

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4264382号
(P4264382)

(45) 発行日 平成21年5月13日 (2009.5.13)

(24) 登録日 平成21年2月20日 (2009.2.20)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/14 (2006.01)

A 6 1 B 6/14 3 0 0

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z

請求項の数 8 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-136620 (P2004-136620)
 (22) 出願日 平成16年4月30日 (2004.4.30)
 (65) 公開番号 特開2005-312810 (P2005-312810A)
 (43) 公開日 平成17年11月10日 (2005.11.10)
 審査請求日 平成19年3月16日 (2007.3.16)

(73) 特許権者 000138185
 株式会社モリタ製作所
 京都市伏見区東浜南町680番地
 (74) 代理人 100087664
 弁理士 中井 宏行
 (72) 発明者 林 毅
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地
 株式会社モリタ製作所内
 (72) 発明者 園部 興一
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地
 株式会社モリタ製作所内
 (72) 発明者 吉村 隆弘
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地
 株式会社モリタ製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮影画像の自動露出制御方法及びその方法を用いた自動露出制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線発生器から被対象物にX線撮影のために照射されるX線の強度をフィードバック制御することで、固体撮像素子によって生成される画像が所定の濃度範囲内となるよう制御する自動露出制御方法であって、

上記固体撮像素子が、上記X線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、上記X線を受けないで暗電流成分を蓄積する暗電流測定部とを備え、

上記固体撮像素子を非露光状態とした上記画素生成部の出力に基づく暗電流成分と上記暗電流測定部の出力に基づく暗電流成分とによる出力比を、上記画素生成部で注目する画素又は画素列について算出して予めメモリに記憶しておき、

上記固体撮像素子がX線を受けているときに、

上記暗電流測定部が出力した蓄積電荷信号に対して記憶された上記出力比を適用する演算により、上記画素生成部で注目する画素又は画素列に対する暗電流成分を算出し、

上記画素生成部で注目する画素又は画素列の蓄積電荷信号から上記算出された暗電流成分を減算した値を算出することで、暗電流成分を除去した露出測定信号を取得し、

該露出測定信号により上記X線の強度を決定することで、上記X線の強度をX線撮影時にフィードバック制御することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

【請求項 2】

請求項 1 において、

上記メモリに記憶する上記出力比が、上記画素生成部の蓄積電荷信号の露光時間に対す

る出力変化の傾きと、上記暗電流測定部の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きとの比であることを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

【請求項3】

請求項1又は請求項2において、

上記X線の強度は、制御目標値に向けて、所定の遅延要素を加えるようにしてフィードバック制御することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

【請求項4】

請求項1～3のいずれかにおいて、

上記照射源をX線を照射するX線発生器とし、

上記固体撮像素子が、該X線発生器からのX線を受けて可視光を生成する構成を有することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

10

【請求項5】

請求項4において、

上記撮影は、パノラマX線撮影、セファロX線撮影、リニアスキャンX線撮影、デンタルX線撮影又はCT撮影のいずれかを行うことを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

【請求項6】

請求項4又は5において、

X線走査速度、X線管電流、X線管電圧のうちの少なくとも1つ以上を制御して、上記X線強度のフィードバック制御を実行することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法。

20

【請求項7】

X線発生器からX線撮影のために照射されるX線の強度をフィードバック制御して所定の濃度範囲内となるX線撮影画像を取得する医療用デジタルX線撮影装置における自動露出制御装置であって、

上記X線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、X線を受けないで暗電流成分を蓄積する暗電流測定部とを備えた固体撮像素子と、

上記画素生成部で注目する画素又は画素列について算出された、上記固体撮像素子を非露光状態とした上記画素生成部の出力に基づく暗電流成分と上記暗電流測定部の出力に基づく暗電流成分とによる出力比を、予め記憶させたメモリと、

30

上記暗電流測定部が出力した蓄積電荷信号に対して記憶された上記出力比を適用した演算により、上記画素生成部で注目する画素又は画素列に対する撮像時における暗電流成分を算出し、当該撮像時における暗電流成分を上記画素生成部で注目する画素又は画素列の蓄積電荷信号から減算した値を算出することで、暗電流成分を除去した露出測定信号を取得し、該露出測定信号により上記X線の強度を決定することで、上記X線の強度をX線撮影時にフィードバック制御する制御手段とを備えたことを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御装置。

【請求項8】

請求項7において、

X線走査速度、X線管電流、X線管電圧、階調処理のうちの少なくとも1つ以上を制御することによって、上記X線強度のフィードバック制御を実行することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、固体撮像素子を用いた画像撮影に好適に実施される自動露出制御方法と、その自動露出制御方法を用いた自動露出制御装置に関するものである。ここで固体撮像素子は、可視光を露光するもの、及びX線を露光するものを含む。

【背景技術】

【0002】

50

X線撮影装置における露出制御については、次のような先行技術がある。

下記の特許文献1では、X線露光前又は画像走査後にX線変換用光導電体を帯電しその表面をX線露光しないで走査して暗放電像の画像値をX線像の画像値から差し引いてX線撮影することが開示されている。

また、特許文献2では、CCDセンサを用いてパノラマX線撮影する技術において、CCDセンサの露光部の信号から非露光部での暗電流成分の信号を対比して暗電流成分を補正する技術が開示されている。

さらに、特許文献3では、CCDセンサ等の固体撮像素子の基板の裏面にX線量をモニタするフォトダイオードが形成されたX線撮影装置が開示されており、撮影中の透過X線をリアルタイムにフォトダイオードで検出することによってX線の出力を制御している。

