

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4731704号  
(P4731704)

(45) 発行日 平成23年7月27日 (2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日 (2011.4.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 6/00 3 0 0 D

A 6 1 B 6/00 3 5 0 M

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2001-52937 (P2001-52937)  
 (22) 出願日 平成13年2月27日 (2001.2.27)  
 (65) 公開番号 特開2002-253540 (P2002-253540A)  
 (43) 公開日 平成14年9月10日 (2002.9.10)  
 審査請求日 平成20年1月9日 (2008.1.9)

(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 康德  
 (74) 代理人 100115071  
 弁理士 大塚 康弘  
 (72) 発明者 ローレンス エドワード コート  
 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 亀澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用撮影システム及び撮影表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線管から放射されたX線を検出して透視画像を撮影する第1の撮影手段と、  
 前記X線管の電流を透視画像の撮影の際よりも上げて放射されたX線を検出してX線画  
 像を撮影する第2の撮影手段と、

前記第1の撮影手段と前記第2の撮影手段を切り換える切り換え手段と、

前記透視画像と前記X線画像の相対位置を決定する相対位置決定手段と、

前記X線画像の平均画素値を、前記透視画像と前記X線画像をそれぞれ撮影したときの  
 前記X線管から放射されたX線の露出値の差を抑えるように調整し、かつ前記X線画像の  
 コントラストを、前記第1の撮影手段の内部ゲインと前記第2の撮影手段の内部ゲインと  
 の差を抑えるように調整する調整手段とを有し、

前記調整手段により調整された前記透視画像と前記X線画像とを、前記相対位置決定手  
 段により決定された相対位置となるように重ねて表示する表示手段と、

前記第2の撮影手段の位置を移動する駆動手段とを有し、

前記第2の撮影手段は前記X線管の照射領域外の所定位置を基準位置とし、前記切り換  
 え手段により前記第2の撮影手段が選択された場合に、前記駆動手段は、前記X線管の照  
 射領域内に前記第2の撮影手段を移動し、X線画像の撮影が終了すると前記第2の撮影手  
 段を前記基準位置に戻すと共に前記X線管の電流を前記透視画像の撮影レベルに戻すこと  
 を特徴とする撮影システム。

【請求項 2】

10

20

前記第 1 の撮影手段及び前記第 2 の撮影手段は同一のセンサーにより構成され、X 線画像を撮影する場合と、透視画像を撮影する場合とで、前記センサーの読み出し領域が異なるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の撮影システム。

【請求項 3】

前記表示手段は、少なくとも X 線画像全体を表示可能な表示領域を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の撮影システム。

【請求項 4】

前記相対位置決定手段は、前記 X 線管と、前記第 2 の撮影手段と、前記第 1 の撮影手段との相対位置に基づいて、前記透視画像と前記 X 線画像の相対位置を決定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の撮影システム。

【請求項 5】

前記 X 線管を移動する手段と、

前記第 1 の撮影手段を移動する手段と

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の撮影システム。

【請求項 6】

前記 X 線管及び前記第 1 の撮影手段は機械的に一体化されており、一括して位置を移動させる手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の撮影システム。

【請求項 7】

X 線管から放射された X 線を検出して透視画像を撮影する第 1 の撮影手段と、前記 X 線管から放射された X 線を検出して X 線画像を撮影する第 2 の撮影手段と、前記第 1 の撮影手段と前記第 2 の撮影手段を切り換える切り換え手段と、前記第 2 の撮影手段の位置を移動する駆動手段とを有し、前記第 2 の撮影手段が前記 X 線管の照射領域外の所定位置を基準位置とする撮影システムにおける撮影表示方法であって、

前記第 1 の撮影手段が透視画像を撮影する第 1 の撮影工程と、

前記切り換え手段により前記第 2 の撮影手段が選択された場合に、前記駆動手段が、前記 X 線管の照射領域内に前記第 2 の撮影手段を移動し、前記第 2 の撮影手段が、前記 X 線管の電流を前記第 1 の撮影工程における透視画像の撮影の際よりも上げてから放射された X 線を検出して X 線画像を撮影する第 2 の撮影工程と、

前記第 2 の撮影工程の終了後に、前記駆動手段が前記第 2 の撮影手段を前記基準位置に戻すと共に、前記 X 線管の電流を前記透視画像の撮影レベルに戻す工程と、

相対位置決定手段が前記透視画像と前記 X 線画像の相対位置を決定する相対位置決定工程と、

調整手段が、前記 X 線画像の平均画素値を、前記透視画像と前記 X 線画像をそれぞれ撮影したときの前記 X 線管から放射された X 線の露出値の差を抑えるように調整し、かつ前記 X 線画像のコントラストを、前記第 1 の撮影手段の内部ゲインと前記第 2 の撮影手段の内部ゲインとの差を抑えるように調整する調整工程と、

