

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5247363号
(P5247363)

(45) 発行日 平成25年7月24日(2013.7.24)

(24) 登録日 平成25年4月19日(2013.4.19)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 0 0 A

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-289173 (P2008-289173)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成20年11月11日(2008.11.11)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2010-115270 (P2010-115270A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成22年5月27日(2010.5.27)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成23年10月28日(2011.10.28)		弁理士 大塚 康德
		(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
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

2次元状に配された複数のX線源を有するマルチX線源と、
 前記マルチX線源に対向して2次元状に配された複数の検出素子を有するX線検出器と

、
 前記マルチX線源と前記X線検出器との間に設けられ、前記マルチX線源からのX線の照射範囲を制限するためのコリメータであって、X線が通過する複数の絞り孔を前記複数のX線源に対応して2次元状に形成し、前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を調節可能なコリメータと、

被写体の観察領域を選択するために、前記複数のX線源のうちX線照射を行う1つ以上のX線源を選択する選択手段と、

前記選択手段による選択に応じて前記コリメータの前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する制御手段と、

を備え、

前記制御手段は、

前記選択手段により別のX線源に変更されたとき、観察領域を平行移動するべく、その変更後と変更前とで観察方向が平行になるように前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する第1の制御モードと、

前記選択手段により別のX線源に変更されたとき、観察方向を回転させるべく、その変更後と変更前とで観察領域の中心が同じになるように前記複数の絞り孔の大きさ及び

10

20

位置を制御する第2の制御モードと、
を有することを特徴とするX線撮影装置。

【請求項2】

前記複数のX線源のうちの1つのX線源から仮想被写体の中心までの距離を設定する設定手段を更に備え、

前記制御手段は、前記設定手段により設定された前記距離に基づいて前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する

ことを特徴とする請求項1に記載のX線撮影装置。

【請求項3】

前記制御手段は、更に、前記マルチX線源から照射されるX線が全て前記X線検出器に投影されるように前記コリメータを制御することを特徴とする請求項1又は2に記載のX線撮影装置。

10

【請求項4】

前記マルチX線源から照射されるX線が前記X線検出器に対して斜入射となる場合は、前記X線検出器で検出されたX線の強度分布を表すX線透視画像に対して、X線を照射したX線源と観察領域の中心とを結ぶ線と直交し、かつ、その線と前記X線検出器とが交わる点を含む面をアフィン変換面とするアフィン変換を行う画像処理手段と、

前記画像処理手段により得られたアフィン変換後のX線透視画像を表示する表示手段と、

を更に備えることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載のX線撮影装置。

20

【請求項5】

前記選択手段により前記複数のX線源のうちX線照射を行う少なくとも2つのX線源が選択されているときに、前記少なくとも2つのX線源のうちの第1のX線源を別の位置の第2のX線源に変更する指示を受け付ける受付手段を更に備え、

前記選択手段は、前記受付手段により前記指示を受け付けたとき、前記第1のX線源を前記第2のX線源に変更するとともに、前記少なくとも2つのX線源の残りのX線源についても、変更前の前記少なくとも2つのX線源の相対的な位置関係が維持される位置のX線源に変更することを特徴とする請求項1に記載のX線撮影装置。

【請求項6】

前記選択手段により前記複数のX線源のうちX線照射を行う少なくとも2つのX線源が選択されているときに、前記少なくとも2つのX線源のうちの第1のX線源を別の位置の第2のX線源に変更する指示を受け付ける受付手段を更に備え、

前記選択手段は、前記受付手段により前記指示を受け付けたとき、前記第1のX線源を前記第2のX線源に変更するとともに、前記少なくとも2つのX線源の残りのX線源についても、変更前の前記少なくとも2つのX線源の相対的な位置関係が拡大又は縮小される位置のX線源に変更することを特徴とする請求項1に記載のX線撮影装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線撮影装置に関し、特に、複数のX線源を選択的に使用してX線透視画像を提供するX線撮影装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

特許文献1は、電子源を2次元状に分布させて各電子源を個別に制御してマルチX線ビームを発生させる技術を開示している。マルチX線ビームの発散角は、真空内に配置されたX線取出し窓の開口条件で決められる。

【0003】

しかし、撮影条件によってマルチX線ビームの発散角を調整したい場合がある。これに対応するために、特許文献1では、真空内X線遮蔽板23を第一の遮蔽板に加えて第二の遮蔽板である大気内X線遮蔽板41を組み合わせている。この大気中に設けられた第二の

50

遮蔽板の交換は容易であることから、被写体の照射条件に合わせてマルチX線ビームの発散角を自由に選択することができる。

【0004】

特許文献2は、ステレオ撮影時の撮影拡大率又は撮影ジオメトリの情報に基づいて、2個のX線管球(焦点)の距離又は1個のX線管球の焦点間距離を移動する移動機構を開示する。同文献は更に、この移動機構の駆動に対応して、適切なX線曝射範囲を設定できるように、X線絞りを調節可能にする移動機構を設けることを開示している。

【0005】

特許文献3は、透視撮影装置において、可動絞り器の移動機構が、撮影範囲の情報に基づいて絞り羽根を所定位置に移動し診断用撮影領域を形成することを開示する。ここには、モニタリング用撮影領域が形成されている場合の絞り羽根の状態、診断用撮影領域が形成されている場合の絞り羽根の状態が開示されている。そして、モニタリング用画像データの生成時に4枚の絞り羽根は、絞り移動制御部が画素値比較部から到達信号を受信することによって高速移動し、診断用撮影領域を形成する。

10

【0006】

特許文献4は、被撮影者を寝かせるクレードルと、そのクレードルを挟んで対向しうるCアームの第1端および第2端にそれぞれ取り付けられた第1X線管および半導体検出器とを備えたX線透視撮影装置を開示する。この装置は、半導体検出器から第1X線管までの距離よりも大きく離れた位置に第2X線管を具備する。更に、第1X線管の方を向く第1の位置または姿勢と第2X線管の方を向く第2の位置または姿勢とをとりうるように半導体検出器を可動式に支持する半導体検出器可動式支持手段も具備する。

