(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3582618号
(P3582618)
(45)発行日　平成16年10月27日(2004.10.27)　(24)登録日　平成16年8月6日(2004.8.6)

(51)Int.Cl.[7]　F I
H04N　5/325　A61B　6/00　350P

請求項の数 2　(全 11 頁)

(21)出願番号　特願平7-300474
(22)出願日　平成7年10月26日(1995.10.26)
(65)公開番号　特開平9-130676
(43)公開日　平成9年5月16日(1997.5.16)
審査請求日　平成14年10月10日(2002.10.10)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
(72)発明者　池田　重之
東京都千代田区内神田一丁目１番１４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　特開平０３－２７７３４８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
H04N　5/325

(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】
透視画像を得る透視のためにＸ線を被検体に照射するＸ線源と、前記被検体の透過Ｘ線を検出データとして検出する検出器と、前記検出データを画像処理して透視画像データを出力する画像処理部と、前記透視の終了を入力する手段と、前記透視終了の入力に基づいて前記透視終了の直前に得られた複数枚の透視画像データから合成画像データを演算する手段と、前記合成画像データを表示する画像表示部とを備えたＸ線画像診断装置において、前記演算手段は、連続する複数の透視画像データ間の差を求め、該求められた差に基づき連続する透視画像データ間の前記被検体の体動による移動量を演算し、該演算された移動量に応じて透視画像データを選択し、該選択された透視画像データを用いて前記合成画像データを演算することを特徴とするＸ線画像診断装置。
【請求項２】
前記合成画像データの演算は、前記演算された移動量に応じて前記選択された透視画像データ同士を加算平均するか、重み付け加算平均するか、使用しないかの何れかを所定の条件設定によって行われ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。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、被検体のＸ線透過画像を透視，表示して、この透視した画像を見ながら、被検体の患部を特定する診断を行うＸ線画像診断装置に係り、特に予め透視しておいた複数枚

のＸ線透視画像を保持しておき、これらの画像から表示画像を演算して、ノイズを少なくした透視終了時の画像を表示する技術に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

従来のＸ線画像診断装置について、図７を用いて説明する。

図７は、従来のＸ線画像診断装置の一例を示す構成図である。

【０００３】

従来のＸ線画像診断装置は、ベッド２とＸ線管３とＸ線検出器４と支持器５とテレビカメラ６とＡ／Ｄ変換器７と画像処理部８と表示回路９と画像表示器１０とＸ線制御部１１と支持器制御部１２とシステム制御部１６と条件入力部１７を有していた。

ベッド２は被検体１を寝載するもの、Ｘ線管３はＸ線源の一形態であって被検体１の方向にＸ線を発生するもの、Ｘ線検出器４は被検体１を挟んでＸ線管３と対向配置されＸ線管３からのＸ線を検出して光学画像に変換するイメージ・インテンシファイア（以下、Ｉ．Ｉ．、という）、支持器５はＸ線管３とＸ線検出器４と対向位置関係を支持するもの、テレビカメラ６は前記光学画像をビデオ信号に変換するもの、Ａ／Ｄ変換器７はこのビデオ信号を透視画像データ（ディジタル）に変換するもの、画像処理部８はこの透視画像データをデータ処理して画像表示器１０に表示される画像が診断に好適なようになるようにするもの、例えば、患部のＸ線吸収量に反映された画像値が所定の値域を有していたとき、この値域のみのデータ領域を抽出し、このデータ領域以外の領域を低い画素値として、この抽出したデータ領域を強調して表示するデータ処理を行うもの、表示回路９はこのデータ処理した透視画像データを画像表示器１０に表示するために階調変換とＤ／Ａ変換を行うもの、この階調変換は画像表示器１０の表示できる階調が前記透視画像データのものと異なっているために行うもの、Ｄ／Ａ変換は画像表示器１０がディジタルである階調変換した透視画像データをそのまま表示できないので、ビデオ信号（アナログ）に変換することを行うもの、画像表示器１０は、この変換したビデオ信号を表示画像として表示するもの、Ｘ線制御部１１はＸ線管３に電源を供給するとともに、この電源の電圧，電流の条件を調整，制御するもの、支持器制御部１２は支持器５と被検体１又はベッド２の高さに合わせてＸ線透視画像の拡大率などを調整，制御するもの、システム制御部１６はテレビカメラ６と画像処理部８と表示回路９とＸ線制御部１１と支持器制御部１２とを制御するもの、条件入力部１７はシステム制御部１６が制御する各要素についての制御条件をオペレータが入力するものであった。