表示手段が、前記調整工程で調整された前記透視画像と前記 X 線画像とを、前記相対位置決定工程で決定された相対位置となるように重ねて表示する表示工程と

を有することを特徴とする撮影表示方法。

【請求項 8】

コンピュータに、請求項 7 に記載の撮影表示方法の各工程を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用撮影システム及び撮影表示方法に関し、更に詳しくは、透視撮影及び X 線撮影を切り換えて実行可能な医療用撮影システム及び医療用撮影システムにおける撮影表示方法に関する。

【0002】

10

20

30

40

50

## 【従来の技術】

リアルタイム画像、すなわち動画である透視画像を撮影する透視撮影と、静止画であるX線画像を撮影するX線撮影とを素早く切り変えて撮影可能な現在の医療システムは、一般に、被写体である受診者を支える可動テーブルトップと、X線源と、透視撮影デバイスと、X線撮影デバイスとから成る。X線源は、テーブルのテーブルの上方に設置される。透視撮影を行う場合、X線管がX線を発生し、受診者を照射する。受診者及びテーブルトップを通り抜けたX線は、通常、イメージ増倍管であるX線画像受信器を用いて検知される。透視モードでは比較的弱いX線管電流が用いられるため、各画像フレームあたりの照射X線量は低い。ユーザーがX線画像を指示した場合、X線撮影デバイスが機械的にテーブルトップと透視撮影デバイスとの間に移動され、そしてX線画像を撮影する。X線画像は通常は透視撮影の際よりも高いチューブ電流を用いて撮影されるが、必ずしもこれに限るものではない。X線管電圧を変更することもできる。

10

## 【0003】

現在商品として流通しているこの種の機器として典型的なX線撮影デバイスは、単フィルムスクリーンカセット又はフィルムチェンジャーのいずれかである。共に、各フィルムを2回又は4回使用できるように、露光の際にフィルムの半分又は3/4をマスクするのが一般的である。これにより、フィルムの使用数を減らすことができ、フィルムスクリーンカセットの場合には、ユーザーがカセットを交換する回数を減らすことができる。しかし、このことは同時に、画像の大きさを半分又は1/4に制限することになる。

20

## 【0004】

現在、所謂コンピュータX線(CR)撮影プレート及びデジタルX線(DR)フラットパネル検知器を含むX線撮影デバイスとして用いられているフィルムスクリーンシステムに代わる、多くのシステムが存在する。

## 【0005】

CRプレートは、プレートに照射されたX線から構造内のトラップにエネルギーを吸収する光誘導可能な蛍光体から成り、所謂潜像を形成する。X線照射の後、少ししてから撮影プレートの表面をレーザーでスキャンして潜像を読み取る。レーザー光は、トラップされたエネルギーが光として放出されるように蛍光体を誘導し、放出された光は、適切な感光検知器を用いて集められ、デジタル化される。CRプレートを、現在使われているフィルムスクリーンカセットまたはフィルムチェンジャーシステムの代わりに用いることも可能である。フィルムスクリーンの代わりにCRプレートを用いることで、画像をデジタル形式で得ることができるという利点がある。CRプレートは、最初のX線露光の後で画像を処理しなければならないというフィルムと同じ欠点を有するが、CRリーダーを透視テーブル内に組み込むことで、露光後、数分でデジタル画像を提供することができる。

30

## 【0006】

DRフラットパネルセンサーには様々な技術を用いたものがあるが、そのいくつかは、CR及びフィルムスクリーン技術とは違い、X線画像撮影に限らず、透視撮影装置として用いることも可能である。DRフラットパネルセンサーは広域の画素化された構成を有し、直接のものと、間接のものとに分類される。

## 【0007】

典型的な間接DRセンサは、フィルムスクリーンの組み合わせで用いられるスクリーンに似た蛍光素材により覆われた、アモルファスシリコン画素構成を有する。スクリーンに入射したX線から吸収されたエネルギーは光に変換され、フラットパネルセンサーにより検知されて、空間的にデジタル化された画像が得られる。そして、この画像は電氣的に読み出され、デジタル化されて、完全なデジタル画像が得られる。

40

## 【0008】

直接DRセンサーでは、X線はセレンなどの素材でできた平面層で吸収される。吸収されたエネルギーは電荷を作り出し、この電荷は画素構造で蓄積され、上述と同様にして読み出される。透視撮影には向かないこのタイプのセンサーは、フィルムスクリーンカセットシステムと同じ方法で用いることができ、X線画像が必要なときにX線ビームの光路上に

