

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3662688号
(P3662688)

(45) 発行日 平成17年6月22日(2005.6.22)

(24) 登録日 平成17年4月1日(2005.4.1)

(51) Int.C1.⁷

F 1

A 61 B 6/00
H 04 N 5/321A 61 B 6/00 303 F
A 61 B 6/00 303 C

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平8-282304
 (22) 出願日 平成8年10月24日(1996.10.24)
 (65) 公開番号 特開平9-294738
 (43) 公開日 平成9年11月18日(1997.11.18)
 審査請求日 平成15年10月24日(2003.10.24)
 (31) 優先権主張番号 特願平8-51297
 (32) 優先日 平成8年3月8日(1996.3.8)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
 (74) 代理人 100087505
 弁理士 西山 春之
 (72) 発明者 石川 謙
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 高橋 文隆
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

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】

被検体にX線を照射するX線管と、このX線管から照射され上記被検体を透過したX線像を光学像に変換するX線イメージインテンシファイアと、このX線イメージインテンシファイアからの同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配する光分配手段と、この光分配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子と、これら複数個の撮像素子によって得られたそれぞれの画像信号を取り込んで表示のために画像処理する画像処理装置と、この画像処理装置からの画像信号を入力して画像として表示する表示装置とを有して成るX線撮影装置において、

上記複数個の撮像素子は、被検体を所定線量で透視した透視像を撮像する透視用撮像素子と、被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像する撮影用撮像素子とを備え、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、

上記画像処理装置は、上記透視用撮像素子で透視像を撮像した画像信号と上記撮影用撮像素子で撮影像を撮像した画像信号とを合成表示するために合成処理を行うものである、ことを特徴とするX線撮影装置。

【請求項 2】

被検体にX線を照射するX線管と、このX線管から照射され上記被検体を透過したX線像を光学像に変換するX線イメージインテンシファイアと、このX線イメージインテンシファイアからの同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配する光分配手段と、この光分

配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子と、これら複数個の撮像素子によって得られたそれぞれの画像信号を取り込んで表示のために画像処理する画像処理装置と、この画像処理装置からの画像信号を入力して画像として表示する表示装置とを有して成るX線撮影装置において、

上記複数個の撮像素子は、被検体を所定線量で透視した透視像を撮像する透視用撮像素子と、被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像する撮影用撮像素子とを備え、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、

上記画像処理装置は、上記撮影用撮像素子の欠陥画素に隣接する画素の画像信号と、該欠陥画素に対応する透視用撮像素子の画素の画像信号とを合成して、上記欠陥画素の画像信号を補正するものである、

ことを特徴とするX線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体にX線を照射し例えばX線イメージインテンシファイアとテレビカメラにより診断部位の透視画像又は撮影画像を得て画像表示するX線撮影装置に関し、特に撮像素子を利用したものにおいて高解像度の静止画像の収集と共に動画像の収集をすることができるX線撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線画像診断の分野では、撮影のデジタル化による即時表示及び診断、操作性向上、ネットワークへの対応等が期待されているが、例えばX線イメージインテンシファイアとテレビカメラによるX線画像撮影システムを用いデジタル化した画像をフレームメモリに取り込んで高解像度の透視X線画像を得ることができるデジタルラジオグラフィ装置(以下「DR装置」と略称する)として、撮像管を使った走査線2000本クラスの高解像度DR装置が実現されている。このような高解像度DR装置において、従来のX線イメージインテンシファイア間接撮影と同等の画像とするためには少なくとも百万画素が必要である。また、X線直接撮影と同等の画像とするためには少なくとも四百万画素が必要である。

【0003】

一方、近年、CCD(電荷結合素子)を利用したCCD撮像素子が技術的に急速に進歩している。CCDは、撮像管と比較して小型、軽量、安価、調整容易なものが得られるようになってきた。このようなことから、最近ではCCDは撮像管にとってかわりつつある。そして、このようなCCD撮像素子で高解像度画像を得る方法としては、1枚で数百万画素の超高解像度CCDを使う方法や、80万画素程度の通常の解像度のCCDを複数個使う方法等がある。CCD撮像素子を利用して高解像度画像を得る技術としては、特願昭49-35277号、特願昭60-276856号の明細書に記載されたものがある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、このようなCCD撮像素子を利用した走査線2000本クラスの高解像度DR装置を実現するには、次のような問題点がある。まず、数百万画素の超高解像度CCDを使う場合、撮像管と異なり走査モードが固定されているので、高解像度静止画像の収集と共に動画像の収集をすることが困難であった。また、数百万画素のように画素数が多いと、欠陥画素の無いCCD撮像素子を得ることが困難であった。さらに、通常の解像度のCCDを複数個使う場合は、画像全体を部分画像に分割して撮影するにしろ、画素ずらしをしながら撮影するにしろ、素子の位置や方向や利得の調整を高精度で行わなければならないものであった。このとき、調整が不十分だと画像のつなぎ目等においてアーチファクトが生じることがあった。また、CCD撮像素子は、撮像管と比較して最大蓄積電荷が少ないため、画像の中の光が良く当っている部分のS/Nが良くないものであった。

