちの少なくとも何れか一方の長さが変更される。従って、ユーザは、撮像部102によって撮像された撮像領域Aの画像データ中の被写体(患部)の大きさと、X線照射範囲を示す仮想画像データCとを同時に確認しながら、コリメータ201による絞りの値を調整することが可能となる。なお、上述したコリメータの絞り値の変更を検知する処理は、絞り値検知手段の処理例である。

【0032】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。図7は、本発明の第2の実施形態に係るX線撮影装置の使用例を説明するための図である。本発明の第2の実施形態に係るX線撮影装置では、X線照射部101に表示部104が設けられており、ユーザが表示部104を参照しながら、X線照射部101の位置や向きを調整することができる。なお、表示部104がX線照射部101に設けられていること以外は、第1の実施形態と同様である。

【0033】

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。近年、上述したX線管に代わる電子源として、冷陰極型マルチ電子源を使用したX線照射部が知られている。このようなマルチ電子源を使用したX線照射部は、一つ一つの電子源を小さく構成して平面状に配列するため、全体として小型に構成することが可能となっている。また、マルチ電子源を使用したX線源は、複数の焦点を持つため、一度のX線照射によりX線受光部の位置検出のための所定の照射パターン(例えば、十字形)のX線照射が可能である。本発明の第3の実施形態に係るX線撮影装置は、図1に示すX線照射部101として、上述したマルチ電子源を使用したX線照射部を適用したものであり、その他の構成は、第1の実施形態に係るX

10

20

30

40

50

線撮影装置と同様である。

【 0 0 3 4 】

図 8 は、本発明の第 3 実施形態に係る X 線撮影装置の処理を示すフローチャートである。以下、図 8 を参照しながら、本発明の第 3 の実施形態に係る X 線撮影装置の処理について詳細に説明する。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 8 0 1 において、照射制御部 3 0 3 は、所定の照射パターン（例えば、十字形）の X 線を X 線照射部 1 0 1 から X 線受光部 1 0 3 に照射させる。ステップ S 8 0 2 において、表示制御部 3 0 2 は、X 線を受光した X 線受光部 1 0 3 から出力される電気信号に対して信号処理を施すことにより、X 線画像データを生成する。ステップ S 8 0 3 において、表示制御部 3 0 2 は、得られた X 線画像データと上記所定の照射パターンとを比較して、撮像領域 A における X 線画像データの位置及び大きさを定める。ステップ S 8 0 4 において、表示制御部 3 0 2 は、上記 X 線画像データの位置及び大きさに基づいて、X 線受光部 1 0 3 の仮想画像データ B を撮像領域 A における X 線画像データに重畳させ、表示部 1 0 4 において表示させる。なお、ステップ S 8 0 3 及び S 8 0 4 は、図 4 のステップ S 4 0 7 及び S 4 0 8 と同様の処理である。

10

【 0 0 3 6 】

本発明の第 3 実施形態によれば、一度の X 線照射により X 線受光部 1 0 3 の位置を検出するが可能であり、X 線照射毎に絞りの値を変更する必要もないため、X 線受光部 1 0 3 の位置を迅速に検出することが可能となる。

20

【 0 0 3 7 】

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（または CPU や MPU 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