【０００４】

近年ではカテーテルで透視しながら診断だけでなく治療も行うインターベンショナル・ラジオロジー（以下、ＩＶＲ、という）呼ばれるものが行われるようになってきた。ＩＶＲはＸ線透視画像を見ながらカテーテルとこのカテーテルを導くガイドワイヤを経皮的に被検体１内に挿入して患部まで至らせて治療するものであった。この治療とは、例えば、悪性腫瘍には造影剤の代わりに抗ガン剤を注入してこの悪性腫瘍を破壊したり、大量出血部には止血剤を注入して止血したり、血栓部には溶栓剤を注入して血栓を溶したりするものであった。

このようなＩＶＲにおいて、透視画像を見ながらカテーテルまたはガイドワイヤを操作するために、透視画像にこれらが鮮明に見えることは最も重要なことであった。

【０００５】

ところが被検体の患部にカテーテルを至らせようとする過程で、例えば血管を経由する場合、これらの血管は幾つにも分岐しており、その分岐のうちのどこを通ればより速く患部に至らせることができるかなど、その分岐毎に透視を一時中断して検討することが行われていた。この検討はＸ線透視撮影を終了する直前の１枚の画像を画像表示器１１に表示した状態（以下、フリーズ、という）で行う。しかし、このような１枚の画像は被検体１の低被曝を考えた低いエネルギーのＸ線で撮影されたものであるので、この低いエネルギーのＸ線を用いて透視したときに起こる特有のノイズ（以下、カンタムノイズ、という）が顕著となっていた。

なお、透視終了時でないＸ線透視画像は３０画像１秒で略リアルタイムに動画像表示しているので、これらの画像が残像加算効果によりＸ線透視画像のＳ／Ｎが改善されていた。

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来技術は、前記カンタムノイズにより、被検体の血管などと比較して数段細いカテーテルやガイドワイヤが見えにくくなるという課題があった。また、ＩＶＲを行わず、診断だけのときも、例えば消化官のように運動する臓器のＸ線透視には、この運動に伴う造影剤の動きを注視するためにフリーズを行っていたから、この動きが見えにくくなるという課題があった。

また、このカンタムノイズを低減するには、透視を終了せずに行う方法も考えられるが、この方法は被検体のＸ線被曝線量を増大してしまうという課題があった。

【０００７】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、カンタムノイズの少ない透視画像を表示するＸ線画像診断装置を提供することにある。

【０００８】

また、被検体のＸ線被曝線量を少なくするＸ線画像診断装置を提供することにある。

【０００９】

上記目的は、透視画像を得る透視のためにＸ線を被検体に照射するＸ線源と、前記被検体の透過Ｘ線を検出データとして検出する検出器と、前記検出データを画像処理して透視画像データを出力する画像処理部と、前記透視の終了を入力する手段と、前記透視終了の入力に基づいて前記透視終了の直前に得られた複数枚の透視画像データから合成画像データを演算する手段と、前記合成画像データを表示する画像表示部とを備えたＸ線画像診断装置において、前記演算手段は、連続する複数の透視画像データ間の差を求め、該求められた差に基づき連続する透視画像データ間の前記被検体の体動による移動量を演算し、該演算された移動量に応じて透視画像データを選択し、該選択された透視画像データを用いて前記合成画像データを演算することで達成される。

【００１０】

また、前記合成画像データの演算は、前記演算された移動量に応じて前記選択された透視画像データ同士を加算平均するか、重み付け加算平均するか、使用しないかの何れかを所定の条件設定によって行われてもよい。

【００１２】

【発明の実施の形態】

本発明のＸ線画像診断装置の実施の形態について、図面を用いて説明する。

図１は本発明のＸ線画像診断装置の概略構成例を示すブロック図、図２は図１の透視画像処理部の第１の実施の形態の構成例を示すブロック図、図３は第１の実施の形態の透視終了入力から合成画像を表示するまでの工程の一例を示すフローチャート、図６は図１の透視終了信号発生部の回路例を示すブロック図である。

