

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5588775号
(P5588775)

(45) 発行日 平成26年9月10日 (2014. 9. 10)

(24) 登録日 平成26年8月1日 (2014. 8. 1)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 9 0 C

A 6 1 B 6/08 (2006. 01)

A 6 1 B 6/08 3 0 7

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-170351 (P2010-170351)
 (22) 出願日 平成22年7月29日 (2010. 7. 29)
 (65) 公開番号 特開2012-29766 (P2012-29766A)
 (43) 公開日 平成24年2月16日 (2012. 2. 16)
 審査請求日 平成25年5月28日 (2013. 5. 28)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 谷口 昭仁
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社 日立メディコ内

審査官 小田倉 直人

(56) 参考文献 実開昭53-060778 (JP, U)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を照射するX線源と、前記X線源と対向配置され、被検体の透過X線を検出して電気信号に変換するX線検出器と、前記X線の照射領域を制限するX線絞り手段と、前記X線の照射領域を示す可視光を照射する光照射手段と、前記X線源と前記X線検出器との間の距離を測定する測距手段と、前記測定された距離に応じて、前記可視光の物理量を変更する可視光変更手段と、前記電気信号に基づいて前記被検体のX線画像を生成する画像処理手段と、を備え、

前記可視光変更手段は、前記測定された距離と、前記被検体のX線撮像において要求される前記X線源と前記X線検出器との間の距離を示す要求値と、の差分に応じて、前記可視光の物理量を変更することを特徴とするX線画像診断装置。

【請求項 2】

前記可視光変更手段は、前記差分に応じて、前記可視光の照射間隔、輝度、又は色のうちの少なくとも一つを変更する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のX線画像診断装置。

【請求項 3】

前記差分に相当する数値を前記可視光により投影する投影手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のX線画像診断装置。

10

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線画像診断装置に係り、特にX線源と被検体とX線検出器との相対位置の設定に関するものである。

【背景技術】

【0002】

X線源からX線を被検体に照射し、X線源と対向配置されたX線検出器により、被検体を透過したX線を検出して画像化するX線画像診断装置では、X線源と被検体とX線検出器との相対位置の設定が必要となる。この相対位置の設定の中で特に重要なのが、X線が照射される領域と、X線管焦点/X線入射面（受像面）間距離（SID:Source-Image Distance）を、適正な値とすることである。

10

【0003】

そのため、従来のX線画像診断装置では、X線可動絞りの近傍に、SID測定用のメジャーを備え、操作者が手動によりSID計測を行ったり（特許文献1参照）、赤外線等を用いた測距機構によりSIDの自動計測を行ったりしている。次いで、SIDが適正な値になるように、操作者が手動でX線源を移動させてX線源の位置合わせを行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】WO/2009/142166号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記従来技術のうち、メジャーを用いた方式では、メジャーによる距離計測とX線源の移動とのセットを複数回繰返さなければ正確なSID設定ができないため、操作者の負担が大きいという問題があった。加えて、計測値の読取り、SIDの適正な値（要求値）との比較、X線源の移動など、操作者が介在する項目が多く、人為的ミスを誘発する要因が多いという問題があった。

【0006】

30

一方、SIDを自動計測し、その値を表示器で表示する方式では、SID表示器の配置等が、装置設置上の制約となったり、表示器と操作者との相対位置によっては、操作者から表示器を目視確認することが難しいという問題があった。

【0007】

そこで、本発明は、SIDの設定に関し、SIDが適正值となるために行うX線源の移動を容易に行えるX線画像診断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】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明に係るX線画像診断装置は、X線を照射するX線源と、前記X線源と対向配置され、被検体の透過X線を検出して電気信号に変換するX線検出器と、前記X線の照射領域を制限するX線絞り手段と、前記X線源と前記X線検出器との間の距離を測定する測距手段と、前記測定された距離に応じて、前記可視光の物理量を変更する可視光変更手段と、前記電気信号に基づいて前記被検体のX線画像を生成する画像処理手段と、を備えることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、操作者は可視光で照らされる領域の観測により、SIDの要求値と現在値との差分を知ることが可能となり、結果、X線源と被検体とX線検出器との相対位置の設定を容易に行なえる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 0 】

【図 1】第一実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示すブロック図

【図 2】X 線画像診断装置で使用される X 線可動絞りの模式図

【図 3】X 線検出器の構成を示すブロック図

【図 4】本実施形態に係る X 線画像診断装置を用いた X 線撮影の流れを示すフローチャート

【図 5】第一実施形態における点灯要求、ドライブ信号、照光状態との関係を示す模式図

【図 6】第一実施形態における On - Duty と差分との関係を示す模式図

【図 7】第二実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す模式図

【図 8】第二実施形態に係る指令値（輝度）と差分との関係を示す模式図

10

【図 9】第二実施形態に係る指令値（輝度）と経過時間との関係を示す模式図（差分小）

【図 10】第二実施形態に係る指令値（輝度）と経過時間との関係を示す模式図（差分大）

【図 11】第二実施形態に係る周波数と差分との関係を示す模式図

【図 12】第三実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す模式図

【図 13】第三実施形態における差分と光源色との関係を示す模式図

【図 14】その他の実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す模式図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。同一機能を有する構成及び同一の処理内容の手順には同一符号を付し、その説明の繰り返しを省略する。

20

【 0 0 1 2 】

< システム構成 >

まず、図 1 に基づいて、本発明の第一実施形態に係る X 線画像診断装置について説明する。図 1 は、第一実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 3 】