50

機械的に移動される。イメージ増倍管の代わりに、透視撮影及びX線撮影に適したセンサーを用いることもできるため、その場合、2つの別体の撮像システムにしておく必要性が無くなり、X線撮影デバイスをX線フィールド内に出し入れするための機械構成も不要となる。

【0009】

X線撮影デバイスがフィルムなどのアナログデバイスであるシステムでは、X線画像は透視処理の後、少ししてから処理される。しかし、デジタルアナログデバイスを使ってX線画像を撮影したならば、そのX線画像は、透視処理の進行中に利用可能となる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

イメージ増倍管は、X線撮影デバイスよりも狭い撮像領域を有する。たとえ透視画像撮影のためにDRセンサーやその他のデジタルセンサーを用いたとしても、受診者への照射量を最小限する必要性と、センサーの読み出し最大速度とから、用いられる視野は現在のイメージ増倍管と共に用いられるものと同様となる。このように視野が限られることでX線画像の理解が妨げられ、更に、イメージ増倍管の位置制御を難しくすることもある。

【0011】

本発明は上記問題点を鑑みてなされたものであり、透視画像の解剖学的位置をより分かりやすく視覚化し、透視画像の撮影位置をよりよく制御できるようにすることを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明の撮影システムは、X線管から放射されたX線を検出して透視画像を撮影する第1の撮影手段と、前記X線管の電流を透視画像の撮影の際よりも上げて放射されたX線を検出してX線画像を撮影する第2の撮影手段と、前記第1の撮影手段と前記第2の撮影手段を切り換える切り換え手段と、前記透視画像と前記X線画像の相対位置を決定する相対位置決定手段と、前記X線画像の平均画素値を、前記透視画像と前記X線画像をそれぞれ撮影したときの前記X線管から放射されたX線の露出値の差を抑えるように調整し、かつ前記X線画像のコントラストを、前記第1の撮影手段の内部ゲインと前記第2の撮影手段の内部ゲインとの差を抑えるように調整する調整手段とを有し、前記調整手段により調整された前記透視画像と前記X線画像とを、前記相対位置決定手段により決定された相対位置となるように重ねて表示する表示手段と、前記第2の撮影手段の位置を移動する駆動手段とを有し、前記第2の撮影手段は前記X線管の照射領域外の所定位置を基準位置とし、前記切り換え手段により前記第2の撮影手段が選択された場合に、前記駆動手段は、前記X線管の照射領域内に前記第2の撮影手段を移動し、X線画像の撮影が終了すると前記第2の撮影手段を前記基準位置に戻すと共に前記X線管の電流を前記透視画像の撮影レベルに戻す。

【0013】

また、本発明の好適な一様態によれば、前記透視画像と前記X線画像の少なくともいずれか一方の画像のサイズ及び画素値を、当該透視画像及びX線画像の対応画像領域のサイズ、画素値のレベル、コントラストの内の少なくともいずれかが略一致するように調整する調整手段を更に有し、前記表示手段は、前記調整手段により調整された透視画像及びX線画像を表示する。

【0016】

更に、本発明の好適な一様態によれば、前記表示手段は、少なくともX線画像全体を表示可能な表示領域を有する。

【0017】

また、本発明の好適な一様態によれば、前記相対位置決定手段は、前記X線管と、前記第2の撮影手段と、前記第1の撮影手段との相対位置に基づいて、前記透視画像と前記X線画像の相対位置を決定する。

【0018】

また、本発明の好適な一様態によれば、前記 X 線管を移動する手段と、前記第 1 の撮影手段を移動する手段とを更に有する。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の好適な別の様態によれば、前記 X 線管及び前記第 1 の撮影手段は機械的に一体化されており、一括して位置を移動させる手段を更に有する。