【００１３】

初めに、本発明のＸ線画像診断装置の構成について、図１を用いて述べる。

本発明のＸ線画像診断装置は、ベッド２とＸ線管３とＸ線検出器４と支持器５とテレビカメラ６とＡ／Ｄ変換器７と画像処理部８と表示回路９と画像表示器　１０とＸ線制御部１１と支持器制御部１２と透視終了信号発生部１３と透視画像処理部１４と切替器１５とシステム制御部１６と条件入力部１７を有している。ベッド２は被検体１を寝載するもの、Ｘ線管３はＸ線源の一形態であって被検体１の方向にＸ線を発生するもの、Ｘ線検出器４は被検体１を挟んでＸ線管３と対向配置されＸ線管３からのＸ線を検出して光学画像に変換するＩ．Ｉ．、支持器５はＸ線管３とＸ線検出器４との対向位置関係を支持するもの、テレビカメラ６は前記光学画像を透視してビデオ信号に変換するもの、Ａ／Ｄ変換器７はこのビデオ信号の透視画像データに変換するもの、画像処理部８はこの透視画像データをデータ処理するもの、表示回路９はこのデータ処理した透視画像データを階調変換とＤ／Ａ変換を行うもの、画像表示器１０はこのＤ／Ａ変換した透視画像データを表示画像デー

タとして表示するもの、Ｘ線制御部１１はＸ線管３に電源を供給するとともに、この電源の電圧と電流の条件を調整，制御するもの、支持器制御部１２は支持器５と被検体１又はベッド２の高さに合わせてＸ線透視画像の拡大率などを調整制御するもの、透視終了信号発生部１３は条件入力部１７の透視終了入力部１７ａのオペレータ入力に基づいて透視終了信号を発生するもの、透視画像処理部１４はこの透視終了信号に基づいて透視が終了する直前の複数枚の透視画像データを格納して、これらの透視画像データから合成画像データを計算する際に何れのものを用いるかをこれらの透視画像データと画像表示して確認しながら選択し、これらの選択した透視画像データを加算演算するか、重み付け加算演算を選択して、この選択した演算を行って合成画像データを作成するもの、切替器１５は画像処理部８のデータ処理した透視画像データと透視画像処理部１４の合成画像データとのうちの一方を表示回路９に伝達するように切替えるもの、システム制御部１６はテレビカメラ６と画像処理部８と表示回路９とＸ線制御部１１と支持器制御部１２と透視終了信号発生部１３と透視画像処理部１４と切替器１５とを制御するもの、条件入力部１７はシステム制御部１６が制御する各要素についての制御条件をオペレータが入力するものであって、透視終了入力部１７ａと演算モード入力部１７ｂを有するものである。

【００１４】

次に、透視終了信号発生部１３の構成について、図６を用いて述べる。

透視終了信号発生部１３は、第１の否定論理素子１３１と第２の否定論理素子１３２と論理積素子１３３とＤフリップフロップ素子１３４を有している。

第１の否定論理素子１３１は条件入力部１７の透視終了入力部１７ａの入力に基づく信号（正論理）を反転するもの、第２の否定論理素子１３２は図示していないが、条件入力部１７に設けられた透視開始入力部の入力に基づく信号（正論理）を反転するもの、論理積素子１３３は２入力であって、その一方の入力は反転された透視開始入力に基づく信号であり、他方の入力はシステム制御部１６が立ち上げ時などに出力するリセット信号（負論理）（図中では、システムリセット信号という、上線部は負論理を示す）であるもの、Ｄフリップフロップ素子　１３４は、データ入力端子（Ｄ）とクロック入力端子（ＣＫ）を‘Ｈ’レベルとなるようにして、セット入力端子（ＳＥＴ）に反転した撮影終了入力に基づく信号を入力し、リセット入力端子（ＲＥＳＥＴ）に論理積素子１３３の出力信号を入力して、出力端子（Ｑ）の透視終了信号（正論理）を出力するものである。

【００１５】

次に、第１の実施の形態の透視画像処理部１４の構成について、図２を用いて述べる。

透視画像処理部１４は、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１（ここでは、４つの画像メモリとし、これらを１４１ａ～１４１ｄとする）と演算部１４２と演算モードスイッチ１４３と画像メモリ切替器１４４と出力切替器１４５とコントローラ１４７とを有している。

セレクタ１４０は後段に接続される複数（ここでは４つ）の画像メモリ（１４１ａ～１４１ｄ）にそれぞれにフレーム周期信号入力に応じて同期している透視画像データ毎にこれらのデータを振り分けるもの、画像メモリ群１４１は複数の画像メモリ（ここでは、第１の画像メモリ１４１ａ～第４の画像メモリ１４１ｄの４つ）からなり、前記振り分けた透視画像データを記憶するもの、演算部１４２はこれらの透視画像データのうちの少なくとも２つのものを演算モードスイッチ　１４３によって設定される選択設定値に基づいて選択し、この選択設定値とともに設定される加算平均または重み付け加算平均の演算の種類を設定される演算種類設定値に基づいて演算するもの、演算モードスイッチ１４３は条件入力部１７に設けられた演算モード入力部１７ｂの入力によって発生される演算モード信号に基づいた演算対象とする透視データ選択設定値と演算種類設定値を設定するもの、画像メモリ切替器１４４は画像メモリ群１４１の複数の画像メモリのうちの１つを選択して出力するもの、出力切替器１４５は演算部１４２の演算結果の出力と画像メモリ切替器１４４の出力とのうちの一方を合成画データ出力とするもの、コントローラ１４７は透視終了信号とフレーム同期信号との入力と演算モードスイッチ１４３の設定値とに応じて、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１と演算部１４２と画像メモリ切替器１４４と出力切替