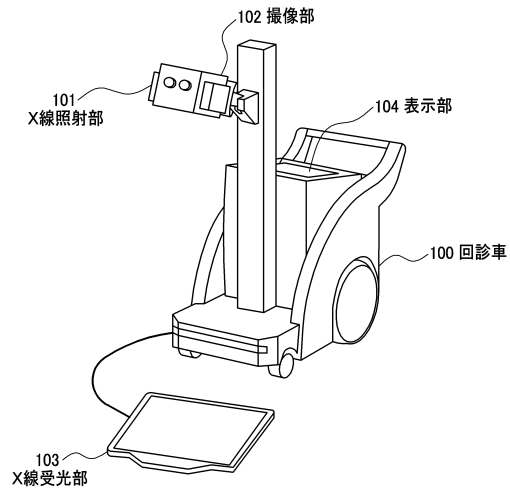
【 符号の説明 】

【 0 0 3 8 】

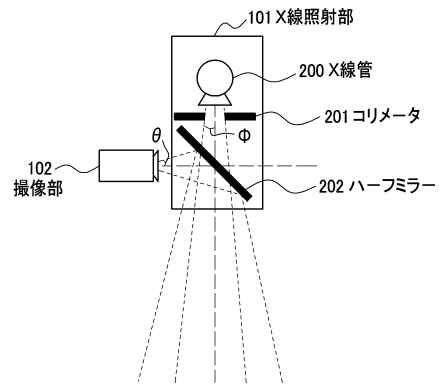
1 0 0 : 回診車、1 0 1 : X 線照射部、1 0 2 : 撮像部 1 0 2 : X 線受光部、1 0 4 : 表示部、2 0 0 : X 線管、2 0 1 : コリメータ、2 0 2 : ハーフミラー、3 0 0 : 制御装置、3 0 1 : 位置検出部、3 0 2 : 表示制御部、3 0 3 : 照射制御部、3 0 4 : 移動センサ