【 0 0 2 3 】

また、上記目的を達成するために、X 線管から放射された X 線を検出して透視画像を撮影する第 1 の撮影手段と、前記 X 線管から放射された X 線を検出して X 線画像を撮影する第 2 の撮影手段と、前記第 1 の撮影手段と前記第 2 の撮影手段を切り換える切り換え手段と、前記第 2 の撮影手段の位置を移動する駆動手段とを有し、前記第 2 の撮影手段が前記 X 線管の照射領域外の所定位置を基準位置とする撮影システムにおける本発明の撮影表示方法は、前記第 1 の撮影手段が透視画像を撮影する第 1 の撮影工程と、前記切り換え手段により前記第 2 の撮影手段が選択された場合に、前記駆動手段が、前記 X 線管の照射領域内に前記第 2 の撮影手段を移動し、前記第 2 の撮影手段が、前記 X 線管の電流を前記第 1 の撮影工程における透視画像の撮影の際よりも上げてから放射された X 線を検出して X 線画像を撮影する第 2 の撮影工程と、前記第 2 の撮影工程の終了後に、前記駆動手段が前記第 2 の撮影手段を前記基準位置に戻すと共に、前記 X 線管の電流を前記透視画像の撮影レベルに戻す工程と、相対位置決定手段が前記透視画像と前記 X 線画像の相対位置を決定する相対位置決定工程と、調整手段が、前記 X 線画像の平均画素値を、前記透視画像と前記 X 線画像をそれぞれ撮影したときの前記 X 線管から放射された X 線の露出値の差を抑えるように調整し、かつ前記 X 線画像のコントラストを、前記第 1 の撮影手段の内部ゲインと前記第 2 の撮影手段の内部ゲインとの差を抑えるように調整する調整工程と、表示手段が、前記調整工程で調整された前記透視画像と前記 X 線画像とを、前記相対位置決定工程で決定された相対位置となるように重ねて表示する表示工程とを有する。

【 0 0 2 6 】

また、本発明の好適な一様態によれば、前記第 2 の撮影工程後に前記第 1 の撮影工程を行った場合に、前記相対位置決定工程では、X 線画像に対する透視画像の相対位置を決定する。

【 0 0 2 7 】

また、本発明の好適な一様態によれば、前記第 1 の撮影工程後に前記第 2 の撮影工程を行った場合に、前記相対位置決定工程では、透視画像に対する X 線画像の相対位置を決定する。

【 0 0 3 1 】

更に、本発明の好適な一様態によれば、前記相対位置決定工程では、前記 X 線管と、前記第 2 の撮影手段と、前記第 1 の撮影手段との相対位置に基づいて、前記透視画像と前記 X 線画像の相対位置を決定する。

【 0 0 3 5 】

更に、本発明の好適な一様態によれば、前記表示工程では、前記透視画像の下に前記 X 線画像が見えるように表示する。

【 0 0 3 6 】

また、本発明の好適な一様態によれば、X 線画像は、透視画像よりも撮像範囲が広い。

【 0 0 3 7 】

上記構成によれば、比較的視野の狭い透視画像を、より広い視野を有する X 線画像上に重ねて表示することにより、透視画像の解剖学的位置をより分かりやすく視覚化することができ、透視画像の撮影位置をよりよく制御することができるようになる。

【 0 0 3 8 】

【発明の実施の形態】

以下、添付図面を参照して本発明の好適な実施の形態を詳細に説明する。

【 0 0 3 9 】

図 1 は、本発明の実施の形態における医療用撮影システムのハードウェア構成及び接続を

10

20

30

40

50

示すブロック図、図 2 は X 線画像と透視画像を重ねて表示した場合を示す模式図である。

【 0 0 4 0 】

図 1 において、19, 29, 32, 33 は駆動ユニット、20 は X 線管、21 は X 線フィールド、22 はコリメータ、23 は受診者、24 はテーブルトップ、25 及び 31 は散乱線除去グリッド、26 は透視センサー（透視撮影デバイス）、27 は 2 次元デジタルカメラ、28 及び 30 は画像キャプチャ回路、34 及び 35 は前処理回路、36 は CPU、37 はメインメモリ、38 は操作パネル、39 及び 40 は表示器、41 は CPU バス、42 は X 線撮影デバイスである。

【 0 0 4 1 】

上記構成を有する撮影システムは、X 線撮影と透視撮影の両方を行うことが可能である。

10

【 0 0 4 2 】

まず、透視撮影動作について説明する。X 線管 20 は X 線フィールド 21 を作り出し、その領域はコリメータ 22 により制限される。受診者 23、テーブルトップ 24、散乱線除去グリッド 25 を通過した X 線は、本実施の形態におけるイメージ増倍管であって、2 次元デジタルカメラ 27 に係合する透視撮影デバイス 26 によって検知される。カメラ 27 からのデータは、CPU バス 41 に直接接続される画像キャプチャ回路 28 により集められる。更に、画像は画像キャプチャ回路 28 から前処理回路 35 に渡される。システム設計により異なるが、データをメインメモリ 37 へ CPU バス 41 を介して渡す前に、前処理回路 35 でゲイン補正及び / 又はオフセット補正などの前処理を行う。一方、補正された画像は表示器 39 にも直接渡され、これによりビデオ画像が表示されることになる。