20

【0007】

また、特許文献5は、CT撮影用のX線管及びX線検出器の他に、2つの血管造影用アームを備えるCTガントリを開示している。1つの血管造影用アームは、被検体の垂直方向の血管撮影を行うためのX線管及びX線受像装置を備えた正面方向アームである。もう1つの血管造影用アームは、被検体の水平方向の血管撮影を行うためのX線管及びX線受像装置を備えた側面方向アームである。同文献によれば、操作者の指示に基づいて、CTガントリを血管撮影の邪魔にならない位置へ退避させ且つ正面方向アームおよび側面方向アームを血管撮影位置へ移動させる。また、操作者の指示に基づいて、正面方向アームおよび側面方向アームをCT撮影の邪魔にならない位置へ退避させることが可能である。

30

【0008】

【特許文献1】国際公開WO/2007/100105

【特許文献2】特開平09-187447

【特許文献3】特開2006-136500

【特許文献4】特開2001-120526

【特許文献5】特開2001-137221

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

手術室では外科医は自らCアーム装置を動かしてベストアングルを探す。外科医はCアーム装置全体の微妙な位置設定を行う必要がある。本発明は、この位置設定を容易にするために、複数のX線源を有するX線撮像装置(マルチX線源、MBX)を適用することを前提にしている。

40

【0010】

患者被曝を減らす為にX線絞りで観察領域を絞って透視する場合、観察領域の変更には、具体的には下記の3種類がある。

【0011】

第1は観察面積の拡大縮小、第2は観察領域のシフト、第3は観察方向の変更である。

【0012】

この3種類の観察領域の変更それぞれに対して複数の絞り部が連動して変更される必要

50

がある。観察領域のシフトの場合は、観察方向、好ましくは観察面積をも維持することが必要であり、観察方向の変更の場合は、観察中心、好ましくは観察面積をも維持することが必要であると考えられる。

【0013】

しかし、複数のX線源を使用する従来装置としては、上記の如く、ステレオ撮影装置やダブルCアーム装置の公知例があるのみで、マルチX線源を使用したCアーム装置の公知技術はない。よって、上記課題の認識もなく、ゆえにそれを解決する技術もない。

【0014】

他方、複数のX線源を使用して複数の観察領域をほぼ同時に（または逐次的に）観察したい場合がある。この場合に、1のX線源の選択変更に対応して他のX線源の選択を変更したい場合が想定される。しかし、このような要求を満たす技術も現在のところない。

【0015】

したがって本発明は、上記課題の少なくともいずれか1つを解決することが目的である。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の一側面によれば、2次元状に配された複数のX線源を有するマルチX線源と、前記マルチX線源に対向して2次元状に配された複数の検出素子を有するX線検出器と、前記マルチX線源と前記X線検出器との間に設けられ、前記マルチX線源からのX線の照射範囲を制限するためのコリメータであって、X線が通過する複数の絞り孔を前記複数のX線源に対応して2次元状に形成し、前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を調節可能なコリメータと、被写体の観察領域を選択するために、前記複数のX線源のうちX線照射を行う1つ以上のX線源を選択する選択手段と、前記選択手段による選択に応じて前記コリメータの前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する制御手段とを備え、前記制御手段は、前記選択手段により別のX線源に変更されたとき、観察領域を平行移動するべく、その変更後と変更前とで観察方向が平行になるように前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する第1の制御モードと、前記選択手段により別のX線源に変更されたとき、観察方向を回転させるべく、その変更後と変更前とで観察領域の中心が同じになるように前記複数の絞り孔の大きさ及び位置を制御する第2の制御モードとを有することを特徴とするX線撮影装置が提供される。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、マルチX線源を備えるX線撮影装置において、患者被曝を減らすために観察領域を絞って透視する場合の、観察面積の拡大縮小、観察領域のシフト、観察方向の変更に係る制御を好適に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、本発明は以下の実施形態に限定されるものではなく、本発明の実施に有利な具体例を示すにすぎない。また、以下の実施形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが本発明の課題解決手段として必須のものとは限らない。

【0019】

(第1実施形態)

本発明の好ましい実施形態を、図1乃至図8を参照しながら詳細に説明する。

【0020】

図1は、本実施形態に係るX線撮影装置としてのCアーム装置で、人体のX線透視画像を撮影している場面を示している。

【0021】

Cアーム25には2次元検出器28とマルチX線源26が固定されている。X線絞り手段であるコリメータ27は、マルチX線源26の照射側に固定されている。

【 0 0 2 2 】

例えば患者の背面側に、2次元状に配された複数のX線源、具体的には、 $N \times M$ 点のX線焦点を有するマルチX線源26が設けられる。マルチX線源26の後述する透過型ターゲット13(X線焦点)から発射したX線は人体を透過して2次元検出器28に到達する。2次元検出器28は、マルチX線源に対向して2次元状に配された複数の検出素子を有するX線検出器である。2次元検出器28に到達したX線の強度分布がX線透視画像として表示手段としてのディスプレイ31に表示される。

【 0 0 2 3 】

制御パネル30は制御部29に接続される。制御部29は、制御パネル30からの医師の操作に従って、 $N \times M$ 点中から曝射するX線焦点を選択し、2次元検出器28から読み出された画像をもとにディスプレイ31のX線透視画像を変更することができる。また、制御パネル30からの指令に対応して、 $N \times M$ 点中から曝射するX線焦点が選択され、対応するコリメータ27が変化することでX線の照射面積、照射角度も変更されうる。

10

【 0 0 2 4 】

図8を使用してマルチX線源26の構造を説明する。なお、図8は特許文献1に開示された図と同じものである。

【 0 0 2 5 】

素子アレイ16上に構成されたマルチ電子放出素子15の一つから電子が放出される。放出電子はレンズ電極19で整形され、加速電界で加速され透過型ターゲット13に衝突する。透過型ターゲット13から透過したX線は、真空内X線遮蔽板23で方向制限される。ただし、図8では大気内X線遮蔽板41を使用して、透過X線が更に方向制限されているが、本実施形態では、大気内X線遮蔽板41に相当する部分をコリメータ27に置換している。本実施形態では、コリメータ27において大気内X線遮蔽板41を変形可能にすることで本発明の目的を達成する。