器１４５とを制御するものである。

【００１６】

次に、第１の実施の形態の透視終了入力から合成画像の表示までの工程について、図３を用いて述べる。

ステップ．１０１

オペレータが、条件入力部１７の透視終了入力部１７ａを操作入力する（透視終了入力）。

ステップ．１０２

透視終了信号発生部１３が、この操作入力の信号をＤフリップフロップ１３４のＳＥＴ端子に入力し、Ｑ端子より透視終了信号を発生する（透視終了信号の発生）。

ステップ．１０３

透視画像処理部１４のコントローラ１４７が、この透視終了信号が発生していることを認知する。次にコントローラ１４７が、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１とを制御してＸ線の曝射を停止する直前の複数枚（ここでは４枚）の透視画像データをフレーム同期信号入力に基づいて振り分け、画像メモリ群１４１の第１の画像メモリ１４１ａ～第４の画像メモリ１４１ｄにそれぞれ記憶させる。また、Ｘ線制御部１１にはＸ線の曝射をこれらの透視画像データを記憶し終えたときに停止するように時遅れ回路を有している（信号「有」の認知）。

ステップ．１０４

コントローラ１４７が、画像メモリ切替器１４４と出力切替器１４５を制御して、第１の画像メモリ１４１ａの透視画像データを合成画像データとして出力させる。システム制御部１６が、切替器１５と表示回路９を制御して、この第１の画像メモリ１４１ａの透視画像データを画像表示器１０に表示させる（第１の画像メモリ内容表示）。

ステップ．１０５

コントローラ１４７が、前ステップと同様に、第２の画像メモリ１４１ｂの透視画像データを出力させる。システム制御部１６が、前ステップと同様に、この第２の画像メモリ１４１ｂの透視画像データを表示させる。この表示は、前ステップの第１の画像メモリ１４１ａのものと連続して表示させ、これらが被検体の体動によってどの程度移動しているかをオペレータが見る（第２の画像メモリ内容表示）。

ステップ．１０６

コントローラ１４７が、前ステップと同様に、第３の画像メモリ１４１ｃの透視画像データを出力させる。システム制御部１６が、前ステップと同様に、この第３の画像メモリ１４１ｃの透視画像データを表示させる。この表示は、前記第１の画像メモリ１４１ａのものと前記第２の画像メモリ１４１ｂのものとを連続して表示させ、これらが被検体の体動によってどの程度移動しているかをオペレータが見る（第３の画像メモリ内容の表示）。

ステップ．１０７

コントローラ１４７が、前ステップと同様に、第４の画像メモリ１４１ｄの透視画像データを出力させる。システム制御部１６が、前ステップと同様に、この第４の画像メモリ１４１ｄの透視画像データを表示させる。この表示は、前記第１の画像メモリ１４１ａのもの乃至前記第３の画像メモリ１４１ｃのものとを連続して表示させ、これらが被検体の体動によってどの程度移動しているかをオペレータが見る（第４の画像メモリ内容の表示）。

ステップ．１０８

オペレータが、前記第１の画像メモリ１４１ａから前記第４の画像メモリ１４１ｄまでの被検体の体動による移動の程度を見て、それぞれの移動量が小さいものであれば、４つの透視画像データともに使用して加算平均する旨の入力を演算モード入力部１７ｂに選択入力をする。また、移動量が大きいものがあれば、その透視画像データは使用しない旨の入力を同様に選択入力をする。さらに、移動量が中程度のものでカンタムノイズを除去するものに有効であると認められるときは、移動量の影響が出にくいように、重み付け加算平均に用いる選択入力を演算モード入力部１７ｂにする。演算モードスイッチ１４３が、こ