20

【 0 0 4 3 】

透視画像に用いられる表示器 39 は、透視画像よりも大きく、透視画像の細部を十分に表示でき、透視画像よりも大きい X 線画像を透視画像と同じ縮尺で完全に表示できる程度の大きさを有する。図 2 は、表示された画像の例を示す。X 線画像 43 のサイズは予め決められており、透視画像 44 よりも大きく、その最大サイズは X 線撮影デバイス 42 の大きさにより決まる。

【 0 0 4 4 】

透視画像 44 の表示器 39 における表示位置は、駆動ユニット 19, 29, 32, 33 からのフィードバックから得られる、X 線管 20 と、コリメータ 22 と、透視撮影デバイス 26 と、X 線画像を撮影中の X 線撮影デバイス 42 との相対位置に基づいて幾何学的計算により判断される。なお、適切な基準化を行った後で表示器 39 のスクリーンの外周座標を取り込み、取り込んだ座標を、X 線画像 43 の外周座標又は、X 線撮影時のコリメータ 22 の露出又は X 線画像 43 の外周座標のいずれか小さい方の外周によって決まる、X 線撮影デバイスの外周座標とする。

30

【 0 0 4 5 】

透視撮影デバイス 26 の位置は、CPU 36 によって制御される駆動ユニット 32 により制御される。X 線管 20 の位置は、やはり CPU 36 により制御される駆動ユニット 29 により制御される。別の形態では、X 線管と透視センサーを機械的に接続して、駆動ユニット 1 つのみを用いてもよい。別の形態では、X 線管と透視センサーを定位置に機械的に固定し、駆動ユニットをテーブル 24 に接続しても良い。また、これらの形態の組み合わせを用いることもできる。X 線管は、X 線を連続的に生成しても、パルス状に生成しても良い。

40

【 0 0 4 6 】

次に、X 線撮影動作について説明する。本実施の形態においては、透視撮影が連続的に行われており、X 線画像を取り込むとの決定は、表示器 39 上の透視画像 44 の情報に基づいてユーザーが操作パネル 38 を介して行い、X 線画像撮影の指示が為されたときに、透視撮影に割り込む形で実行される。

【 0 0 4 7 】

X 線撮影動作の開始後、駆動ユニット 33 の動作が始まり、X 線撮影デバイス 42 を X 線管 20 と透視撮影デバイス 26 間の適切な位置へ移動する。全ての動作を制御する CPU

50

36は同時に駆動ユニット19を制御し、X線撮影時の視野にコリメータ22を開閉する。駆動ユニット33がX線撮影デバイス42を所定位置に動かし終わると、CPU36は、X線画像を生成するのに適切なレベルまでX線管電流を上げる処理を含む、X線撮影処理を開始する。

【0048】

X線撮影処理の間、X線管20により生成され、受診者23、テーブルトップ24、散乱線除去グリッド31を通過したX線は、X線撮影デバイス42により検出される。X線撮影デバイス42からのデータは、画像キャプチャ回路30により集められ、前処理回路34に渡される。そして、画像をメインメモリ37へ渡す前に、前処理回路34でゲイン補正やオフセット補正等の必要な前処理を行う。前処理後、図2に示すように、得られたX線画像43は透視画像44が表示されている同じモニター39に表示される。なお、X線画像43を表示器39とは別の表示器40に表示しても良い。前処理されたX線画像はメインメモリ37に記憶され、後で適する記憶デバイスに記憶される。

10

【0049】

次に、上記構成を有する撮影システムの本実施の形態における撮影手順を図3のフローチャートを参照して説明する。

【0050】

まず、ステップS1で撮影処理が開始されると、ステップS2において、透視画像とX線画像との相対位置を、X線管20、透視画像撮影時とX線画像撮影時それぞれおけるコリメータ22の露出、撮像位置にある時のX線撮影デバイス42、及び透視撮影デバイス26の相対位置に基づいて予測する。その後、ユーザーによる撮影処理停止のリクエストがあるまで、ステップS3以降の処理を継続的に繰り返す。

20

【0051】

ステップS3では、透視画像を取り込み、ステップS4で画像を表示する。ステップS4における画像の表示については、詳細に後述する。

【0052】

ステップS5において、X線画像撮影又は撮影システムの一部（例えば、X線管20等）の移動を開始を指示するユーザー入力があるかどうかをチェックする。ステップS5で、ユーザー入力がない場合はステップS3に戻り、透視画像の取り込みを繰り返す。ここでユーザー入力が撮影処理の終了を指示している場合、撮影処理を終了する。また、撮影システムの一部を移動する指示が入力された場合はステップS6に進み、一方、X線画像撮影指示が入力された場合はステップS11に進む。