図 1 の X 線画像診断装置 100 は、X 線を被検体 11 に照射する X 線源 1 と、X 線の照射領域を制限する X 線可動絞り 2 と、X 線源 1 と対向配置され、2 次元配列された複数の X 線変換素子を含み、被検体 11 の透過 X 線を検出して電気信号に変換する X 線検出器 12 と、X 線検出器 12 で検出した電気信号を入力して各種処理を行なう画像処理装置 13 と、画像処理装置 13 で処理された X 線画像を表示する表示部 14 と、X 線源 1 に印加する高電圧を発生する X 線高電圧発生装置 9 と、X 線源 1 又は X 線可動絞り 2 から X 線検出器 12（より詳しくは、X 線管の焦点から X 線入射面 12a）までの距離を測定する測距部 15 と、撮影条件及び X 線可動絞り 2 から可視光を点灯させるための点灯要求を入力する操作パネル 16 と、を備える。

30

【 0 0 1 4 】

測距部 15 は、操作者が X 線源 1 の位置決め操作を行っている間、継続して X 線源 1 と X 線入射面 12a との間の距離を測定する装置であり、例えば、ポテンシオメーター、赤外線等を用いた機構により構成される。

【 0 0 1 5 】

40

X 線源 1 は、被検体 11 に X 線を照射する装置であり、真空中で陰極から放出された熱電子を数十から百数十 kV 程度の高電圧で加速し、タングステンなどで構成された陽極に衝突させて X 線を発生させる X 線管装置が一般的であるが、近年では、カーボンナノチューブを用いたものも研究されている。

【 0 0 1 6 】

次に、図 1 及び図 2 に基づいて、X 線可動絞りの構成について説明する。図 2 は、X 線可動絞りの構成を示す模式図である。

【 0 0 1 7 】

X 線可動絞り 2 は、鉛などの X 線吸収係数の高い物質で作られた独立した 4 枚の羽根 5 を備え、これら羽根がモータ、プーリ、リードスクリューなどの機構や、回転機構を用い

50

ることにより、上下左右、かつ、回転方向に移動することにより、被検体 11 に照射する X 線の照射面積 (X 線照射領域) を制限する。例えば、点線で囲まれた円形内が、X 線源から X 線が照射する領域だとすれば、このうち羽根 5 の部分は X 線が透過せず、結果隣合う羽根の交点、すなわち、上羽根と左羽根の交点 a、上羽根と右羽根の交点 b、右羽根と下羽根の交点 c、下羽根と左羽根の交点 d、の 4 点で囲まれる四角形の領域のみの X 線が X 線可動絞り 2 から透過し、その領域の X 線が被検体 11 に照射されることになる。よって、被検体 11 上における X 線照射領域は、矩形状領域 a b c d の相似形となる。ここで、この羽根の枚数は必ずしも 4 枚である必要ではなく、例えば 8 枚構成とすることも可能であり、更には、各羽根が同一の X 線吸収係数である必要はなく、複数毎の羽根を他の羽根と比較して低い X 線吸収係数のものとすることもある。

10

【0018】

更に X 線可動絞りは、図 1 のように、可視光を発生させる光源 4 と、光源 4 の切替を行うスイッチ 6 と、光源 4 及びスイッチ 6 に給電するための電源 7 と、光源 4 からの可視光の照射方向を変更するためのミラー 3 と、を備えた光照射部 8 を備える。光源 4、スイッチ 6、電源 7 は、X 線可動絞り 2 内における X 線源 1 からの X 線の照射路から退避した位置に備える。また、ミラー 3 は、X 線の照射路 (より好ましくは、X 線束の中心軸上である) と、光源 4 からの可視光の照射路 (より好ましくは、可視光の光軸上である) との交点上に備えられる。さらに、ミラー 3 の鏡面の向きは、鏡面により反射した可視光 (反射光) が X 線束と同一方向に照射するように配置される。これにより、光源 4 から照射された可視光がミラー 3 で反射し、X 線が照射される領域と同一領域を可視光で照らすことができる。この可視光で照らされる領域を操作者が視認し、その範囲が所望のものとなるよう上記の各羽根の位置を調整することにより、適切な X 線照射領域が設定される。なお、X 線画像の画質向上のため、ミラー 3 における X 線の透過領域に相当する部分が、均一な X 線吸収係数を有する部材により構成されることが望ましい。

20

【0019】

次に図 3 に基づいて、X 線検出器 12 の構成について説明する。図 3 は、X 線検出器の構成を示すブロック図である。

【0020】

X 線検出器は図 3 の如く、被検体を透過した X 線を電気信号に変換する X 線変換素子 53 と、この X 線変換素子 53 で変換された電気信号を蓄積するキャパシタ 52 と、キャパシタ 52 に蓄積された電荷の読出しを制御する薄膜トランジスタ (TFT) 54 を 1 画素として、それらを 2 次元状に配列したセンサアレイ部 50 と、TFT のゲートに駆動信号を与えるためのゲートドライバ部 51 と、各行の TFT のドレインが共通に接続された増幅回路 55 と各増幅回路 55 の出力を時分割多重化するマルチプレクサ (MUX) 56 と、マルチプレクサ 56 で選択された各増幅回路 55 の出力をアナログ / デジタル変換して X 線画像信号として外部に出力するアナログ / デジタル変換器 (ADC) 57 と、X 線変換素子 53 に定電圧を供給する定電圧源 58 とにより構成される。