20

【 0 0 2 6 】

コリメータ27は、マルチX線源26と2次元検出器28との間に設けられ、マルチX線源26からのX線の照射範囲を制限するためのコリメータである。このコリメータ27は、図3に示すように、複数の絞り板32によって、X線が通過する複数の絞り孔42(スリット)をマルチX線源26における複数のX線源に対応して2次元状に形成している。複数の絞り孔42の大きさ及び位置は、絞り板32を制御することにより調節可能に構成されている。

30

【 0 0 2 7 】

図2を使用して本実施形態における主要部分であるコリメータ27の制御について説明する。

【 0 0 2 8 】

図2において1次元方向に限定して説明する理由は、2次元に拡張しても各次元間で作用は独立であるからである。1次元から2次元に容易に拡張することができる。

【 0 0 2 9 】

図2の(a)は、マルチX線源26を構成する各X線源が2次元検出器28上の同一の場所に照射領域を有するようにコリメータ27の絞り板32が制御された例を示す。絞り板32はX線を遮蔽する部材であり、例えば、タングステン、鉛、銅、鉄、又はこれらの合金で製造される。本実施形態では、図3に示すように、絞り板32は、321, 322, 323, 324で示される4種類の絞り板で構成される。すなわち、コリメータ27は、絞り板の集合とそれらを駆動する不図示の駆動機構で構成される。

40

【 0 0 3 0 】

図2の(a)で示すような2次元検出器28上の同一の場所に受光領域40を有するようなコリメータ27の制御は、以下の点で臨床上不便になる場合がある。

【 0 0 3 1 】

例えば、X線源であるターゲットt2からのX線で被写体34を観察しているときに、医師が被写体34の右側を観察したい場合を想定する。医師は、制御パネル30から、被写

50

体の観察領域を選択するために、複数のX線源のうちX線照射を行う1つ以上のX線源を選択し、さらにそれを切り替える要求を出すことができる。

【0032】

この要求に対しX線源とするターゲットをt2からt3に切り替えると、被写体34の右側領域を観察することは可能になるが被写体34の観察方向(観察角度)が変更されてしまう。この観察方向の変化は医者による要求ではない。

【0033】

同様に、ターゲットt2からのX線で被写体34を観察しているときに、医師が被写体34を右側回転して観察したい場合を想定する。この要求に対してX線源とするターゲットをt2からt3に切り替えると、被写体34の観察方向を右側に回転した画像を観察することは可能になるが被写体34の観察領域33及び観察中心が変更されてしまう。この観察領域33及び観察中心の変化は医者による要求ではない。

10

【0034】

図2の(b)を使用してコリメータ27のシフトモードでの制御を説明する。

【0035】

シフトモード(第1の制御モード)では、ターゲットtiと他のターゲットtjで形成される観察領域33が、それぞれ観察方向を維持しつつ観察領域33がシフト(水平移動)した関係になるように絞り板32を制御する。言い換えると、X線照射を行うX線源が別のX線源に変更されたとき、観察領域を平行移動するべく、その変更後と変更前とで観察方向が平行になるように複数の絞り孔42の大きさ及び位置を制御する。

20

【0036】

シフトモードでの制御では、観察方向に加えて観察面積も維持することが好ましいので、本実施形態では観察方向及び観察面積の両方を維持する制御を説明する。

【0037】

本実施形態に係るCアーム装置では、シフトモードの他に回転モードがある。シフトモードと回転モードの切り替えは制御パネル30の操作によって行うことができる。シフトモードでは、医師がターゲットt2からのX線で被写体34を観察している場合、医師が観察領域33の拡大縮小を行う為にターゲットt2に対向した絞り板32を制御すると、他のターゲットt1,t3に対向する絞り板32も連動して拡大縮小する。同様に、シフトモードにおいては、医師がターゲットt3からのX線で被写体34を観察している場合、医師が観察領域33の拡大縮小を行う為にターゲットt3に対向した絞り板32を制御すると、他のターゲットt1,t2に対向する絞り板32も連動して変化する。

30

【0038】

図2の(c)を使用してコリメータ27の回転モードでの制御を説明する。

【0039】

回転モード(第2の制御モード)では、ターゲットtiと他のターゲットtjで形成される観察領域33が、それぞれ観察中心を維持しつつ観察方向を回転した関係になるように絞り板32を制御する。言い換えると、X線照射を行うX線源が別のX線源に変更されたとき、観察方向を回転させるべく、その変更後と変更前とで観察領域の中心が同じになるように複数の絞り孔42の大きさ及び位置を制御する。追加的には観察面積も一定になるように維持することが望ましい。ここでは、観察中心及び観察面積の両方を維持することを、「観察領域33を維持する」という。

40

【0040】

回転モードでは、医師がターゲットt2からのX線で被写体を観察している場合、医師が観察領域33の拡大縮小を行う為にターゲットt2に対向した絞り板32を制御すると、他のターゲットt1,t3に対向する絞り板32も連動して拡大縮小する。透過型ターゲット13の間隔は物理的に固定であるので、観察方向の変化量はマルチX線源26の中心の透過型ターゲットから被写体34中心までの距離(FCD: Focus Center Distance)を仮想的に設定すると計算することができる。本実施形態においては、制御パネル30からFCDを入力することができる。

50

【 0 0 4 1 】

図 3 は絞り板 3 2 の構造例を示している。

【 0 0 4 2 】

(a) 及び (b) は、シフトモードで照射野を縮小した例を示している。(a) から (b) への変化においては、各絞り孔 4 2 の中心間の距離関係は変化せず、絞り孔 4 2 の面積のみが縮小している。