【0005】

10

20

30

40

50

そこで、本発明は、このような問題点に対処し、撮像素子を利用したものにおいて高解像度の静止画像の収集と共に動画像の収集をすることができるX線撮影装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、第1の発明によるX線撮影装置は、被検体にX線を照射するX線管と、このX線管から照射され上記被検体を透過したX線像を光学像に変換するX線イメージインテンシファイアと、このX線イメージインテンシファイアからの同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配する光分配手段と、この光分配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子と、これら複数個の撮像素子によって得られたそれぞれの画像信号を取り込んで表示のために画像処理する画像処理装置と、この画像処理装置からの画像信号を入力して画像として表示する表示装置とを有して成るX線撮影装置において、上記複数個の撮像素子は、被検体を所定線量で透視した透視像を撮像する透視用撮像素子と、被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像する撮影用撮像素子とを備え、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、上記画像処理装置は、上記透視用撮像素子で透視像を撮像した画像信号と上記撮影用撮像素子で撮影像を撮像した画像信号とを合成表示するために合成処理を行うようにしたものである。

【0012】

また、第2の発明によるX線撮影装置は、被検体にX線を照射するX線管と、このX線管から照射され上記被検体を透過したX線像を光学像に変換するX線イメージインテンシファイアと、このX線イメージインテンシファイアからの同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配する光分配手段と、この光分配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子と、これら複数個の撮像素子によって得られたそれぞれの画像信号を取り込んで表示のために画像処理する画像処理装置と、この画像処理装置からの画像信号を入力して画像として表示する表示装置とを有して成るX線撮影装置において、上記複数個の撮像素子は、被検体を所定線量で透視した透視像を撮像する透視用撮像素子と、被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像する撮影用撮像素子とを備え、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、上記画像処理装置は、上記撮影用撮像素子の欠陥画素に隣接する画素の画像信号と、該欠陥画素に対応する透視用撮像素子の画素の画像信号とを合成して、上記欠陥画素の画像信号を補正するようにしたものである。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図1は本発明によるX線撮影装置の実施の形態を示すブロック図である。このX線撮影装置は、被検体にX線を照射し例えばX線イメージインテンシファイアとテレビカメラにより診断部位の透視画像又は撮影画像を得て画像表示するもので、図1に示すように、X線管1と、X線イメージインテンシファイア(以下「X線I.I.」と略称する)2と、光分配手段3と、複数個の撮像素子(4, 5)と、画像処理装置6と、表示装置7とを有して成る。

【0014】

上記X線管1は、被検体14にX線を照射するもので、X線制御装置8から電源が供給されて所定のX線曝射を行うようになっている。X線I.I.2は、上記X線管1から照射され被検体14を透過したX線像を光学像に変換するもので、複数個の光電子増倍管を組み合わせて成る。光分配手段3は、上記X線I.I.2からの出力光学像を複数の光路に分配するもので、例えば同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配するハーフミラーから成り、例えば入射光線に対して約45度傾斜して取り付けられている。

【0015】

この光分配手段3の前後には、一次レンズ9と、二次レンズ10a, 10bと、シャッタ

10

20

30

40

50

—11 から成る光学系 12 が設けられている。一次レンズ 9 は上記 X 線 I.I.2 からの出力光を平行光線に変換し、一方の二次レンズ 10a は上記光分配手段 3 で光路を変えられた平行光線を焦点位置に収束させ、他方の二次レンズ 10b は上記光分配手段 3 を通過した平行光線を焦点位置に収束させるものである。また、シャッター 11 は上記光分配手段 3 を通過した平行光線を通過させたり遮断したりするものである。複数個の撮像素子 (4, 5) は、上記光分配手段 3 で分配された各光学像の画像全体をそれぞれ電気信号 (ビデオ信号) に変換するもので、CCD から成る。