30

【0021】

ここで、X 線変換素子 53 には、例えば、X 線を光に変換するシンチレータと、このシンチレータから出力される光を電荷に変換するフォトダイオードを組み合わせる方式や、例えば、高電圧を印加したセレン等の半導体に X 線を入射させ、直接 X 線を電荷に変換する方式などがあり、一般には、前者の X 線変換素子を用いたものを間接型 X 線検出器と呼び、後者の X 線変換素子を用いたものを直接型 X 線検出器と呼び、何れの方式も、薄型、軽量、そしてダイナミックレンジが広い X 線検出器が提供できる。なお、図 3 において、センサアレイ部 50 は、簡略化のため S11 から S44 で表わされる 16 個の X 線変換素子 53 を 4 X 4 のマトリクス状に配列して構成されるが、実際は 1000 X 1000 以上のマトリクスのものが一般に使用される。

40

【0022】

次に、図 4 に基づいて、本発明の第一の実施形態に係る X 線画像診断装置において、操作者により X 線源と被検体と X 線検出器との相対位置が設定され、X 線画像が得られるま

50

での一連の動作について説明する。図4は、本実施形態に係るX線画像診断装置を用いたX線撮影の流れを示すフローチャートである。以下、図4の各ステップ順に沿って説明する。

【0023】

(ステップS1)

操作者は、X線撮影に先立ち、X線撮影に用いるX線条件を、操作パネル16から入力設定する(S1)。ここでいうX線条件とは、X線照射を行なう部位に応じたX線条件であって、例えば、X線管11のアノードとカソードに印加する電圧を意味する管電圧、アノードとカソード間に流れる電流を意味する管電流、X線が照射される時間を意味する照射時間の3つの条件であり、発生するX線のスペクトルを決定する因子である。また、このX線撮影に適したSIDの値(以下「SID要求値」という)の入力も行う。SIDの要求値は撮影部位を選択することにより予め決定される既知の値であり、操作者が、操作パネル16において撮影部位を選択することにより入力設定される。例えば、操作パネル16にプリセットメニューとして、撮影部位「胸部」、撮影手技名「単純X線撮影」、それに対応するX線撮影条件として「管電圧：100kV、管電流：100mA、SID：1500mm」が用意されている状態で、操作者が、操作パネル16から「撮影部位：胸部、撮影手技名：単純X線撮影」を選択すると、これに関連付けられたX線撮影条件からSIDが読み出される。そして操作パネル16から制御装置10に対して、SID要求値として1500mmが送信される。

10

【0024】

(ステップS2)

X線画像の取得に先立ち図示しない操作者は、X線源とX線検出器を対向配置する(S2)。X線可動絞りは、X線源と構造的に一体化され、両者の位置関係は常に不変で、X線源の移動に伴いX線可動絞りも相対位置関係を保ちつつ移動する。

20

【0025】

(ステップS3)

次に操作者は、X線検出器12近傍に被検体11を移動させた上で、操作パネル16において、光源4の点灯要求を入力する。点灯要求信号は、制御装置10へ送信される(S3)。

【0026】

それと同時に、測距部15は、X線源1(又はX線可動絞り2)とX線検出器12との間の距離を測定する(S3)。測距部15により測定された距離が、SID現在値となる。測距部15は、X線源1からX線が照射されるまで、SIDの測定を継続して実行し、その値を制御装置10へ送信し続ける。

30

【0027】

(ステップS4)

制御装置10は点灯要求信号をトリガとし、制御装置10は、ステップS1で取得したSID要求値と、測距部15から受信したSID現在値との差分を求める。次いで、X線可動絞り2が有する光照射部8に対して、差分に応じた光源の点灯と消灯の繰返しを指示するドライブ信号を送出する(S4)。

40

【0028】

光照射部8ではそのドライブ信号に同期させ、MOSFETなどのスイッチ6により、光源4への電力供給をON/OFFし、光源4の点灯と消灯を繰返す(S4)。

【0029】

図5、6に基づいて、第一実施形態に係るX線画像診断装置による可視光の照光状態を説明する。図5は、第一実施形態における点灯要求、ドライブ信号、照光状態との関係を示す模式図、図6は、第一実施形態におけるOn-Dutyと差分との関係を示す模式図である。

【0030】

図5に示すように、制御装置10は、操作パネル16から点灯要求信号が送信されてい

50

る間、点灯～消灯を1周期とするドライブ信号を出力する。ドライブ信号の点灯周期に合わせてスイッチ6が切り替わる。その結果、ドライブ信号の点灯区間に合わせて光源4が点灯し、ドライブ信号の消灯区間に合わせて光源4が消灯する。これを繰り返すことにより、光源4は点滅する。

【0031】

このドライブ信号における、点灯周期に対する点灯時間の比（以下、「On-Duty」という。算出方法は下式（1）による。）は、図6の如くSID現在値と要求値との差分がゼロに近ければ高くなるように、逆にSID現在値と要求値との差分が大きければ低くなるように、SID現在値と要求値との差分に応じて制御される。これにより操作者は、点灯/消灯のOn-Dutyを観測することができ、この点灯/消灯のOn-Dutyを基にSID現在値とSID要求値との差分を認識することが可能となる。

10

【0032】

【数1】 $\text{On-Duty}[\%] = (\text{点灯時間}) \times 100 / (\text{点灯時間} + \text{消灯時間}) \cdots (1)$

【0033】

なお、図6において、差分がある閾値以上大きくなった場合には、On-Dutyをある値でクリッピングしているが、これは差分が大きくなりすぎてOn-Dutyがゼロとなり、可視光で照らされる領域を操作者が認識できなくなることを防ぐためである。

【0034】

（ステップS5）

操作者は、点灯/消灯が繰返される可視光を観測しつつ、そのOn-Dutyが100%となるよう、X線検出器12と対向配置されたX線源11をX軸方向に移動させる。これにより、SID現在値がSID要求値と一致するようにX線源とX線検出器12との相対位置を設定することができる。更に、可視光で照らされる領域、つまりはX線照射領域が適正な範囲となるよう、図示しない操作器により、X線可動絞リ2の羽根の位置を調整する（S5）。