【 0 0 4 3 】

(c) 及び (d) は、回転モードで照射野を縮小した例を示している。(c) から (d) への変化においては、絞り孔 4 2 の面積のみが縮小すると同時に各絞り孔 4 2 の中心間の距離関係も変化する。

10

【 0 0 4 4 】

図 4 を使用して、シフトモードと回転モードが複合した場合のコリメータ 2 7 の制御を説明する。

【 0 0 4 5 】

図 4 の (a) は、シフトモードから回転モードに切り替えられた場合である。シフトモードでの制御下でターゲット t1 を使用し被写体 3 4 の一部を観察中に、回転モードに変更された場合を想定する。この場合、他のターゲット t2、t3 は、(a) に示すように観察領域 3 3 を維持して観察方向が回転するように制御される。

【 0 0 4 6 】

図 4 の (b) は、回転モードでの制御下でターゲット t3 を使用し被写体 3 4 の一部を観察中に、シフトモードに変更された変更された場合である。この場合、他のターゲット t1、t2 は (b) に示すように観察方向を維持して観察領域 3 3 がシフトするように制御される。

20

【 0 0 4 7 】

図 4 では注意すべき問題がある。各モードを満足するようにコリメータ 2 7 を設定すると、コリメータ 2 7 を通過した X 線が 2 次元検出器 2 8 面からはみ出す場合がある。この場合患者への無意味な被曝を生じる。このような無意味な被曝を禁止するために、X 線が 2 次元検出器 2 8 からはみ出さないようにコリメータ 2 7 が制御される。言い換えると、マルチ X 線源 2 6 から照射される X 線が全て 2 次元検出器 2 8 に投影されるようにコリメータ 2 7 が制御される。

30

【 0 0 4 8 】

本実施形態に係る C アーム装置は、透過型ターゲット 1 3 の選択及びシフトモードと回転モードの切り替えを無限に繰り返すことができる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態に係る C アーム装置は、操作者が選択した透過型ターゲット 1 3 及び選択されたターゲットが形成する観察領域 3 3、観察方向を操作者に知らせるディスプレイ 3 1 を有する。

【 0 0 5 0 】

図 5 はディスプレイ 3 1 の表示画面構成の例を示している。

【 0 0 5 1 】

ディスプレイ 3 1 は液晶ディスプレイ等で構成される。画像表示部 3 5 は現在選択された透過型ターゲット 1 3 からの X 線で撮影された画像を表示する。画像表示部 3 5 の上部には患者情報表示部 3 6、ウィンドウ情報などを表示する画像処理情報表示部 3 7 が配されている。ターゲット表示部 3 8 は、選択されたターゲットを表示する部分であり、操作者によって現在選択されている透過型ターゲット 1 3 のマルチビーム X 線全体上での位置を表示する。観察領域・方向表示部 3 9 は、被写体 3 4 の観察領域 3 3 及び観察方向を表示する部分で、仮想的な被写体 3 4 を想定した場合の観察領域 3 3 と観察方向を断面情報として表示する。仮想的な被写体 3 4 は、制御パネル 3 0 から入力された FCD (Focus Center Distance) を使用して計算される。

40

【 0 0 5 2 】

50

次に、コリメータ 27 のリセット動作について説明する。

【 0 0 5 3 】

上述したように、本実施形態における C アーム装置は、透過型ターゲット 13 の選択及びシフトモードと回転モードの切り替えを無限に繰り返すことができる。しかし、周辺の透過型ターゲット 13 で観察方向の角度を大きく設定すると他のターゲットが形成する X 線が 2 次元検出器 28 上に画像を形成しない場合がある。この場合に、操作者がコリメータ 27 をリセット状態に戻すことができることが好ましい。また、被写体 34 (患者) を変更する場合にもリセット状態に戻すことが必要である。

【 0 0 5 4 】

コリメータ 27 のリセット状態は操作者が設定できる。コリメータ 27 のリセット状態の例としては、図 2 (b)、図 2 (c) の状態がある。

10

【 0 0 5 5 】

次に、図 6 を参照して、図 4 に示した絞り板 32 の運動ではなく絞り孔 42 の位置と大きさを使用して、コリメータ 27 の制御方法を説明する。説明は 1 次元で説明するが、2 次元でも各軸独立に計算することができる。

【 0 0 5 6 】

マルチ X 線源 26 の透過型ターゲット 13 から 2 次元検出器 28 に下ろした垂線の距離を FDD (Focus Detector Distance) とする。マルチ X 線源 26 の中心に位置する透過型ターゲット 13 から仮想被写体の中心までの距離を FCD (Focus Center Distance) とする。透過型ターゲット 13 から絞り孔 42 までの距離を FSD (Focus Slit Distance) とする。また、透過型ターゲット 13 の幅を FW (Focus Width)、絞り孔 42 の幅を SW (Slit Width)、観察領域 33 の幅を ROI (Region Of Interest) とすると、式 (1) の関係が成立する。ただし、SW、FW を仮定している。

20

【 0 0 5 7 】

$$ROI = (FW + SW) \cdot (FCD / FSD) - FW \quad \text{式 (1)}$$

【 0 0 5 8 】

式 (1) の第 2 項は第 1 項に比して非常に小さいので、式 (2) のように概算できる。

【 0 0 5 9 】

$$ROI \approx (FW + SW) \cdot (FCD / FSD) \quad \text{式 (2)}$$

【 0 0 6 0 】

式 (2) を変形すると、操作者によって ROI が決定された時の絞り孔 42 の幅 SW は、式 (3) で計算することができる。

30

【 0 0 6 1 】

$$SW = ROI \cdot (FSD / FCD) - FW \quad \text{式 (3)}$$

【 0 0 6 2 】

コリメータ 27 の制御モードがシフトモードの場合、操作者が観察しているターゲット t_0 に対向する絞り孔 42 の幅 $SW(t_0)$ と n 個分離れたターゲット t_n に対向する絞り孔 42 の幅 $SW(t_n)$ は、式 (4) のように等しい。