れらの選択入力のうちの１つを設定値として設定する（画像データ選択入力）。
ステップ．１０９
コントローラ１４７が、この設定値に基づいて演算部１４２を次のように演算させる。ここで第１の画像メモリ１４１ａの画像データを代表してＡとして、また第２の画像メモリ１４１ｂをＢ，第３の画像メモリ１４１ｃをＣ，第４の画像メモリ１４１ｄをＤ，演算結果をＺとする。
（１）４枚の画像の移動量が何れも小さい場合の演算
Ｚ＝（Ａ＋Ｂ＋Ｃ＋Ｄ）／４
（２）Ａ，Ｂ，Ｃの画像の移動量が何れも小さく、Ｄの移動量が大きい場合の演算
Ｚ＝（Ａ＋Ｂ＋Ｃ）／３　（Ｄは使用しない）
（３）Ａ，Ｂの画像の移動量が何れも小さく、Ｃ，Ｄの移動量が大きい場合の演算
Ｚ＝（Ａ＋Ｂ）／２　（Ｃ，Ｄは使用しない）
（４）Ｄを基準としてＡ，Ｂ，Ｃの移動量がそれぞれ中程度である場合の重み付け演算の例
Ｚ＝（４Ａ＋３Ｂ＋２Ｃ＋Ｄ）／１０
次に、コントローラ１４７が出力切替器１４５を制御して、このような演算結果Ｚを合成画像データとして出力する（画像データ演算）。
ステップ．１１０
システム制御部１６が、切替器１５と表示回路９を制御して、この合成画像データを画像表示器１０に表示する（合成画像表示）。
【００１７】
次に、第２の実施の形態の透視画像処理部１４について、図面を用いて説明する。
図４は図１の透視画像処理部の第２の実施の形態の構成例を示すブロック図、図５は第２の実施の形態の透視終了入力から合成画像を表示するまでの工程の一例を示すフローチャートである。
【００１８】
第２の実施の形態の透視画像処理部１４は、図４に示すように、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１（ここでは、４つの画像メモリとし、これらを１４１ａ～１４１ｄとする）と演算部１４２と演算モードスイッチ１４３と演算モード決定部１４６とコントローラ１４７とを有している。
セレクタ１４０は後段に接続される複数（ここでは４つ）の画像メモリ（１４１ａ～１４１ｄ）にそれぞれにフレーム同期信号入力に応じて同期している透視画像データ毎にこれらのデータを振り分けるもの、画像メモリ群１４１は複数の画像メモリ（ここでは、第１の画像メモリ１４１ａ～第４の画像メモリ１４１ｄの４つ）からなり、前記振り分けた透視画像データを記憶するもの、演算部１４２はこれらの透視画像データのうちの少なくとも２つのものを演算モードスイッチ　１４３によって設定される選択設定値に基づいて選択し、この設定値とともに設定される加算平均または重み付け加算平均の演算の種類を設定される演算種類設定値に基づいて演算するもの、演算モードスイッチ１４３は演算種類決定部１４６に発生される演算モード信号に基づいた演算対象とする透視画像データ選択設定値と演算種類設定値を設定するもの、演算モード決定部１４６は演算部１４２に少なくとも２つの画像データどうしを減算することができたとき、この減算の結果より連続する２画像データの移動量を検出するとともに、この検出に基づいて演算モードスイッチ１４３を設定するもの、コントローラ１４７は透視終了信号とフレーム同期信号との入力と演算モードスイッチ１４３の設定値に応じて、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１と演算部１４２とを制御するものである。
【００１９】
発明者は、上記検出とこの検出に基づく演算モードの決定について、次のような法則に則ればよいことを検証した。
例えば、２枚の2^8　ビット（２５６階調）の画像データの個々の画素データの差の値が－６４（2^6　）以下または＋６４以上となったとき、その画素には移動点と判定し、こ

れ以外は非移動点と判定する。この移動点に対応する画素数が画像を構成する全画素数の３０％以下であれば移動量が小，３０％～７０％で移動量が中，７０％以上で移動量が大とする。また、重み付け加算平均に用いる場合は前記３０％～７０％の大きさに応じて比例する。即ちこれを一般化すれば

【外１】

$$2^n$$

ビット画像データに対し、差の値を

【外２】

$$\pm 2^{n-2}$$

とすればよい。但し、ｎは２以上の整数とする。

【００２０】

次に、第２の実施の形態の透視終了入力から合成画像の表示までの工程について、図５を用いて述べる。

ステップ．２０１

オペレータが、条件入力部１７の透視終了入力部１７ａを操作入力する（透視終了入力）。

ステップ．２０２

透視終了信号発生部１３が、この操作入力の信号をＤフリップフロップ１３４のＳＥＴ端子に入力し、Ｑ端子より透視終了信号を発生する（透視終了信号の発生）。

ステップ．２０３

透視画像処理部１４のコントローラ１４７が、この透視終了信号が発生していることを認知する。次にコントローラ１４７が、セレクタ１４０と画像メモリ群１４１とを制御して、Ｘ線の曝射を停止する直前の複数枚（ここでは４枚）の透視画像データをフレーム同期信号に基づいて振り分け、画像メモリ群１４１の第１の画像メモリ１４１ａ～第４の画像メモリ１４１ｄにそれぞれ記憶させる。また、Ｘ線制御部１１にはＸ線の曝射をこれらの透視画像データを記憶し終えたときに停止するように時遅れ回路を有している（信号「有」の認知）。