20

【0035】

以上ここまでの操作により、X線源と被検体とX線検出器との相対位置は設定されることになる。

【0036】

（ステップS6）

操作者は、体動による画質ボケが生じないように被検体に息止め等を依頼した上で、操作パネル15のX線曝射スイッチをONにし、X線高電圧発生装置9にX線の発生を指示する（S6）。この指示をトリガとし、X線高電圧発生装置9は、既に設定されたX線条件によりX線の照射を行なう。また、この指示により、測距部15は測距を停止し、制御装置10は、ドライブ信号の送信を停止する。

30

【0037】

（ステップS7）

X線の照射開始と共にX線検出器12のX線変換素子53では、被検体11を透過したX線が電気信号に変換され、各画素のキャパシタ52に蓄積される。X線の遮断とともに、X線検出器12ではその蓄積されたアナログ信号である電荷を順次読出してアナログ/デジタル変換してデジタル化し、画像処理装置13に送信する。画像処理装置13では、そのデジタル信号に対し各種処理を行い、表示部14にX線画像として表示する。

40

【0038】

本実施形態に係るX線画像診断装置によれば、X線照射領域を示す可視光のOn-Dutyにより、SID要求値とSID現在値との差分を確認しながら、X線源11とX線検出器12との相対位置の設定を行うことができる。そのため、SID現在値の再測定ために、X線源1の相対位置の調整を一旦止めたり、SID現在値の確認のために、操作者が可視光で示されるX線照射領域から視点を外してSID現在値が表示される表示器を見たりする必要がなく、可視光で示されるX線照射領域を見ながらX線源1の相対位置の調整作業を行うことができる。更には、メジャーを用いた方式や、自動計測して表示されるS

50

ＩＤの値を参照する方式と比較し、ＳＩＤ要求値とＳＩＤ現在値との比較が自動で実施されるため、操作者の介入するプロセスが減り、人為的ミスを誘発する要因を低減できる。加えて、本実施形態に係るＸ線画像診断装置によれば、従来のＸ線照射領域を確認するための可視光を用いた光照射部を用いるため、構造的にシンプルであるため原価を低くできる。更に、機械部品を使用しないため高信頼性を実現できるといった効果がある。

【００３９】

なお、上記実施形態では、制御装置１０を個別のユニットとして説明しているが、同機能をＸ線可動絞りに持たせることも容易に可能である。

【００４０】

< 第二実施形態 >

次に、本発明の第二実施形態に係るＸ線画像診断装置について説明する。まず、図７に基づいて、第二実施形態に係るＸ線画像診断装置の構成について説明する。図７は、本発明の第二実施形態に係るＸ線画像診断装置の構成を示す模式図である。同図において、上述の第一実施形態と同様な機能を有する構成要素については同一符号で記し、その説明は省略する。

【００４１】

本発明の第二実施形態のＸ線画像診断装置は、図１に示した第一実施形態において、光照射部８におけるＭＯＳＦＥＴなどで構成されるスイッチ６を、調光部２０に置き換えたものである。調光部２０とは、外部からの指令値に応じて光源に供給する電力を調整し、光源４の輝度を調光するものである。本発明の第二実施形態では調光部２０の指令値を、制御装置１０がドライブ信号として与えるものとしている。

【００４２】

次に図８に基づいて、第二実施形態に係る指令値（輝度）と差分との関係を説明する。図８は、第二実施形態に係る指令値（輝度）と差分との関係を示す模式図である。この指令値は、図８の如く、ＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分がゼロに近ければ輝度が高くなるように、逆にＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分が大きければ輝度が低くなるように、ＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分に応じて制御される。これにより操作者は、可視光が照らす領域の輝度を観測することによりＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分を認識することができ、結果、Ｘ線検出器と対向配置されたＸ線源１をＸ軸方向に移動させて適切なＳＩＤとなるよう相対位置を設定することができる。

【００４３】

なお、図８において、横軸はＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分を、縦軸は指令値（輝度）を表わし、指令値（輝度）はある最大値を１として正規化した値としている。また、差分がある閾値以上大きくなった場合には、指令値（輝度）をある値でクリッピングしているが、これは差分が大きくなりすぎて指令値（輝度）がゼロとなり、可視光で照らされる領域を操作者が認識できなくなることを防ぐためである。

【００４４】

また、調光の別態様を、図９、１０、１１について説明する。図９は、第二実施形態に係る指令値（輝度）と経過時間との関係を示す模式図（差分小）、図１０は、第二実施形態に係る指令値（輝度）と経過時間との関係を示す模式図（差分大）、図１１は、第二実施形態に係る周波数と差分との関係を示す模式図である。調光は、上記のように輝度を変える他、図９、図１０の如く指令値を正弦波状に変化させ、更にその周波数を、図１１の如くＳＩＤ現在値と要求値との差分がゼロに近ければ周波数が高くなる（図９参照）ように、逆にＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分が大きければ周波数が低くなる（図１０）ように、ＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分に応じて制御することも可能である。この場合、操作者は、可視光が照らす領域の輝度の周波数変化を観測することにより、ＳＩＤ現在値とＳＩＤ要求値との差分を認識することができ、結果、Ｘ線検出器１２と対向配置されたＸ線源１１をＸ軸方向に移動させて適切なＳＩＤ（ＳＩＤ要求値＝ＳＩＤ現在値）となるよう相対位置を設定することができる。