30

【0053】

ステップS11では、X線撮影デバイス42をテーブルトップ24と透視撮影デバイス26との間に挿入する。この後、ステップS12において、コリメータ22の露出を広げるようにX線視野を調整し、X線管20の電流及び電圧をX線画像撮影に適したレベルに調整する。なお、ステップS11及びS12の順番は、逆であっても、同時に行っても良い。また、ユーザーがX線撮影及び透視撮影で用いられる露出を予め設定するようにしても良い。更に、X線管20の電圧及び電流は、検査の前に設定しても、例えば、透視検査や何らかのフィードバック機構を用いて自動的に決定するようにしても良い。

40

【0054】

ステップS13で上述したようにしてX線画像を取り込み、X線画像撮像処理が終了すると、ステップS14でCPU36は自動的に透視撮影に戻る処理を行う。すなわち、ステップS11で挿入したX線撮影デバイス42を元の位置に戻し、ステップS12で変更した、コリメータ22の露出を狭め、X線管20の電流及び電圧を透視撮影に適したレベルに戻し、透視撮影デバイス26によるX線の受光を再開させる。

【0055】

ステップS15において、透視画像に撮影されている部分の大きさが、X線画像における同一部分の大きさと同じになるように、X線画像を拡大/縮小する。このようにX線画像のサイズを調整することで、X線画像を透視画像と同じ平面上で表現することが可能にな

50

る。なお、X線画像の拡大／縮小は、X線撮影デバイス42の各画素の大きさを仮想的に拡大／縮小することにより実現することができる。例えば、透視画像に撮影されている部分に対応するX線画像の部分が、透視画像の1/2である場合、X線撮影デバイス42の各画素のサイズを仮想的に2倍にすることで、対応部分の大きさを揃えることができる。このX線撮影デバイス42の画素サイズを仮想的に変換する計算は、透視撮影デバイス26の平面上にX線画像を表現できるように行われる。本実施の形態ではX線撮影デバイス42の移動は2次元上に限られており、相対画素サイズが変動しないので、透視撮影を開始する前にこの計算を実行することができる。ステップS15におけるこの拡大／縮小補正を行うと、X線画像の画素サイズと、透視画像の画素サイズは同じでは無くなる。

【0056】

10

従って、ステップS16でX線画像の画素サイズを変換し、透視画像の画素サイズと一致させる。これによりX線画像は、透視画像と同じ画素サイズで同じ表示器39上に表示することができるようになる。

【0057】

更に、ステップS17では2つの画像を重ね合わせた時に、似通った画像コントラストと画素値を持って同時に観察できるように、これらの差を補正する。これは、平均画素値及びX線画像のコントラストが、多くの理由で透視画像の平均画素値及びコントラストとは異なるからであり、具体的には、平均画素値は、X線露出値(X線管電流)の差とX線管電圧の差により影響を受け、また、透視画像及びX線画像それぞれのコントラストは、各画像を撮影したセンサーの内部ゲイン差及びX線管電圧差により影響を受けるためである。補正は、ルックアップテーブル、様々なパラメータの関係を表現した式、又はこれらの組み合わせを用いて、画素値、画素値の重み付け平均、又は同様な標準の処理により達成することができる。

20

【0058】

ステップS18において、補正したX線画像を表示器39上に表示する。表示にあたり、透視撮影デバイス26とX線撮影デバイス42の相対位置を判断し、画像の表示位置を決定するが、相対位置はそれぞれ駆動ユニット32及び33からのフィードバックに基づいて求めることができる。

【0059】

上記のようにしてX線画像は表示器39上に表示されるが、ステップS15乃至S17の処理を実行するためにかかる時間によっては、透視画像撮影が再開されて少ししてから、X線画像が表示されるようであっても良い。

30

【0060】

その後、ステップS3に戻り、透視画像を撮影し、ステップ4では、ステップS3で取り込んだ透視画像を、ステップS11～S18で取り込んで表示されたX線画像上の適切な位置に重ねて表示する。透視画像の表示位置は、駆動ユニット32及び33からそれぞれ得られる透視撮影デバイス26の位置及びX線撮影デバイス42の位置に基づいて判断することができる。

【0061】

なお、透視画像はリアルタイムで撮影されるため、透視画像はそのまま表示し、X線画像を透視画像に合わせるように処理することが多いと考えられるため、上記説明では、拡大やコントラスト変更のような画像処理のほとんどをX線画像に対して行う例を説明したが、本発明はこれに限るものではなく、透視画像のみに処理を施すことも可能であり、また、X線画像と、透視画像との両方に処理を施すことも可能である。