ステップ．２０４

演算部１４２が、２つの連続した透視画像データの各画素データ毎に引き算する。例えば、第２の画像メモリの内容（透視，画像データ）から第１の画像メモリの内容を引き算する。同様に、第３の画像メモリの内容から第２画像メモリの内容、第４の画像メモリの内容から第３の画像メモリの内容を同様に引き算する。演算モード決定部１４６が、これらの引き算の値に基づいて画像を構成する全画素数に対する移動点の画素数の割合を算定するとともに、この割合が３０％以下であれば加算平均とし、３０％～７０％であれば重み付け加算平均とし、７０％以上であれば使用しない決定をして、演算モードスイッチ１４３にこの決定に基づく設定値を設定する（演算モードの決定）。

ステップ．２０５

コントローラ１４７が、この設定値に基づいて演算部１４２をステップ．１０９で述べたように演算させ、この演算結果を合成画像データとして出力する（画像データ演算）。

ステップ．２０６

システム制御部１６が、切替器１５と表示回路９を制御して、この合成画像データを画像表示器１０に表示する（合成画像表示）。

【００２１】

上記第２の実施の形態では、透視終了入力があった後の透視画像データの差をフィードバックして演算モードを決定していたが、通常のＸ線透視中にあっては、切替器１５を画像

処理部８からの透視画像データが表示回路９に伝達するように設定するとともに、透視画像処理部１４の演算部１４２が透視画像データのフレームが１つ更新する毎にそれぞれ連続する２つの透視画像データの引き算を行っておいて、演算モード決定部１４６がこの引き算の値に基づき移動点の割合の算定と演算モードの決定を行ってもよい。

【００２２】

また、上記実施の形態では、画像処理部８の透視画像データを表示回路９に透視画像処理部１４を通さずに高速に伝達できる切替器１５を備えた構成で説明したが、この切替器１５を有さず、透視画像処理部１４を画像処理部８と表示回路９との間に挿入した構成としてもよい。

【００２３】

以上述べたように、透視終了信号発生部１３が、前記透視終了の入力に基づいて透視終了信号を発生し、透視画像処理部１４が、この透視終了信号に基づき透視終了直前に透視した複数枚の透視画像データから合成画像データを演算するので、透視画像データのカンタムノイズを低減するから、本発明の目的を達成することができる。また、前記透視終了時には、被検体へのＸ線曝射を行わないから、Ｘ線被曝量を少なくできる。

【００２４】

また、第２の実施の形態は、第１のものと比べると画像データの表示による移動量の確認と演算モードの入力を要さないので、より使い勝手のよいＸ線画像診断装置を提供できる。

【００２５】

また、上記第１の実施の形態では、透視終了直前の複数枚の透視画像データを得ることで説明したが、透視をいつ終了するか、即ち透視終了信号がいつ発生するのか分らないので、透視終了信号が発生しなくとも、予め複数枚の透視画像から合成画像を演算しておいてもよい。ただし、被検体の対象部位の大きさが著しく異なるあるいは被検体の動きが激しい部位については、第２の実施の形態を用いる方が好適である。

【００２６】

以上述べた実施の形態のあらゆる形態と組み合わせが、本発明の目的を達成できることはいうまでもない。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明のＸ線画像診断装置の概略構成例を示すブロック図。