【００４５】

なお、図 9、図 10 において、横軸は経過時間を、縦軸は指令値（輝度）を表わし、指令値（輝度）はある最大値を 1 として正規化した値としている。図 11 においては、横軸は S I D 現在値と S I D 要求値との差分を、縦軸は周波数を表わし、周波数はある最大値を 1 として正規化した値となっている。図 11 においても、差分がある閾値以上大きくなった場合には、周波数のある値でクリッピングしているが、これも差分が大きくなりすぎて指令値（輝度）がゼロとなり、可視光で照らされる領域を操作者が認識できなくなることを防ぐためである。

【 0 0 4 6 】

なお、第一実施形態 1 と同様に、S I D 要求値は操作パネル 16 において撮影部位を選択することにより予め決定される既知の値であり、S I D 現在値は、ポテンショメーター等を用いた測距部 15 により取得可能なものとする。

【 0 0 4 7 】

< 第三実施形態 >

次に、本発明の第三実施形態に係る X 線画像診断装置について説明する。まず、図 12、13 に基づいて、第三実施形態に係る X 線画像診断装置の構成について説明する。図 12 は、本発明の第三実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す模式図である。図 13 は、第三実施形態における差分と光源色との関係を示す模式図である。同図において、上述の第一実施形態と同様な機能を有する構成要素については同一符号で記し、その説明は省略する。

【 0 0 4 8 】

本発明の第三実施形態に係る X 線画像診断装置は、図 1 に示した第一実施形態における光照射部 8 において、光源 4 をスペクトルの異なる複数の光源 30 により構成し、更にそれら光源 30 への電力供給をスイッチ 31 で選択的に行なえるように構成される。

【 0 0 4 9 】

制御装置 10 は、S I D 現在値と S I D 要求値との差分に応じて、スペクトルが異なる複数の光源 30 のうち、どの光源に電力供給を行なうかを選択する選択信号を送信する。光照射部 8 では、制御装置 10 から送信された選択信号に従い、スイッチ 31 を切替えて、光源 30 に電力を供給し、光源 30 を光らす。ここで、複数のスペクトルの光源をどのように選択して光らすかは、例えば、赤色、黄色、緑色の 3 種の光源を持つとした場合、図 13 の如く S I D 現在値と S I D 要求値との差分がゼロに近ければ赤色で照らし、S I D 現在値と S I D 要求値との差分が大きくなるにつれて黄色、緑色と照らすように構成してもよい。これにより操作者は、可視光が照らす領域の色を観測することにより、S I D 現在値と S I D 要求値との差分を認識することが可能となり、結果、X 線検出器 12 と対向配置された X 線源 11 を X 軸方向に移動させて適切な S I D となるよう相対位置を設定することができる。

【 0 0 5 0 】

なお、第一実施形態及び第二実施形態と同様に、S I D の要求値は操作パネル 16 から取得し、S I D 現在値は、測距部 15 から取得可能なものとする。

【 0 0 5 1 】

上記第三実施形態で示した複数のスペクトルの光源を S I D 現在値と S I D 要求値との差分に応じて切替えて光らす方法と、前述の照射間隔や輝度、または周波数を可変する方法と組合わせてもよい。

【 0 0 5 2 】

< その他の実施形態 >

上記実施形態では、可視光の照射間隔、輝度、周波数、スペクトルを用いて、S I D 要求値と S I D 現在値との差分を操作者に示したが、差分に応じた数値を可視光を用いて示してもよい。図 14 に、この実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す。図 14 は、この実施形態に係る X 線画像診断装置の構成を示す模式図である。本実施形態は、図 1 の実施形態に係る X 線画像診断装置のスイッチ 6 に代えて、差分の数値を示す影を生成する影生成部 60 を、光源 4 とミラー 3 との間に備える。影生成部 60 は、例えば光透過性を

有するロール状の基板シートに、非透過性部材を用いて数値を予め記載したものである。そして、制御装置 10 から、差分に応じた数値が記載された基板シートの部分に光源 4 からの可視光が照射（透過）するように、基板シートを回転させるためのドライブ信号を送信する。そして影生成部 60 は、このドライブ信号に沿って基板シートを回転させて、差分を示す数値を、X 線照射領域に影として投影するように構成してもよい。これにより、差分を示す具体的な数値を操作者に示すことができ、X 線源 11 と X 線検出器 12 との相対位置の設定がより容易になる。

【0053】

また、上記では、差分に応じて可視光の照射間隔、輝度、周波数、スペクトル、数値を示す影を生成したが、差分ではなく、測距部 15 から取得した S I D 現在値に基づいて、S I D 現在値を示す影を生成してもよい。例えば、S I D 現在値：1400 mm、1450 mm、1500 mm といった S I D 現在値そのものを示す影を投影する。これにより、操作者に可視光を用いて S I D 現在値を示すことができる。また、この実施形態によれば、S I D 要求値の取得が不要となるので、撮影準備手順として、S I D 要求値の設定が、X 線源 11 と X 線検出器 12 との相対位置の設定の前後を問わないという利点がある。

【0054】

更に、上記では、可視光を用いて S I D 要求値と S I D 現在値との差分、又は S I D 現在値を示す形態を説明したが、音声（例えばピープ音）の発生間隔、音声の強弱、音声の周波数（音声の高低）を用いて S I D 要求値と S I D 現在値との差分、又は S I D 現在値を示す音声発生部を備えてもよい。これにより、撮影室の光量が比較的明るく、可視光による X 線照射領域が視認しにくい場合（特に輝度の変化が分かりづらい場合）にも、より明瞭に S I D 現在値や、差分を操作者に知らせることができる。また、光照射部 8 と音声発生部とを併用する他、音声発生部のみを備えてもよい。これにより、X 線可動絞り 2 内に、スイッチ 6、31 や調光部 20 を備えるスペースがない場合にも、操作者が、X 線照射領域を示す可視光照射領域を見ながら X 線源 1 と X 線検出器 12 との相対位置の設定を行うことができる。