30

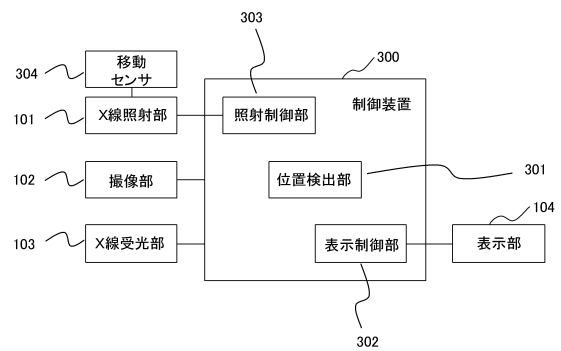
【図 1】



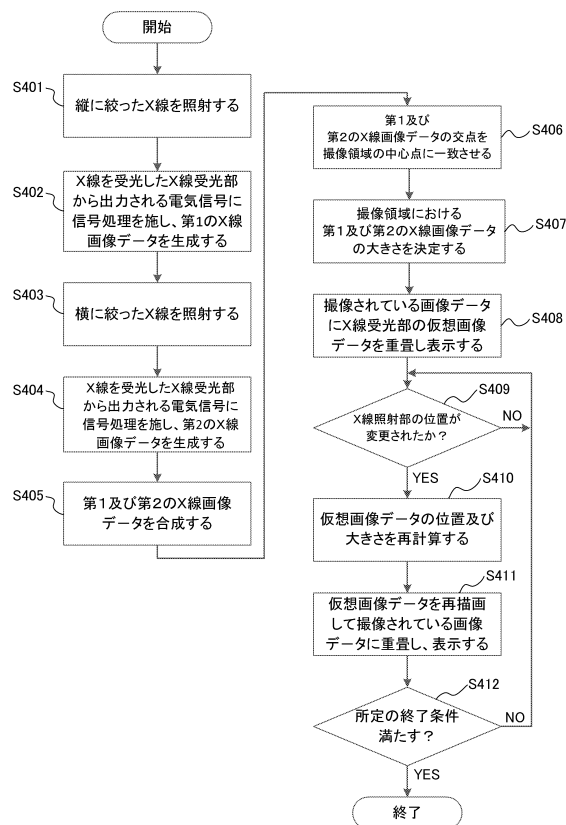
【図 2】



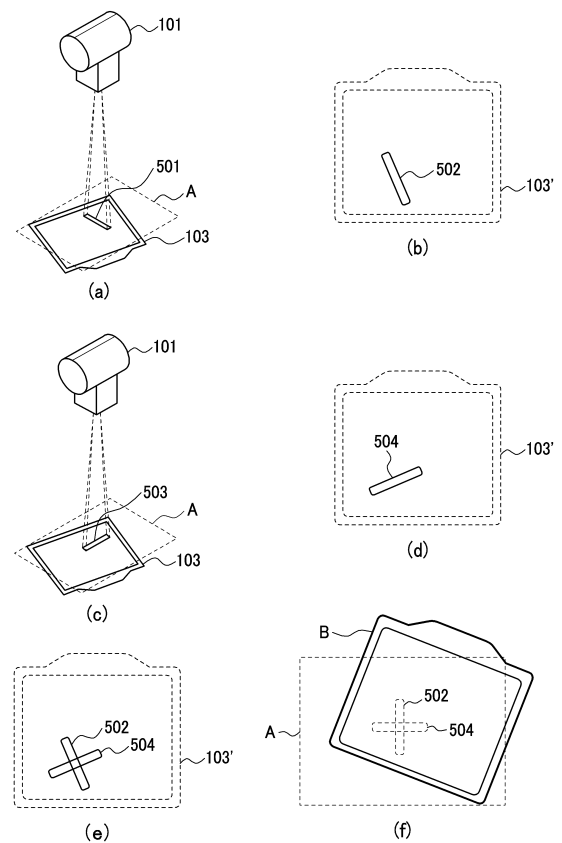
【図 3】



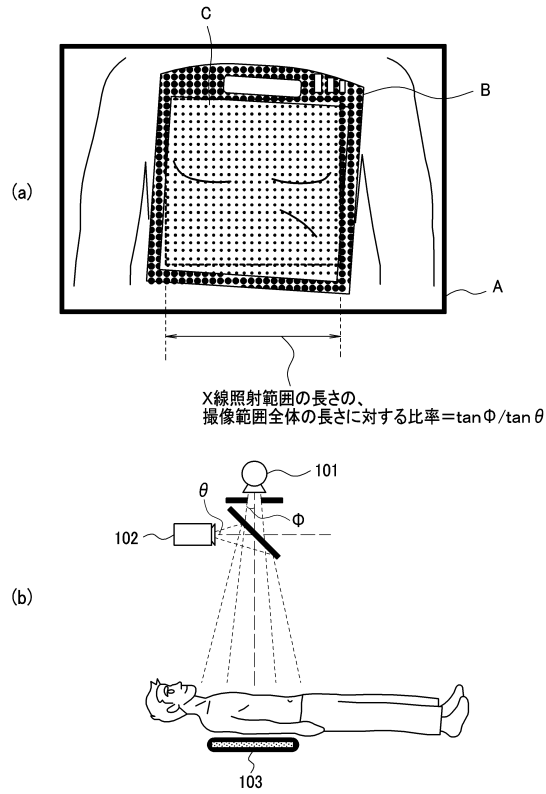
【図 4】



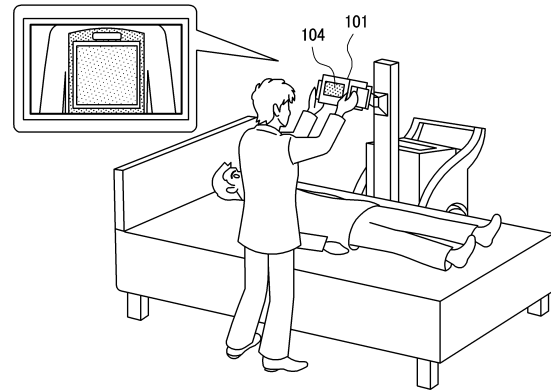
【図 5】



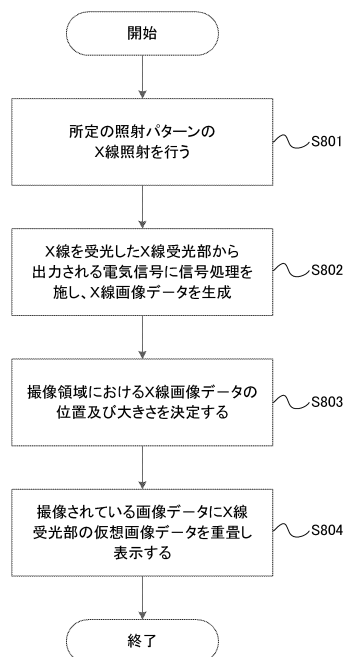
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 中田 武司
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 加来 亘
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

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開2009-100948(JP,A)
特開平06-217973(JP,A)
特開2004-049887(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14