【図２】図１の第１の実施の形態の透視画像処理部の概略構成例を示すブロック図。

【図３】第１の実施の形態の工程例を示すフローチャート。

【図４】図１の第２の実施の形態の透視画像処理部の概略構成例を示すブロック図。

【図５】第２の実施の形態の工程例を示すフローチャート。

【図６】図１の透視終了信号発生部の概略構成例を示すブロック図。

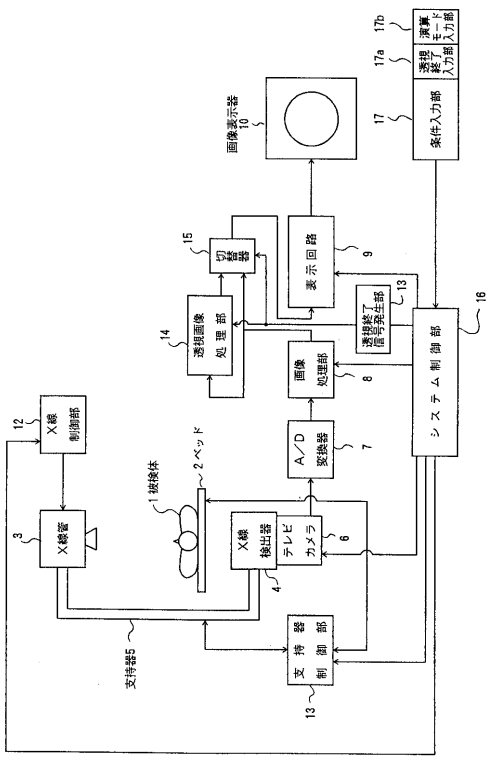
【図７】従来のＸ線画像診断装置の概略構成例を示すブロック図。

【符号の説明】

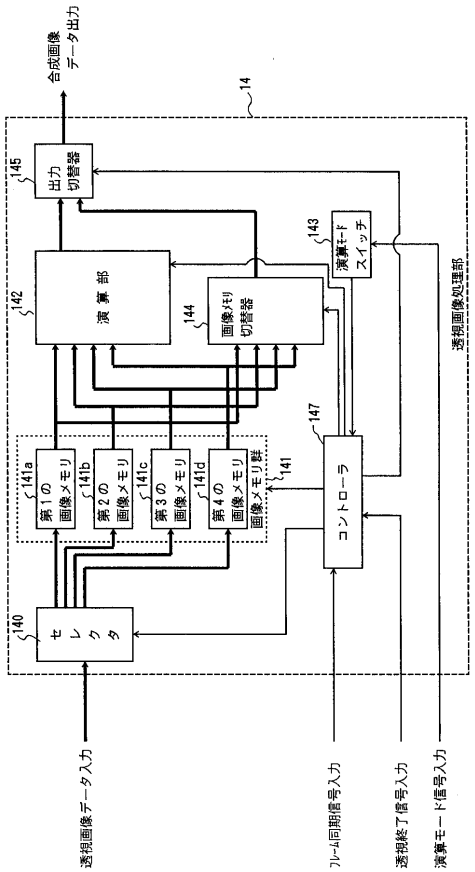
１３　透視終了信号発生部
１４　透視画像処理部
１４０　セレクタ
１４１　画像メモリ群
１４２　演算部
１４３　演算モードスイッチ
１４４　画像メモリ切替器
１４５　出力切替器
１４６　演算モード決定部
１４７　コントローラ
１５　切替器
１７　条件入力部
１７ａ　透視終了入力部