【符号の説明】

【0055】

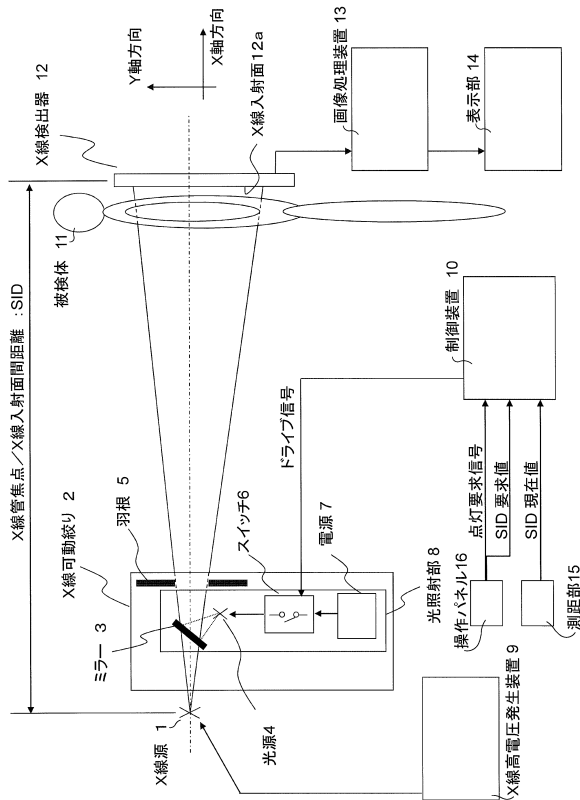
1：X 線源、2：X 線可動絞り、3：ミラー、4：光源、5：羽根、6：スイッチ、7：電源、8：光照射部、9：X 線高電圧発生装置、10：制御装置、11：被検体、12：X 線検出器、13：画像処理装置、14：表示部、15：測距部、16：操作パネル、20：調光部、30：光源、31：スイッチ、50：センサアレイ部、51：ゲートドライバ部、52：キャパシタ、53：X 線変換素子、54：T F T、55：増幅回路、56：M U X（マルチプレクサ）、57：A D C（アナログ／デジタル変換器）、58：定電圧源、60：影投影部