【 0016 】

また、画像処理装置 6 は、上記複数個の撮像素子 (4, 5) によって得られたそれぞれの電気信号を取り込み表示のために画像処理するもので、例えばビデオプロセッサから成る。さらに、表示装置 7 は、上記画像処理装置 6 からの画像信号を入力して画像として表示するもので、例えばテレビモニタから成る。なお、図 1 において、符号 13 は画像処理装置 6 からの画像信号を入力して記憶するフレームメモリを示している。10

【 0017 】

ここで、本発明においては、上記複数個の撮像素子は、透視用撮像素子 4 と、撮影用撮像素子 5 とを備え、該撮影用撮像素子 5 は上記透視用撮像素子 4 より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとされ、上記画像処理装置 6 は、上記透視用撮像素子 4 及び撮影用撮像素子 5 によって得られた画像信号を入力して画像処理するものとされている。上記透視用撮像素子 4 は、被検体 14 を所定線量で透視した透視像を撮像するもので、例えば 1000×1000 の百万画素の CCD 撮像素子から成り、撮像速度が 1 秒当たり画像 30 枚程度とされている。また、撮影用撮像素子 5 は、被検体 14 を上記透視用撮像素子 4 よりも高線量で撮影した撮影像を撮像するもので、例えば 2000×2000 の四百万画素の CCD 撮像素子から成り、露光時間の制限が可変であり、その前面に設けられたシャッター 11 は該撮影用撮像素子 5 の露光終了後直ちに閉となるようになっている。20

【 0018 】

また、上記光分配手段 3 としてのハーフミラーは、X 線 I.I.2 からの同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配する際にその光量を異なる分配比に分配するようになっており、例えば入射光の 8 / 10 が反射されて透視用撮像素子 4 に導かれ、入射光の 2 / 10 が通過して撮影用撮像素子 5 に導かれるようになっている。ただし、この光量の分配比は、透視時において透視用撮像素子 4 に想定される最も光量が多く入射する画素の 1 フレーム当たりの蓄積電荷が概ねその画素の 1 フレーム当たりの最大蓄積電荷になるようにするということと、撮影時において撮影用撮像素子 5 に想定される最も光量が多く入射する画素の 1 フレーム当たりの蓄積電荷が概ねその画素の 1 フレーム当たりの最大蓄積電荷になるようにするということとを、透視モード時又は撮影モード時の画像一枚当たりの露光時間や、透視用撮像素子 4 又は撮影用撮像素子 5 の量子効率や、透視用撮像素子 4 又は撮影用撮像素子 5 の画素数や、光学系 12 も含めたシステム感度等の総てを考慮して決めればよい。この場合、撮影モード時は透視モード時に比べ 100 倍程度の X 線条件になるので、上記のように光量の分配比は小さくても、撮影用撮像素子 5 にとっては十分な光量が確保できる。30

【 0019 】

なお、上記透視用撮像素子 4 としては、電子シャッターが可能なフレームトランスファー型 CCD かインターライン型 CCD を用い、露出時間を変えることにより撮影時の感度調整を瞬時に行うようとする。また、撮影用撮像素子 5 としては、多画素用に適したフルフレーム型 CCD を用いればよい。さらに、上記透視用撮像素子 4 の前面には、該透視用撮像素子 4 に入射する光量を調節する光学絞り手段 (図示省略) を設け、撮影用撮像素子 5 による撮影が行われる際に上記光学絞り手段で透視用撮像素子 4 の受光量を減少さるようにもよい。これにより、撮影用撮像素子 5 による撮影時の画像が透視用撮像素子 4 で観察することができる。40

【 0020 】

また、前記画像処理装置 6 は、透視用撮像素子 4 で透視した画像信号と撮影用撮像素子 5 で撮影した画像信号とを合成表示するために合成処理を行うものとされている。さらに50

、上記画像処理装置 6 は、撮影用撮像素子 5 の欠陥画素に隣接する画素の画像信号と、該欠陥画素に対応する透視用撮像素子 4 の画素の画像信号とを合成して、上記欠陥画素の画像信号を補正するものとされている。