【 0 0 6 3 】

$$SW(t_0) = SW(t_n) \quad \text{式 (4)}$$

40

【 0 0 6 4 】

制御モードがシフトモードの場合、操作者が観察しているターゲット t_0 に対向する絞り孔 42 の位置 $P(SW(t_0))$ と、 n 個分離れたターゲット t_n に対向する絞り孔 42 の位置 $P(SW(t_n))$ との間には、式 (5) の関係が成立する。ここで透過型ターゲット 13 のピッチを FP (Focus Pitch) とする。図 6 の (b) が、式 (4) と式 (5) の関係を表している。

【 0 0 6 5 】

$$P(SW(t_n)) = P(SW(t_0)) + n \cdot FP \quad \text{式 (5)}$$

【 0 0 6 6 】

コリメータ 27 の制御モードが回転モードの場合、操作者が観察しているターゲット t_0 に対向する絞り孔 42 の幅 $SW(t_0)$ と n 個分離れたターゲット t_n に対向する絞り孔 42 の幅

50

SW(tn)は、式(6)のように等しい。

【0067】

$$SW(t_0) = SW(t_n) \quad \text{式(6)}$$

【0068】

コリメータ27の制御モードが回転モードの場合、操作者が観察しているターゲットt0に対向する絞り孔42の位置P(SW(t0))とn個分離したターゲットtnに対向する絞り孔42の位置P(SW(tn))との間には、式(7)の関係が成立する。図6の(c)が、式(6)と式(7)の関係を表している。

【0069】

$$P(SW(t_n)) = P(SW(t_0)) + n \cdot FP \cdot ((FCD - FSD) / FCD) \quad \text{式(7)}$$

10

【0070】

FCDはマルチX線源26の中心に位置する透過型ターゲット13から仮想被写体の中心までの距離を定義している。実際の被写体34の設置と制御手段が記憶しているFCDが異なる場合は、上記式(1)から式(7)で計算される値と操作者の感覚が一致しない。そこでFCDの値は制御パネル30から随時変更することができる。

【0071】

次に、回転モードでの制御において、複数のX線源の切り替えに対して観察中心を一致させる技術について説明する。

【0072】

上述のように、回転モードにおいては、観察領域33の中心(観察中心)が一致するようにコリメータ27が制御される。観察領域33にX線を投影させた場合の2次元検出器28上の領域が受光領域40である(図6(a)参照)。

20

【0073】

透過型ターゲット13の正面に絞り孔42が位置する場合は、受光領域40は長方形になる。ここで、絞り孔42は長方形とし、正面とは透過型ターゲット13の中心からコリメータ27の平面に下ろした垂線が絞り孔42の中心を通過することをいう(図7(a)のX線源t0からの受光領域40を参照)。透過型ターゲット13の正面に絞り孔42が位置しない(この場合を斜入射という。)場合は、受光領域40は正方形、長方形以外の四角形になる。

【0074】

30

他方、回転モードにおいては、X線発射する透過型ターゲット13が観察領域33の中心を通過する光線に直交するように画像表示することが適切である。そこで、図7(b)に示すようなアフィン変換面44を想定して、2次元検出器28から画像をアフィン変換(投影)する。アフィン変換面44はX線を発射するX線源と観察領域33の中心とを結ぶ線と直交し、且つその線と2次元検出器28とが交わる点を含む面である。

【0075】

2次元検出器28から読み出される画像から受光領域40を切り出す方法は2種類ある。一つはX線の信号値を利用して受光領域40を切り出す方法である。他の一つはコリメータ27の絞り孔42の位置及び面積から2次元検出器28上の受光領域40を計算で求める方法である。いずれの方法でも切り出された受光領域40に対してアフィン変換が適用されてディスプレイ31に表示される。アフィン変換の計算時間が短い場合は2次元検出器28からの全体画像をアフィン変換した後に受光領域40を切り出すことが可能である。アフィン変換に計算時間を長い場合は、受光領域40を含むように、2次元検出器28からの部分画像を切り出して、その後アフィン変換処理を行う。上記の処理により得られたアフィン変換後の画像は観察中心が一致した画像になる。

40

【0076】

無意味な患者被曝を禁止するために、X線が2次元検出器28からはみ出さない(けられない)ようにコリメータ27が制御される。コリメータ27の各モードに対応して、コリメータ27の絞り孔42の位置及び面積が計算される。計算された絞り孔42の位置及び面積から2次元検出器28上の受光領域40が計算で求められる。コリメータ27の制

50

御モードがシフトモードの場合の受光領域IRA (Irradiation Area) の幅は、式 (8) で計算される。

【 0 0 7 7 】

$$IRA = (FW + SW) \cdot (FDD / FSD) \quad \text{式 (8)}$$

【 0 0 7 8 】

コリメータ 2 7 の制御モードがシフトモードの場合、操作者が観察しているターゲット t_0 が形成する受光領域 4 0 の位置 $P(IRA(t_0))$ と n 個分離れたターゲット t_n が形成する受光領域 4 0 の位置 $P(IRA(t_n))$ は、式 (9) の関係が成立する。

【 0 0 7 9 】

$$P(IRA(t_n)) = P(IRA(t_0)) + n \cdot FP \quad \text{式 (9)}$$

10

【 0 0 8 0 】

2次元検出器 2 8 の幅を DW (Detector Width) とし、 $P(IRA(t_0))$ が 2次元検出器 2 8 の中心に一致すると仮定すると、式 (1 0) が成立すれば受光領域 4 0 は 2次元検出器 2 8 からはみ出すことになる。式 (1 0) の等号が成り立つように絞り板 3 2 が制御される。