10

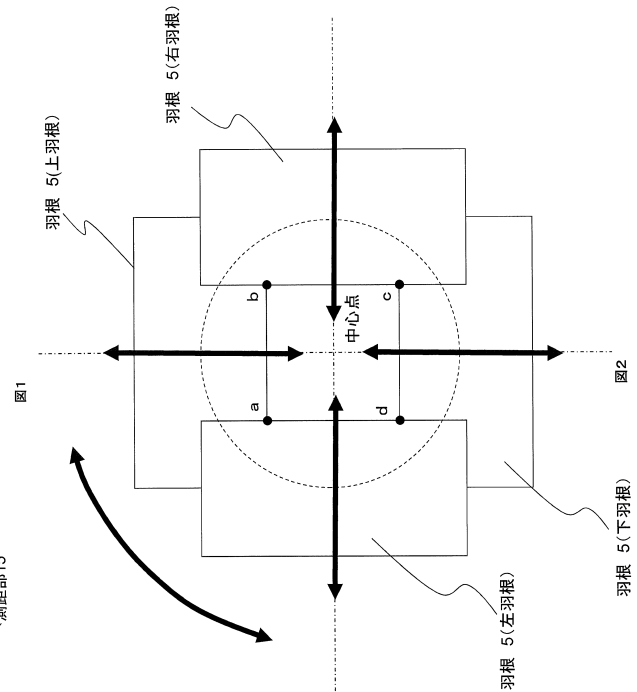
20

30

【図 1】



【図 2】



【図 4】

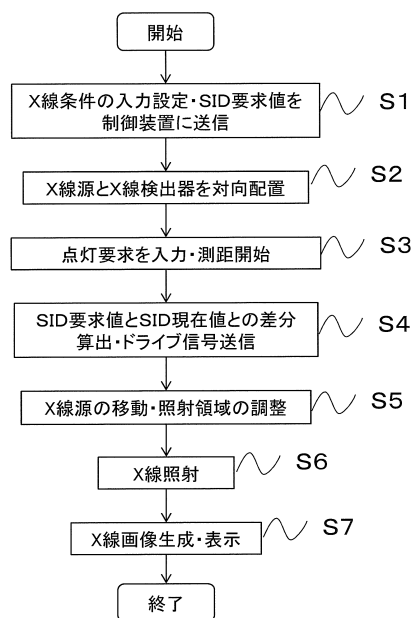


図4

【図 5】

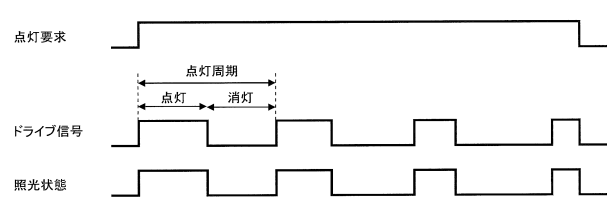


図5

【図 6】

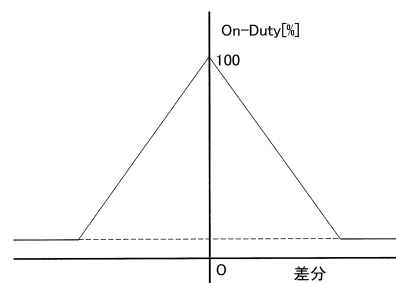


図6

【図7】

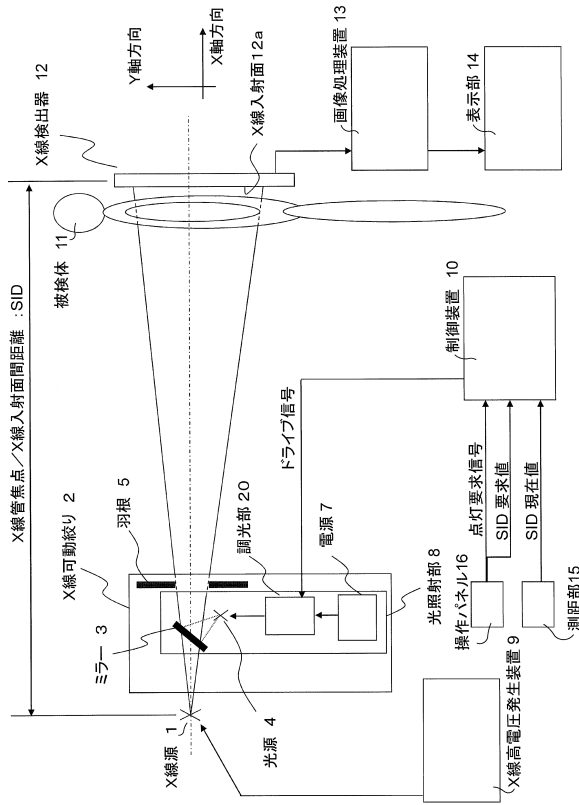


図7

【図8】

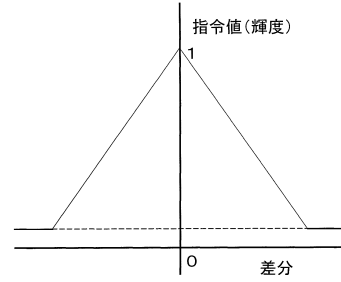


図8

【図9】

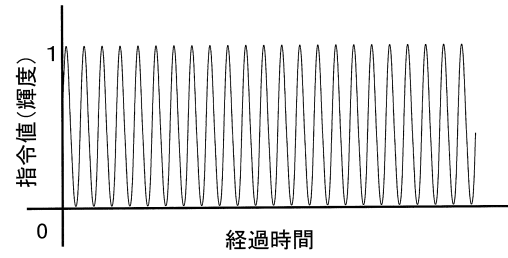


図9

【図10】

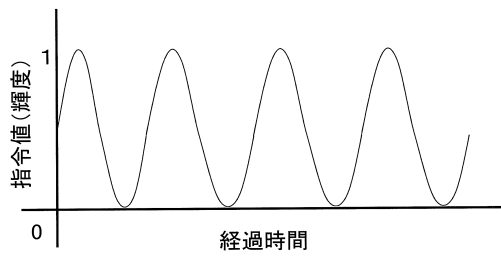


図10

【図11】

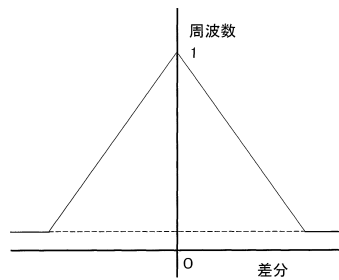


図11

【図12】

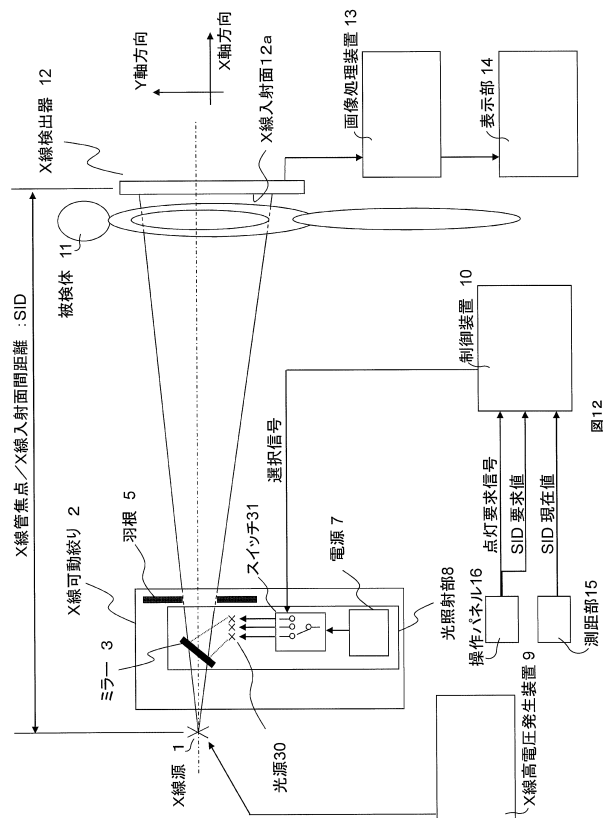
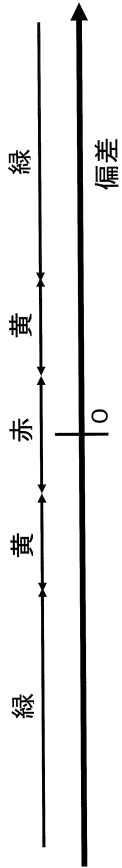