【 0 0 2 1 】

次に、このように構成された X 線撮影装置の動作について、図 2 を参照しながら説明する。まず、透視時には、X 線管 1 から X 線を曝射し、被検体 1 4 の透過 X 線像を X 線 I.1.2 で光学像に変換し、この光学像が 1 次レンズ 9 、光分配手段 3 、 2 次レンズ 10 a の光路を通って例えば 30 フレーム / 秒の高フレームレートの透視用撮像素子 4 に入射する。このとき、上記透視用撮像素子 4 に入射する光量を光分配手段 3 としてのハーフミラーで 80 % を分配する。この透視用撮像素子 4 で透視された画像信号は、画像処理装置 6 を介して表示装置 7 へ送られ、その画面に表示される。これにより、低線量の X 線透視画像を観察することができる。この場合、高解像度の撮影用撮像素子 5 にはイメージエリアに蓄積された電荷をクリアするリセット信号を加え、撮影待機状態として電荷を蓄積できない状態に保つ。

【 0 0 2 2 】

次に、撮影時には、操作者は表示装置 7 の画面で上記表示された X 線透視画像を観察してタイミングを計り、図 2 (a) に示すように撮影ボタンを押す。この撮影ボタンの入力に同期して、図 2 (b) に示すように、撮影用撮像素子 5 は電荷をクリアするリセット信号を解除する。このリセット信号の解除の後、図 2 (c) に示すように、X 線曝射信号がオンとなり X 線管 1 から X 線が曝射される。これにより、被検体 1 4 の透過 X 線像が X 線 I.1.2 で光学像に変換され、この光学像が 1 次レンズ 9 、光分配手段 3 、シャッター 11 、 2 次レンズ 10 b の光路を通って撮影用撮像素子 5 に入射する。この撮影用撮像素子 5 で撮影された画像信号は、画像処理装置 6 へ送られる。

【 0 0 2 3 】

次に、上記の X 線曝射により撮影が終ると、撮影用撮像素子 5 の前面側に設けられた機械シャッター又は電子シャッター、液晶シャッター等の高速のシャッター 11 を、図 2 (d) に示すように直ちに閉じる。これにより、図 2 (e) に示すように画像読み出しを開始することができると共に、直ちに透視用撮像素子 4 による透視を再開することができる。画像の読み出し終了後は、再び電荷クリアリセット信号を加え、シャッター 11 を開け、次回の撮影に備える。

【 0 0 2 4 】

上記の X 線撮影時には、透視用撮像素子 4 には大光量が導かれるが、その前面に設けられた光学絞り手段 (図示省略) は、このとき最も多くの光量の入る画素においても電荷が飽和してしまわないように、その画素に入射する光量に量子効率を掛けたものが最大飽和電荷になる程度に受光量を減少させるようになっている。

【 0 0 2 5 】

そして、前記画像処理装置 6 においては、撮影を行ったときの画像と全く同じタイミングで得られた透視用撮像素子 4 で得た例えば 1000×1000 画素の画像を、撮影用撮像素子 5 で撮影した画像と合成することにより、より S / N の高い画像を得ることができる。その合成処理の方法を図 3 を参照しながら説明する。図 3 (a) は、撮影用撮像素子 5 で得られた例えば 2000×2000 画素の画像のうちある隣接した四つの画素 X_{11} , X_{12} , X_{13} , X_{14} 及びその画素値を表わしている。図 3 (b) は、透視用撮像素子 4 で得られた例えば 1000×1000 画素の画像のうち X 線 I.1.2 から出力される光学像の上記図 3 (a) と同じ位置を表わす部分の一つの画素 X_2 及びその画素値を表わしている。

【 0 0 2 6 】

ここで、上記画像処理装置 6 で合成処理して作成される 2000×2000 画素の画像において、画素 X_{11} を表わす部分の新たな画素値を X_a とし、 S / N を良くするための定数を r とし、定数を k とすると、 X_a は次式によって求められる。

$$\begin{aligned}
 Xa &= r (X_{11} + X_{12} + X_{13} + X_{14}) / 4 + (1 - r) X_2 \\
 &\quad + k (3X_{11} - X_{12} - X_{13} - X_{14}) / 4 \\
 &= [(3k + r) X_{11} - (k - r) (X_{12} + X_{13} + X_{14})] / 4 \\
 &\quad + (1 - r) X_2 \quad \dots (1)
 \end{aligned}$$