40

【0062】

一方、ステップS5において撮影システムの一部構成の移動がユーザーにより操作パネル38を用いて指示された場合、ステップS6に進む。ステップS6では、例えばX線管20や透視撮影デバイス26など撮影システムの一部を、対応する駆動ユニットを用いてユーザーによってリクエストされたように動かす。なお、透視撮影デバイス26と、X線撮影デバイス42と、X線管29との相対位置は、対応する駆動ユニットから得られるフィ

50



ードバックデータにより継続して更新される。

【 0 0 6 3 】

次にステップ S 7 で、X 線画像に対する透視画像の新しい位置を計算し、ステップ S 8 で、表示器における透視画像の位置を計算し、ステップ S 9 で必要に応じて変更する。又は、透視画像の位置が表示器 3 9 の中心に保たれるように、X 線画像の表示位置を変更するようにしても良い。

【 0 0 6 4 】

表示後はステップ S 3 に戻り、上記処理を繰り返す。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施の形態では、X 線管 2 0、透視撮影デバイス 2 6、X 線撮影デバイス 4 2 は、テーブルトップ 2 4 に平行な平面上に限られているが、本発明はこれに限られるものではなく、例えば別の形態として、X 線管と透視撮影デバイスをより自由度の高い動きができるようにしても良い。

【 0 0 6 6 】

撮影システムの各部の位置変化に起因する X 線画像の画像拡大 / 縮小処理におけるばらつきにより、X 線画像と透視画像との相対画素サイズが変わることとなり、リアルタイムで補正されることはない。図 2 に示すような X 線画像 4 3 は透視画像 4 4 の解剖学的位置の指標として用いられ、2 つの画像間の完璧な相関が必ずしも必要なわけではない。

【 0 0 6 7 】

また、同じ撮影デバイス（センサー）を、X 線撮影デバイス及び透視撮影デバイスの両方として用いることにより、複雑な処理を簡素化することができる。この場合、X 線撮影デバイスを機械的に動かさなくても良くなる。このようなセンサーの有効撮像面領域は、X 線画像を撮影できるように、上記の蛍光像倍管間接撮影デバイスの有効撮像面領域よりも広いため、撮影位置を変更する場合に、透視撮影デバイス及び X 線管の位置をユーザーが制御する代わりに、X 線管の位置を動かし、その位置に係合する撮像デバイスの読み出し領域を制御をすることで撮影位置を変更することができる。つまり、透視画像撮影中は撮像デバイスの撮像領域全体を使うわけではないので、画像キャプチャ回路は撮像デバイスの全撮像領域中、選択された領域からのみ画像をキャプチャすればよい。

【 0 0 6 8 】

【他の実施形態】

本発明の目的は、透視撮影及び X 線撮影を両方行うことのできるシステムに対して、前述した実施の形態の制御を実現するソフトウェアのプログラムコードを記録した記憶媒体（または記録媒体）を、システムあるいは装置に供給し、そのシステムあるいは装置のコンピュータ（または CPU や MPU）が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することによっても、達成されることは言うまでもない。この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施形態の機能を実現することになり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体は本発明を構成することになる。また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、前述した実施形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼働しているオペレーティングシステム（OS）などが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。ここでプログラムコードを記憶する記憶媒体としては、例えば、フロッピーディスク、ハードディスク、ROM、RAM、磁気テープ、不揮発性のメモ리카ード、CD-ROM、CD-R、DVD、光ディスク、光磁気ディスク、MOなどが考えられる。

【 0 0 6 9 】

さらに、記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された機能拡張カ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込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づき、その機能拡張カ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い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。

## 【 0 0 7 0 】

本発明を上記記憶媒体に適用する場合、その記憶媒体には、先に説明した図 3 に示すフローチャートに対応するプログラムコードが格納されることになる。

## 【 0 0 7 1 】

## 【発明の効果】

本発明の効果は、比較的視野の狭い透視画像を、より広い視野を有する X 線画像上に重ねて表示することにより、透視画像の解剖学的位置をより分かりやすく視覚化することができ、透視画像の撮影位置をよりよく制御することができるようになる。

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態における医療用撮影システムのハードウェア構成を示すブロック図である。 10