１７ｂ　演算モード入力部

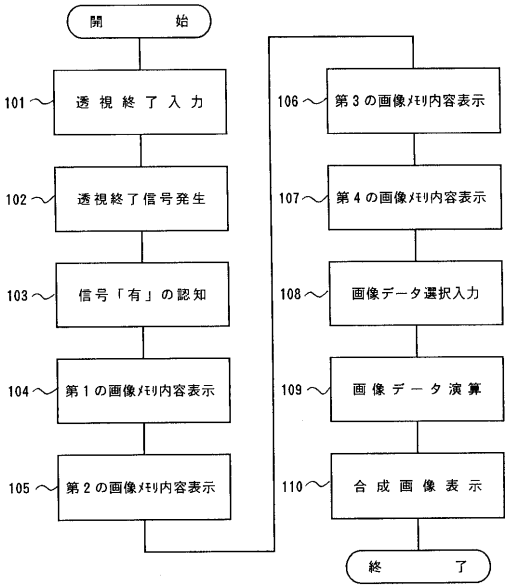
【図１】



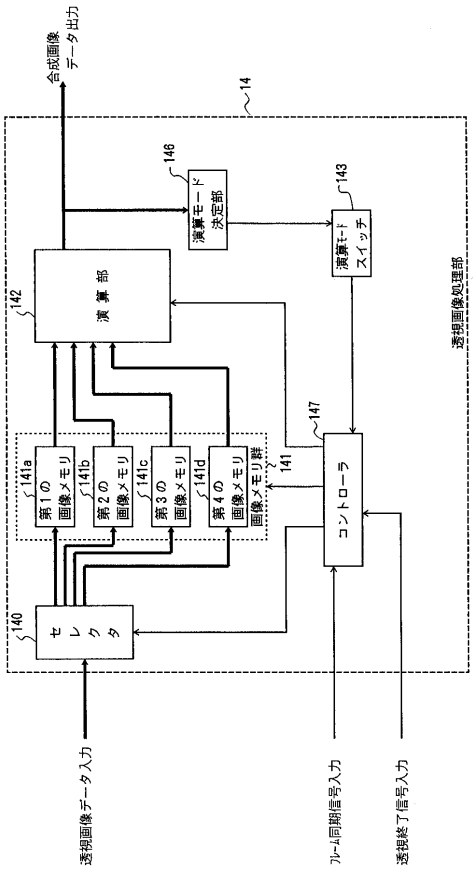
【図２】



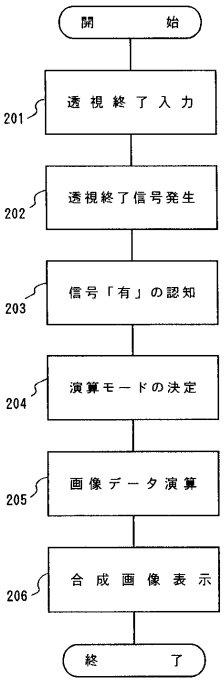
【図３】


開　始
101 透視終了入力
102 透視終了信号発生
103 信号「有」の認知
104 第１の画像メモリ内容表示
105 第２の画像メモリ内容表示
106 第３の画像メモリ内容表示
107 第４の画像メモリ内容表示
108 画像データ選択入力
109 画像データ演算
110 合成画像表示
終　了

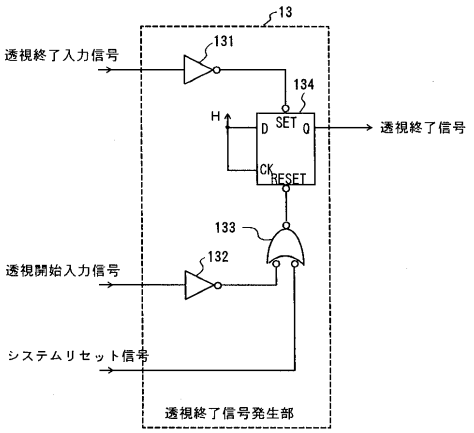
【図４】


合成画像データ出力
14
148
演算モード決定部
143
演算モードスイッチ
142
演算部
透視画像処理部
147
141a 第１の画像メモリ
141b 第２の画像メモリ
141c 第３の画像メモリ
141d 第４の画像メモリ
141 画像メモリ群
コントローラ
140
セレクタ
透視画像データ入力
フレーム同期信号入力
透視終了信号入力

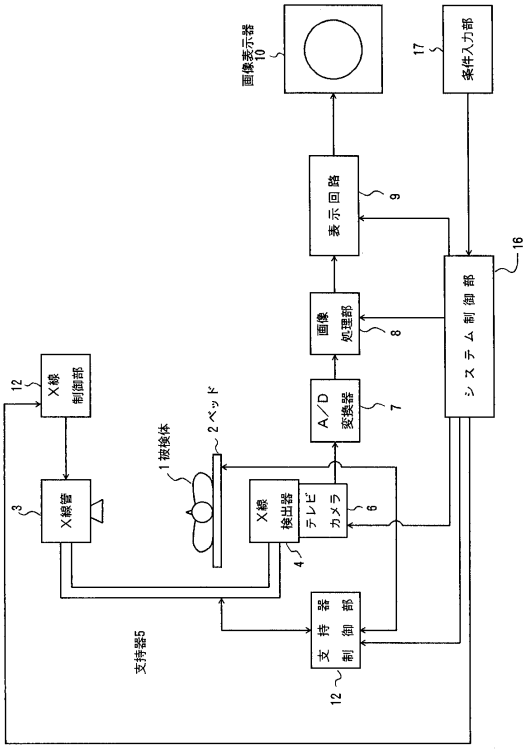
【図５】


開　始
201 透視終了入力
202 透視終了信号発生
203 信号「有」の認知
204 演算モードの決定
205 画像データ演算
206 合成画像表示
終　了

【図６】


13
透視終了入力信号
131
134
H
D SET Q
透視終了信号
CK RESET
133
透視開始入力信号
132
システムリセット信号
透視終了信号発生部

【図７】


画像表示器
10
17
条件入力部
表示回路
9
画像
処理部
8
A／D
変換器
7
システム制御部
16
12
X線
制御部
3
X線管
1被検体
2ベッド
X線
検出器
4
テレビ
カメラ
6
支持器
制御部
12
支持器5