すなわち、撮影用撮像素子 5 が撮像した画像信号を高空間周波数成分と低空間周波数成分に分離し、これらと透視用撮像素子 4 が撮像した画像信号とをそれぞれの重みを付けて加算することにより、合成画像の S / N をより良く改善できる。このとき、 $r : (1 - r)$ を撮影用撮像素子 5 が撮像した画像信号の低空間周波数成分の S / N と、透視用撮像素子 4 が撮像した画像信号の S / N との比の二乗に略一致させれば、最も S / N の良い画像を得るための S / N が得られる。その理由は、このときの各画像の S / N を $r^2 : (1 - r)^2$ とすれば、 $r : (1 - r) = r^2 : (1 - r)^2$ のとき合成した画像の S / N が $(r^2 + (1 - r)^2)$ となって最大になるからである。また、エッジ強調したい場合には上記式 (1) において k を 1 よりしだいに大きくし、平滑化したい場合には k を 1 よりしだいに小さくすればよい。

【0027】

一方、 2000×2000 画素の画像の画素 X_{11} が欠陥画素であった場合には、上記合成される画像のその位置の画素値は、次式によって求められる。

$$Xa = 4 X_2 - X_{12} - X_{13} - X_{14} \quad \dots (2)$$

このとき、撮影用撮像素子 5 及び透視用撮像素子 4 の感度の補正是、 X_2 および X_{12}, X_{13}, X_{14} の画素近傍の画素の画素値をもとに補正すればよい。

【0028】

なお、図 1 においては、光分配手段 3 としてハーフミラーを用いた場合を示したが、本発明はこれに限らず、X 線 I.I.2 からの出力光学像を複数の光路に分配することができるものならば他の手段、例えば一定方向に回転しながら光を複数の光路に切り換える回転ミラーを用いてもよい。

【0029】

図 4 は本発明による X 線撮影装置の他の実施形態を示す装置概要図であり、被検体 14 を寝載するベッド 15 を側方から見た状態を示している。この実施形態は、透視用撮像素子 4 及び撮影用撮像素子 5 等の映像系がベッド 15 の下方に配置されるオーバーチューブ型の X 線撮影装置に適用した場合を示している。このようなオーバーチューブ型の X 線撮影装置においては、図 1 に示すように光分配手段 3 で X 線 I.I.2 からの出力光学像を 90 度の角度で二方向に分配し、透視用撮像素子 4 及び撮影用撮像素子 5 等の映像系をベッド 15 の下方にて該ベッド 15 の長手方向及びそれに直交する方向にそれぞれ配置すると、映像系全体が大形化して大きなスペースを占有するものであった。そして、ベッド 15 の下方にて該ベッド 15 の長手方向と直交方向、すなわち被検体 14 の体軸と直交方向の術者の位置する側に向けて配置された一方の映像系が術者側に移動したり、術者がベッド 15 に接して立ちその足が該ベッド 15 の下方に入り込む場合は、術者の足と映像系のヘッドとがぶつかることがあった。あるいは、上記映像系を術者の位置する側と反対のベッド 15 の支柱側に向けて配置すると、該支柱の根元はベッド 15 の中心側まで張り出しているので、上記映像系が体軸と直交方向に移動した場合は、上記支柱と映像系のヘッドとがぶつかることがあった。これでは、撮影がスムーズにできないと共に、映像系が損傷することがあった。

【0030】

そこで、図 4 に示す実施形態では、上記光分配手段 3 を、同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配すると共にその分配後の各光学像を被検体 14 を寝載するベッド 15 の幅内にてその長手方向と略平行に出力するように構成したものである。図 4 において、X 線管 1 は、被検体 14 を寝載するベッド 15 の上方に配置されている。また、X 線 I.I.2 は、上記ベッド 15 の下方にて X 線管 1 と対向する位置に配置されている。そして、光学系 1 2 は、上記 X 線 I.I.2 の下面側にて該 X 線 I.I.2 からの光学像の出力面に設けられ、一次

10

20

30

40

50

レンズ9と二次レンズ10a, 10bとを有して成る。一次レンズ9は、全反射ミラー9aとレンズ本体9bとから成り、上記X線I.I.2からの出力光学像の光路をX線軸方向から横方向に90度曲げると共に平行光線に変換し、映像系のX線軸方向の寸法を短縮している。

【0031】

上記一次レンズ9からの出力光学像の光路上には、光分配手段3が設けられている。この光分配手段3は、上述のように同一の出力光学像を同時に複数の光路に分配すると共にその分配後の各光学像を被検体14を寝載するベッド15の幅内にてその長手方向と略平行に出力するもので、図5に示すように構成されている。図5は、図4に示す一次レンズ9及び光分配手段3並びに透視用撮像素子4、撮影用撮像素子5を下面側から見た説明図である。