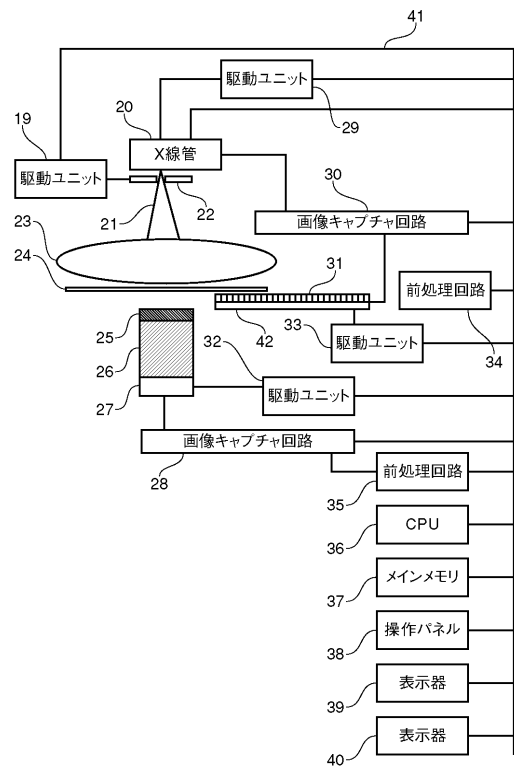
【図 2】本発明の実施の形態における透視画像と X 線画像を重ねて表示した場合を示す模式図である。

【図 3】本発明の実施の形態における医療用撮影システムの動作手順を示すフローチャートである。

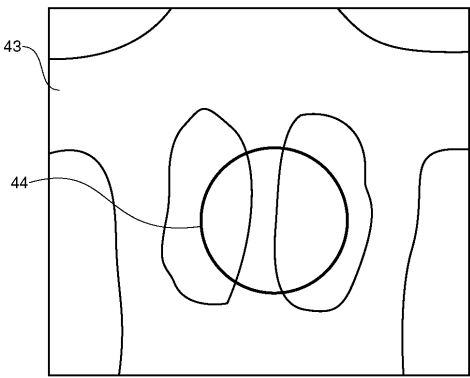
## 【符号の説明】

- 1 9 , 2 9 , 3 2 , 3 3    駆動ユニット
- 2 0    X 線管
- 2 1    X 線フィールド
- 2 2    コリメータ 20
- 2 3    受診者
- 2 4    テーブルトップ
- 2 5、3 1    散乱線除去グリッド
- 2 6    透視センサー（透視撮影デバイス）
- 2 7    2 次元デジタルカメラ
- 2 8、3 0    画像キャプチャ回路
- 3 4、3 5    前処理回路
- 3 6    C P U
- 3 7    メインメモリ
- 3 8    操作パネル 30
- 3 9、4 0    表示器
- 4 1    C P U バス
- 4 2    X 線撮影デバイス

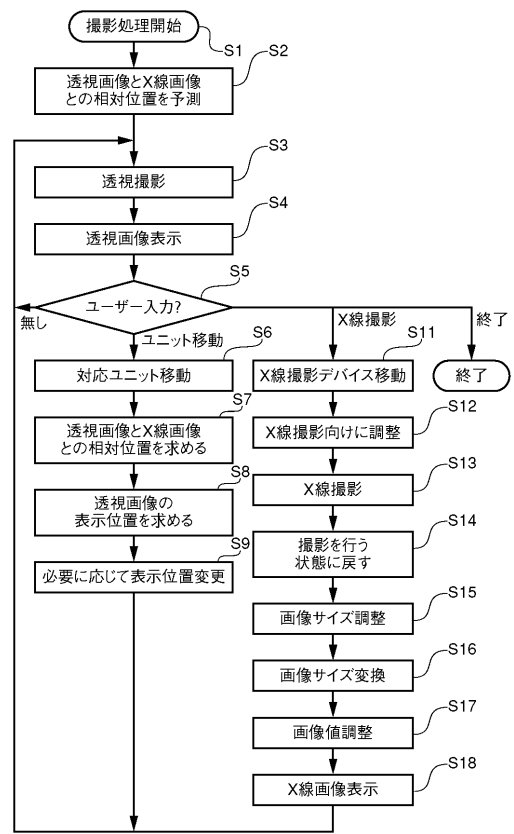
【図 1】



【図 2】



【図 3】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-037748(JP,A)  
特開2001-029336(JP,A)  
特開平11-318877(JP,A)  
特開平11-276463(JP,A)  
特開平11-261892(JP,A)  
特開平11-206746(JP,A)  
特開平11-128213(JP,A)  
特開平10-234714(JP,A)  
特開平08-164130(JP,A)  
特開平08-103439(JP,A)  
特開平04-129390(JP,A)  
特開昭57-157945(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00