【 0 0 8 1 】

$$IRA(t_n) / 2 + n \cdot FP \leq DW / 2 \quad \text{式 (1 0)}$$

【 0 0 8 2 】

コリメータ 2 7 の制御モードが回転モードの場合の受光領域IRA (Irradiation Area) は、式 (1 1) で計算される。

【 0 0 8 3 】

$$IRA = (FW + SW) \cdot (FDD / FSD) \quad \text{式 (1 1)}$$

20

【 0 0 8 4 】

制御モードが回転モードの場合、操作者が観察しているターゲット t_0 が形成する受光領域 4 0 の位置 $P(IRA(t_0))$ と、 n 個分離れたターゲット t_n が形成する受光領域 4 0 の位置 $P(IRA(t_n))$ との間には、式 (1 2) の関係が成立する。

【 0 0 8 5 】

$$P(IRA(t_n)) = P(IRA(t_0)) + n \cdot FP \cdot ((FDD - FCD) / FCD) \quad \text{式 (1 2)}$$

【 0 0 8 6 】

$P(IRA(t_0))$ が 2次元検出器 2 8 の中心に一致すると仮定すると、式 (1 3) が成立すれば受光領域 4 0 は 2次元検出器 2 8 からはみ出すことになる。式 (1 3) の等号が成り立つように絞り板 3 2 が制御される。

30

【 0 0 8 7 】

$$IRA(t_n) / 2 + n \cdot FP \cdot ((FDD - FCD) / FCD) \leq DW / 2 \quad \text{式 (1 3)}$$

【 0 0 8 8 】

本発明の第 1 実施形態は、以上のとおりである。

【 0 0 8 9 】

従来技術には、上述したような、マルチ X 線源において 1 の絞りの変更に関連してその他の絞りが変更される技術はなかった。また、上記連動には 2 種類のモードがあり、第 1 のモードは観察領域のシフト、第 2 のモードは観察方向の回転とすることも、従来技術にはなかった。

40

【 0 0 9 0 】

これに対し、本実施形態によれば、観察方向を変えて被写体 3 4 を透視観察する場合に、観察領域の中心 (観察中心) 及び観察面積が維持された画像を瞬時に提供できる。

【 0 0 9 1 】

また、観察方向を変更する前に観察中心及び観察面積が好適に変更されているので患者に無駄な被曝を生じさせない。

【 0 0 9 2 】

さらに、観察領域の変更が容易であり、手術時間の短縮、患者被曝の低減が期待できる。

【 0 0 9 3 】

50

(第2実施形態)

以下、第2実施形態を説明する。第2実施形態のCアーム装置の構成は図1に示した構成と同様である。以下では、コリメータ27の制御について詳細には説明しない。コリメータ27は上述の第1実施形態と同様にシフトモード、回転モードの2つの制御モードで制御されるが、この2つの制御モードに限定されるものではない。

【0094】

本実施形態の特徴を図9及び図10を使用して説明する。

【0095】

図9の(a)は、2次元のマルチX線源中の黒丸で示される5点のX線源を選択して人体を撮像している例を示している。図9の(a)の2次元のマルチX線源は、9行、9列、合計81個のX線源から構成される。選択されているX線源を $X(m, n)$ の形式で表現すると、 $X(5, 4)$ 、 $X(4, 5)$ 、 $X(5, 5)$ 、 $X(6, 5)$ 、及び $X(5, 6)$ となる。

10

【0096】

選択中の5点のX線源は同時に曝射されるのではなく、常に1のX線源のみが曝射される。曝射切り替えの方式は、制御部に内蔵されたタイマーにより周期的に切り替え曝射される方式と、術者によって非周期的に切り替え曝射される方式が考えられる。

【0097】

ディスプレイには曝射されたX線源によるX線画像が表示される。複数のX線源による画像の表示方式としては、選択されている全てのX線画像を表示する方式と最近に曝射されたX線による画像のみを表示する方式がある。

20

【0098】

図9の(b)は、選択中のX線源の入射角度関係を実質的に維持するモード(関係維持モード)でのX線源の選択変更について説明するものである。関係維持モード及び図9の(c)で説明するX線源の入射角度関係を実質的に比例維持するモード(比例維持モード)との切り替えは、制御パネルからの術者の指示で変更される。

【0099】

受付手段としての制御パネル30は、複数のX線源のうちX線照射を行う少なくとも2つのX線源が選択されているときに、その少なくとも2つのX線源のうちの第1のX線源を別の位置の第2のX線源に変更する指示を受け付けることができる。

【0100】

関係維持モードの場合は、図9(a)で選択されているX線源 $X(5, 4)$ を $X(6, 6)$ に選択変更すると、他のX線源はそれぞれ $X(4, 5)$ 、 $X(5, 7)$ 、 $X(5, 5)$ 、 $X(6, 7)$ 、 $X(6, 5)$ 、 $X(7, 7)$ 、及び $X(5, 6)$ 、 $X(6, 8)$ に変更される。つまり、関係維持モードの場合は、選択中の1のX線源 $X(m1, n1)$ を $X(m1+m, n1+n)$ に変更すると、変更前の選択されたX線源の相対的な位置関係が維持されるように、選択中の他のX線源 $X(m2, n2)$ も $X(m2+m, n2+n)$ に変更される。

30

【0101】

関係維持モードの場合に撮影されるX線画像の変化を図10に示す。

【0102】

図10では簡単の為に1次元のマルチX線源の場合を示す。図10の(a)では、3点のX線源が選択されている。(a)で選択されている3点のX線源中の中央の黒丸のX線源を右方向のX線源に選択変更すると、両側の他のX線源が入射角度を実質的に維持するように選択変更される(図10(b))。

40

【0103】

(b)で選択される3点のX線源によるX線画像と、(a)で選択される3点のX線源によるX線画像の関係をみると、関心領域に対する入射角度は変更されている。しかし、選択される3点の入射角度関係は実質的に維持されている。ここで「実質的に維持」とは、次のとおりである。マルチX線源中の線源が等間隔で配置されている場合は、入射角度関係を選択変更前後で完全に一致させることはできない。しかし、マルチX線源の線源配置ピッチが、マルチX線源から被写体までの距離に較べて非常に小さい場合は、選択変更前