【0032】

上記光分配手段3は、図5(a)に示すように、一次レンズ9からの出力光学像の光路上に45度の角度を付けて設置されたハーフミラー3aと、このハーフミラー3aの側方にベッド15の幅内にて設けられやはり45度の角度を付けて平行に設置された全反射ミラー3bとから成る。ハーフミラー3aは、例えば入射光の8/10を透過すると共に2/10を反射して一次レンズ9からの出力光学像を同時に複数の光路に分配する際にその光量を異なる分配比に分配するようになっている。また、全反射ミラー3bは、上記ハーフミラー3aで反射された光を入射してその全部を反射するようになっている。そして、上記ハーフミラー3aと全反射ミラー3bとは、一次レンズ9からの出力光学像の光路に対してそれぞれ45度の角度を付けて平行に設置されているので、ハーフミラー3aを透過した光と、該ハーフミラー3aで反射された光を入射して全反射ミラー3bで反射された光とは、互いに平行となる。また、上記ハーフミラー3aと全反射ミラー3bとで分配された光は、図4に示すように、被検体14を寝載するベッド15の長手方向と略平行に出力するようになっている。

【0033】

上記ハーフミラー3aからの透過光路上には、図5(a)に示すように二次レンズ10aと透視用撮像素子4とが設けられている。この二次レンズ10aは、ハーフミラー3aを透過した平行光線を透視用撮像素子4の撮像面に収束させるものである。また、上記全反射ミラー3bからの反射光路上には、二次レンズ10bと撮影用撮像素子5とが設けられている。この二次レンズ10bは、全反射ミラー3bで反射された平行光線を撮影用撮像素子5の撮像面に収束させるものである。そして、これらの透視用撮像素子4及び撮影用撮像素子5は、図4及び図5(a)から明らかなように、互いに平行とされると共に、被検体14を寝載するベッド15の幅内にてその長手方向と略平行に配置されている。

【0034】

従って、図4に示す実施形態においては、透視用撮像素子4及び撮影用撮像素子5等の映像系がベッド15の下方にて該ベッド15の幅内に収めて配置され、映像系全体を小形化すると共に占有するスペースを小さくすることができる。このことから、上記映像系のヘッドが移動しても、該映像系のヘッドが術者の足にぶつかったり、ベッド15の支柱にぶつかったりすることはない。従って、映像系が損傷することはないと共に、撮影がスムーズにできる。

【0035】

図5(b)は、図5(a)に示す光分配手段3の変形例を示す下面側から見た説明図である。この変形例は、上記全反射ミラー3bをハーフミラー3aに対してその側方に90度の角度で交わるように配置したものである。この場合は、一次レンズ9から透視用撮像素子4に向かう出力光学像の光路はそのままであるが、該一次レンズ9から撮影用撮像素子5に向かう出力光学像の光路が上記全反射ミラー3bで透視用撮像素子4に向かう光路と反対側に180度折り曲げられている。この変形例においても、透視用撮像素子4及び撮影用撮像素子5は、互いに平行とされると共に、被検体14を寝載するベッド15の幅内にてその長手方向と略平行に配置されることとなる。

【0036】

図6は、図5に示す光分配手段3の他の変形例を示す側面側から見た説明図である。この変形例は、図4及び図5(a)においては光分配手段3を構成するハーフミラー3aと全反射ミラー3bとをベッド15の面に平行な面内で側方に並べたものに対し、上記ハーフミラー3aと全反射ミラー3bとをベッド15の面に垂直な面内で上下に並べたものである。この場合は、図6から明らかなように、透視用撮像素子4及び撮影用撮像素子5は、上下位置にて互いに平行とされると共に、被検体14を寝載するベッド15の幅内にてその長手方向と略平行に配置されることとなる。

【0037】

なお、図5及び図6においては、光分配手段3をハーフミラー3aと全反射ミラー3bとで構成したものとしたが、上記ハーフミラー3aを全反射ミラーとし、この全反射ミラー(3a)を例えれば45度の角度範囲で回動させるようにしても良い。そして、一次レンズ9からの出力光学像を透視用撮像素子4に導く場合は、上記全反射ミラー(3a)を例えれば45度の角度で回動させて該透視用撮像素子4に向かう光路と平行に位置させ、一次レンズ9からの出力光学像を撮影用撮像素子5に導く場合は、上記とは反対方向に全反射ミラー(3a)を例えれば45度の角度で回動させて透視用撮像素子4に向かう光路と45度の角度で交わるように位置させればよい。これにより、透視用撮像素子4に向かう出力光学像と、撮影用撮像素子5に向かう出力光学像とを上記全反射ミラー(3a)の回動動作で切り換えることができる。