図12

【 図 1 3 】



13

【 図 1 4 】

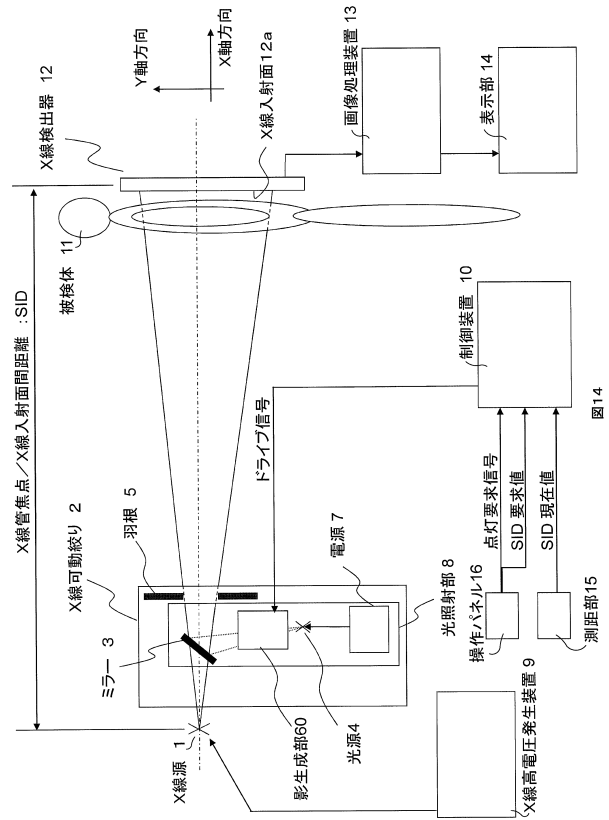


图 14

【図 3】

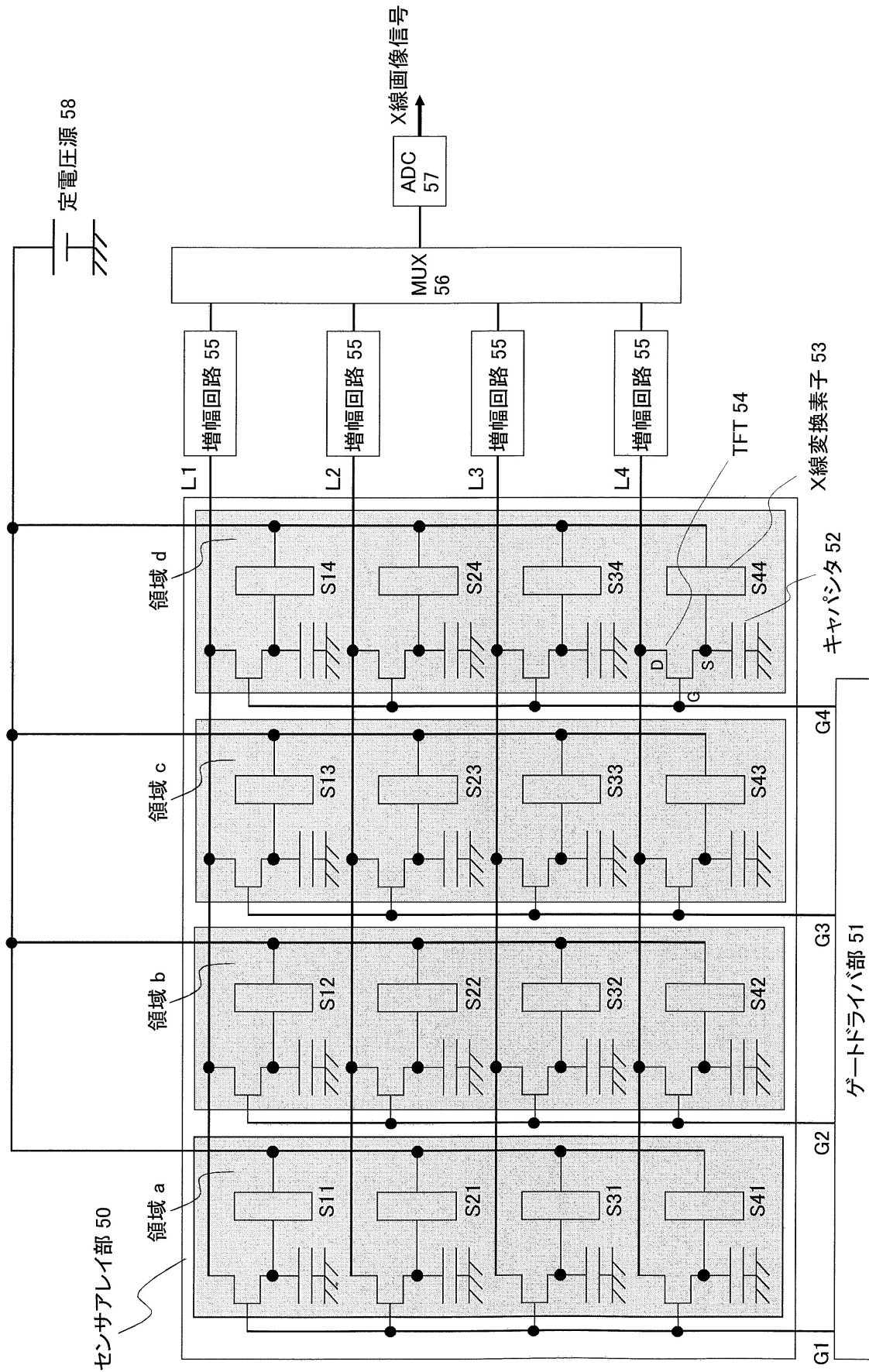


図3

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	6 / 0 0
A 6 1 B	6 / 0 8