50

後での入射角度関係の差異は無視できる。このことを「実質的に維持」されていると表現している。

【 0 1 0 4 】

図 9 の (c) は、入射角度関係を実質的に比例維持するモード（比例維持モード）での X 線源の選択変更について示すものである。比例維持モードの場合は、図 9 の (a) で選択されている X 線源 X(6, 5) を X(7, 5) に選択変更すると、残りの X 線源はそれぞれ X(5, 4) X(5, 3)、X(4, 5) X(3, 5)、及び X(5, 6) X(5, 7) に変更される。ここで、移動しない基準 X 線源を X(5, 5) としている。

【 0 1 0 5 】

つまり、比例維持モードの場合は、移動しない基準 X 線源を X0 とし、選択中の 1 の X 線源 X1 を X1' に変更すると、選択中の他の X 線源 Xn が Xn' に変更される。すなわち、変更前の少なくとも 2 つの X 線源の相対的な位置関係が拡大又は縮小される位置の X 線源に変更される。ここで、X 線源 X1 から X1' への変位を次のように表す。

$$\overrightarrow{X1X1'}$$

【 0 1 0 6 】

すると、次の式 (1 4) と式 (1 5) が成立する。

$$\left| \overrightarrow{X1X1'} \right| = \left| \overrightarrow{XnXn'} \right|$$

式 (1 4)

$$\frac{\overrightarrow{X0X1} \cdot \overrightarrow{X0X1'}}{\left| \overrightarrow{X0X1} \right| * \left| \overrightarrow{X0X1'} \right|} = \frac{\overrightarrow{X0Xn} \cdot \overrightarrow{X0Xn'}}{\left| \overrightarrow{X0Xn} \right| * \left| \overrightarrow{X0Xn'} \right|} \quad \text{式 (1 5)}$$

【 0 1 0 7 】

比例維持モードの場合に撮影される X 線画像の変化を図 1 0 に示す。

【 0 1 0 8 】

図 1 0 では簡単な為に 1 次元のマルチ X 線源の場合を示す。図 1 0 の (a) では、3 点の X 線源が選択されている。(a) で選択されている 3 点の X 線源中の右端のハッチングされた丸で示された X 線源を、更に右方向の X 線源に選択変更すると両側の他の X 線源が入射角度を実質的に比例維持するように選択変更される (図 1 0 (c)) 。

【 0 1 0 9 】

(c) で選択される 3 点の X 線源による X 線画像と、(a) で選択される 3 点の X 線源による X 線画像の関係をみると、関心領域に対する入射角度は変更されている。しかし、選択される 3 点の入射角度差の関係は実質的に維持されている。ここで「実質的に維持」とは、次のとおりである。マルチ X 線源中の線源が等間隔で配置されている場合は、入射角度差を選択変更前後で完全に一致させることはできない。しかし、マルチ X 線源の線源配置ピッチが、マルチ X 線源から被写体までの距離に較べて非常に小さい場合は、選択変更前後での入射角度差の差異は無視できる。このことを「実質的に維持」されていると表現している。

【 0 1 1 0 】

なお、第 2 実施形態の関係維持モードと比例維持モードは、第 1 実施形態のシフトモード、回転モードのコリメータ 2 7 の制御にそれぞれ対応している。特に第 1 実施形態の回転モードで第 2 実施形態を実施すると有効である。ただし、第 2 実施形態の関係維持モードと比例維持モードは、第 1 実施形態のシフトモード、回転モードに限定されない。