【0038】

また、図5及び図6に示す実施例においては、一次レンズ9のレンズ本体9bと二次レンズ10a, 10bとはそれぞれタンデムレンズを構成し、レンズ本体9bと一方の二次レンズ10aとのタンデムレンズ間の光路に対し、レンズ本体9bと他方の二次レンズ10bとのタンデムレンズ間の光路の方が長くなる。このようにタンデムレンズ間の光路が長くなると、その場合に得られる光像は周辺光量が低下することがある。

【0039】

以下、これに対する対策について説明する。まず、一次レンズ、二次レンズの焦点距離と明るさとが決まっているとき、周辺光量の低下が無いために必要なタンデム間隔の限界値が簡易的に計算できる(このとき各レンズの開口効率を100%と仮定する)。ここで、タンデム配置されたレンズ間の光線は、平行光線となる。軸外からの光束は、二つのレンズの間では光軸と斜めの平行光線束となり、その主光線がレンズ面を切る高さによって必要なレンズの直径が決まる。このような状況で、タンデム間隔Lは次式で与えられる。

$$L = (f_1^2 F_2 - F_1 f_1 f_2) / (2 F_1 F_2 h_1) \dots (3)$$

ただし、 f_1 ：一次レンズ9のレンズ本体9bの焦点距離

f_2 ：二次レンズ10bの焦点距離

F_1 ：レンズ本体9bのF値

F_2 ：二次レンズ10bのF値

h_1 ：X線1.1.2の出力面の半径

この式(3)から二次レンズ10bのF値(F_2)が大きくなるほど、タンデム間隔Lの限界値が大きくなることが分かる。そして、上記式(3)で求めたタンデム間隔L以下の範囲に、図5及び図6に示すハーフミラー3aと全反射ミラー3bとが配置できれば周辺光量の低下の無い画像を得ることができる。

【0040】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、請求項1に係る発明によれば、光分配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子のうち、透視用撮像素子により被検体を所定線量で透視した透視像を撮像し、撮影用撮像素子で被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像し、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、画像処理装置により、上記透視用撮像素子で透視像を撮像した画像信号と上記撮影用撮像素子で撮影像を撮像した画像信号と

10

20

30

40

50

を合成表示するために合成処理を行うものとしたことにより、合成画像の低空間周波数成分のS/Nの最適な改善、合成画像のエッジ強調もしくは平滑化を行うことができる。このとき、撮影用撮像素子による高解像度の静止画像の撮影と、透視用撮像素子による動画像の収集とが、撮像素子の位置や方向や利得の調整を高精度で行う必要がなく、かつ画像のつなぎ目等においてアーチファクトが生じることなしに、共に実行できる。

【0042】

また、請求項2に係る発明によれば、光分配手段で分配された各光学像を電気信号に変換する複数個の撮像素子のうち、透視用撮像素子により被検体を所定線量で透視した透視像を撮像し、撮影用撮像素子で被検体を上記透視用撮像素子よりも高線量で撮影した撮影像を撮像し、該撮影用撮像素子は上記透視用撮像素子より解像度が高く且つ撮像速度が低速であるものとし、画像処理装置により、上記撮影用撮像素子の欠陥画素に隣接する画素の画像信号と、該欠陥画素に対応する透視用撮像素子の画素の画像信号とを合成して、上記欠陥画素の画像信号を補正するものとしたことにより、撮影用撮像素子における欠陥画素の画素値推定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるX線撮影装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図2】上記X線撮影装置の動作を説明するためのタイミング線図である。

【図3】画像処理装置における画像の合成処理の方法を示す説明図である。

【図4】本発明によるX線撮影装置の他の実施形態を示す装置概要図であり、被検体を寝載するベッドを側方から見た状態を示している。

【図5】図4に示す一次レンズ及び光分配手段並びに透視用撮像素子、撮影用撮像素子を下面側から見た説明図である。

【図6】図5に示す光分配手段の他の変形例を示す側面側から見た説明図である。

【符号の説明】

1 ... X線管

2 ... X線I.I.

3 ... 光分配手段

3 a ... ハーフミラー

3 b ... 全反射ミラー

4 ... 透視用撮像素子

5 ... 撮影用撮像素子

6 ... 画像処理装置

7 ... 表示装置

8 ... X線制御装置

9 ... 一次レンズ

9 a ... 全反射ミラー

9 b ... レンズ本体

10 a, 10 b ... 二次レンズ

11 ... シャッター

12 ... 光学系

13 ... フレームメモリ

14 ... 被検体

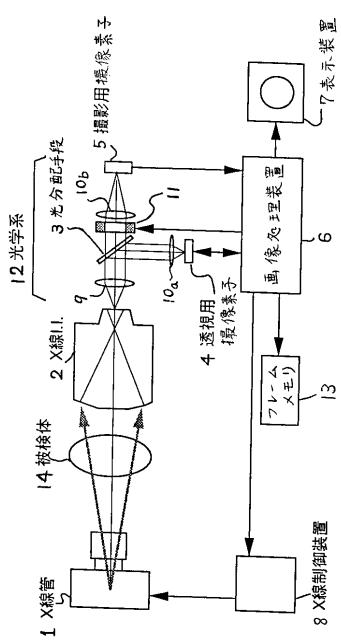
10

20

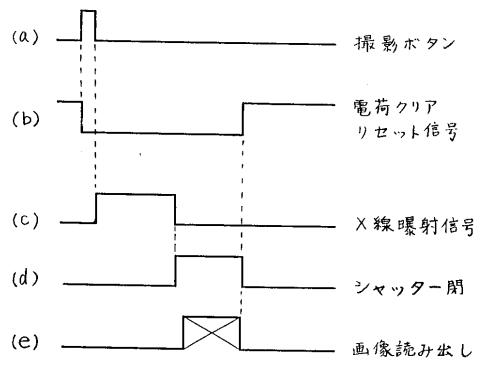
30

40

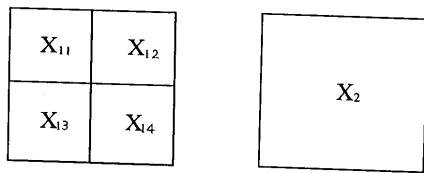
【 図 1 】



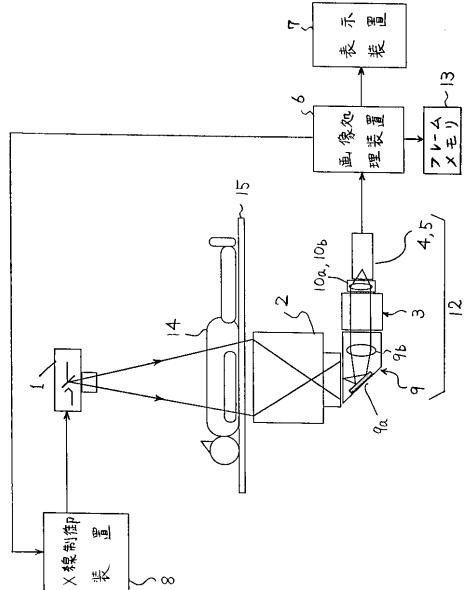
【 図 2 】



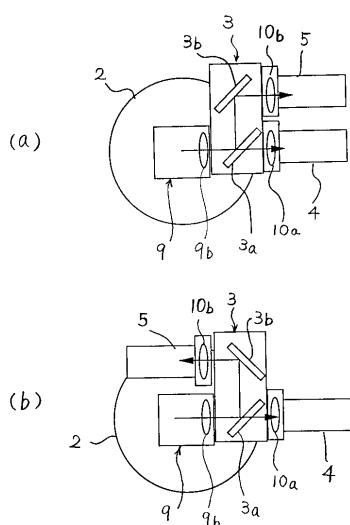
【 図 3 】



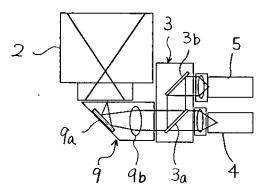
〔 四 〕



〔 5 〕



【 四 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 田 崎 寛
東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(72)発明者 石 黒 隆
東京都千代田区内神田1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 特開昭60-230647(JP,A)
特開平06-209926(JP,A)
特開平05-048971(JP,A)
特開平05-174747(JP,A)
特開平05-064081(JP,A)
特開昭61-244329(JP,A)
特開昭61-118999(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 6/00