【 0 1 1 1 】

以上、第 2 実施形態を説明した。

【 0 1 1 2 】

以下、本発明の従来技術に対する優位性を説明しておく。

【0113】

従来は、複数のCアームを有する装置において複数のCアーム撮像系が一定の関係を持って連動する技術が専らであった。

【0114】

また、複数の撮影系のX線源の数は高々2個のものが一般的であり、上述の第1、第2実施形態のように10個乃至100個のX線源数を持つことができる撮影系はなかった。

【0115】

よって、従来はそもそも、複数のX線源を使用した撮影において、現在選択中のX線源を他の位置のX線源に選択変更する必要もなかった。

10

【0116】

したがって、本発明が解決する課題は、従来知られていなかった新規な課題であるとも言える。

【図面の簡単な説明】

【0117】

【図1】実施形態に係るCアーム装置の例を示す図。

【図2】実施形態におけるコリメータの制御を説明する図。

【図3】実施形態における絞り板の構造例を示す図。

【図4】実施形態におけるシフトモードと回転モードが複合した場合のコリメータの制御を説明する図。

20

【図5】実施形態におけるディスプレイの表示画面構成の例を示す図。

【図6】実施形態におけるコリメータの制御方法を説明する図。

【図7】実施形態における斜入射時の画像のアフィン変換を説明する図。

【図8】マルチX線源の構造例を示す図。

【図9】第2実施形態におけるX線源の選択方法を説明する図。

【図10】第2実施形態における撮影画像の関係を説明する図。

【符号の説明】

【0118】

25 Cアーム

26 マルチX線源

27 コリメータ

28 2次元検出器

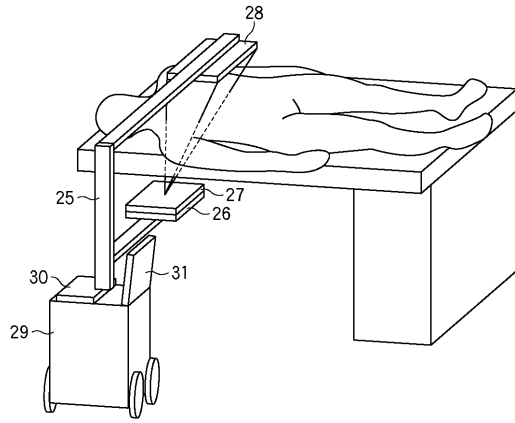
29 制御部

30 制御パネル

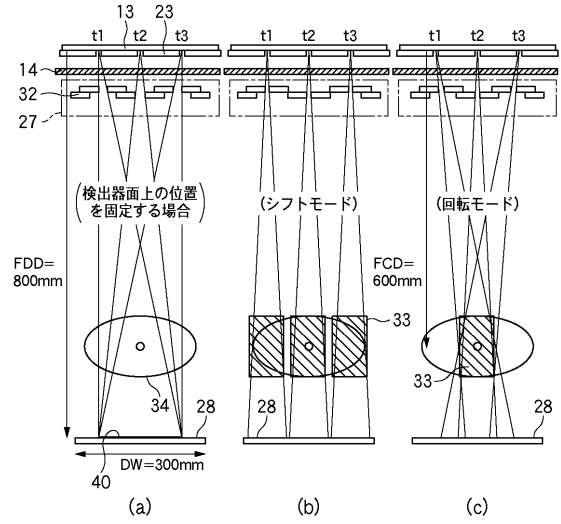
31 ディスプレイ

30

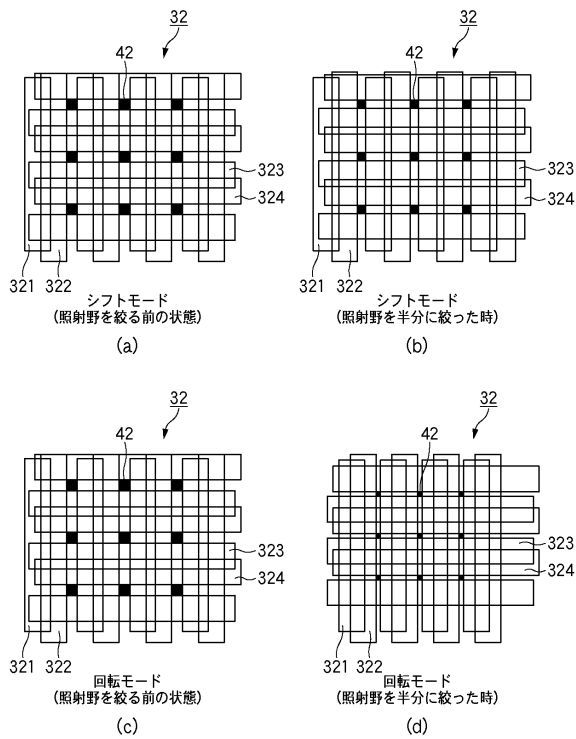
【図1】



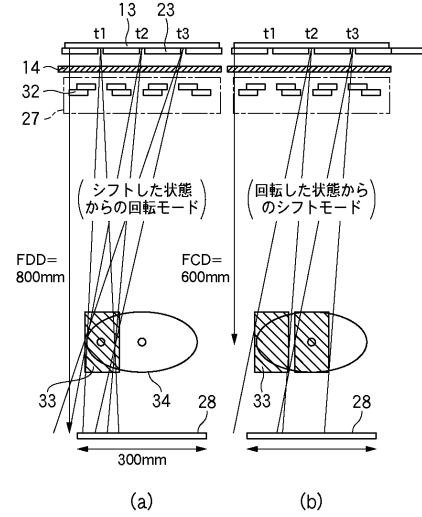
【図2】



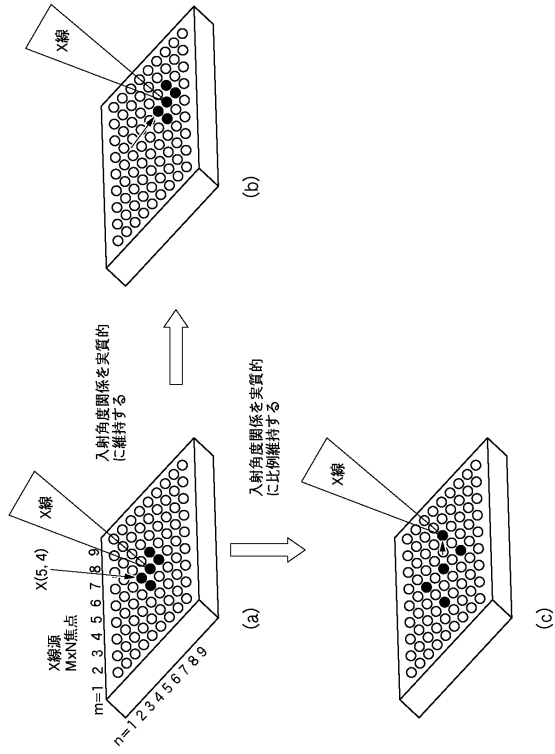
【図3】



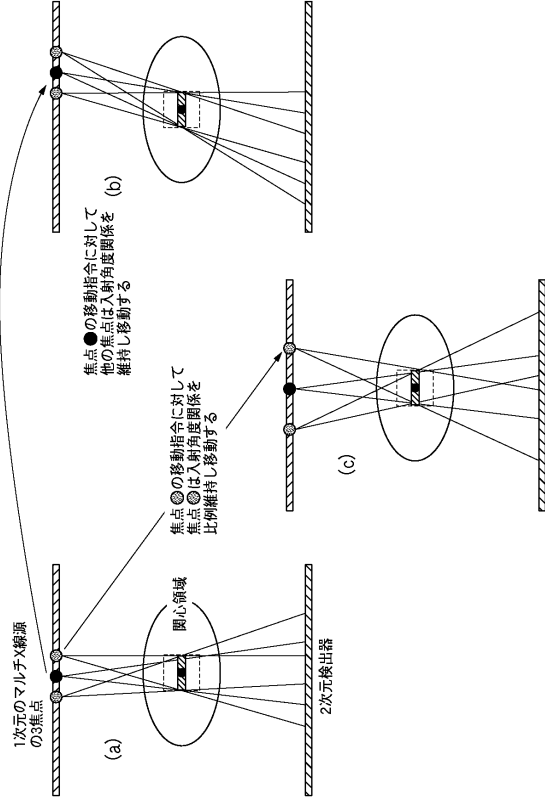
【図4】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 辻井 修
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 佐藤 眞
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 奥貫 昌彦
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 清水 英
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 小倉 隆
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 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2005-261838(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00