10

【0003】

また、特許文献4では、X線撮像器に被写体を透過したX線量を検出する線量センサをCCDセンサと接続して設けた医療用X線撮影装置が開示されており、CCDセンサに入射するX線量を線量センサで事前に検出して、X線発生器に帰還制御している。

【特許文献1】特開昭62-43990号公報

【特許文献2】特開2000-175907号公報

【特許文献3】特開平6-38950号公報

【特許文献4】特許第3307519号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

しかしながら、上記特許文献1では、セレンからなるX線変換用光導電体という特殊なX線撮像素子を使用しており、固体撮像素子のような高解像度で、処理スピードを速く出来なくてコストも高くなる欠点がある。更に、この方法では、全部のX線変換用光導電体について暗放電像の画像値をX線露光前又は露光後に光導電体を帯電させて導出し、X線像の同一像点の画像値から差し引く事による補正であるので、撮影時間などの撮影条件が暗放電像を求めた時と異なれば、うまく補正できなかった。さらに、X線発生器にフィードバック制御することを示唆するものではない。

また、上記特許文献2では、パノラマX線撮影装置におけるCCDセンサの非露光部での暗電流信号を用いて暗電流の補正をするものであるが、X線撮影と同時に暗電流補正を行っていないのでX線発生器へのフィードバック制御を行えるものではなかった。自動露出制御はリアルタイムで制御を行わねばならず、上記特許文献2の方法では、リアルタイムで信号処理できなかった。

30

さらに、上記特許文献3では、撮像中の透過X線を裏面側のフォトダイオードでリアルタイムで検出しているため、検出信号をX線源側にフィードバックしてX線量の安定化を図るにはループ全体の応答がかなり速くしなければならず、現実にはかなり困難を伴う。また、特殊な構造のためコストが高くなるという欠点があった。

上記特許文献4では、CCDセンサに入射するX線量を事前に検出して、X線発生器を帰還制御しているが、CCDセンサの出力中の暗電流成分には着目しておらず、従って、撮像中に走査速度を変える等の制御を行ったときに、CCDセンサの出力中の暗電流成分がそれに応じて変化しても、暗電流成分の変化は考慮されない。また、この構成も特殊な構造のためコストが高くなるという欠点があった。

40

【0005】

本発明は、上述のような問題点を解決するため、暗電流成分を除去した画像が所定の濃度範囲に収まるように照射光の強度をフィードバック制御する自動露出制御方法およびその方法を用いた自動露出制御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】

【0006】

上記目的のため、請求項1では、X線発生器から被対象物にX線撮影のために照射されるX線の強度をフィードバック制御することで、固体撮像素子によって生成される画像が

50

所定の濃度範囲内となるよう制御する自動露出制御方法であって、上記固体撮像素子が、上記X線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、上記X線を受けないで暗電流成分を蓄積する暗電流測定部とを備え、上記固体撮像素子を非露光状態とした上記画素生成部の出力に基づく暗電流成分と上記暗電流測定部の出力に基づく暗電流成分とによる出力比を、上記画素生成部で注目する画素又は画素列について算出して予めメモリに記憶しておき、上記固体撮像素子がX線を受けているときに、上記暗電流測定部が出力した蓄積電荷信号に対して記憶された上記出力比を適用する演算により、上記画素生成部で注目する画素又は画素列に対する暗電流成分を算出し、上記画素生成部で注目する画素又は画素列の蓄積電荷信号から上記算出された暗電流成分を減算した値を算出することで、暗電流成分を除去した露出測定信号を取得し、該露出測定信号により上記X線の強度を決定することで、上記X線の強度をX線撮影時にフィードバック制御することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法を提案する。

10

【0007】

尚、暗電流測定部と画素生成部における画素又は画素列との所定の露光時間に対する暗電流成分の出力比とは、固体撮像素子の電荷蓄積時間を所定時間としたときの、暗電流測定部から出力される蓄積電荷信号中の暗電流成分と、画素生成部における画素又は画素列から出力される蓄積電荷信号中の暗電流成分との出力強度の比を表している。

【0008】

請求項2では、請求項1において、上記メモリに記憶する上記出力比が、上記画素生成部の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きと、上記暗電流測定部の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きとの比であることを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法を提案する。

20

ここで、暗電流測定部の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きとは、暗電流測定部で注目する画素又は画素列から出力される蓄積電荷信号を電荷蓄積時間の1次関数で表したときの傾き（暗電流成分の露光時間に対する係数）である。

【0009】

請求項3では、請求項1又は請求項2のいずれかにおいて、上記X線の強度は、制御目標値に向けて、所定の遅延要素を加えるようにしてフィードバック制御することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法を提案する。

遅延要素を加えるには、コンデンサと抵抗によるローパスフィルタによるアナログ処理を用いてもよいし、過去の値に時間減衰率の重み付けをして、現在の値に足し合わせるデジタル処理を用いてもよい。

30

【0010】

請求項4では、請求項1～3のいずれかにおいて、上記照射源をX線を照射するX線発生器とし、上記固体撮像素子が、該X線発生器からのX線を受けて可視光を生成する構成を有することを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法を提案する。すなわち、請求項1の自動露出制御の対象を医療用デジタルX線撮影装置に限定している。

【0011】

請求項5では、請求項4において、上記撮影は、パノラマX線撮影、セファロX線撮影、リニアスキャンX線撮影、デンタルX線撮影又はCT撮影のいずれかを行うことを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御方法を提案している。

40

【0012】

請求項6では、請求項4又は5において、X線強度をフィードバック制御するにあたり、X線走査速度、X線管電流、X線管電圧のうちの少なくとも1つ以上を制御することを特徴とする撮影画像の自動露出制御方法を提案する。

【0013】

請求項7では、X線発生器からX線撮影のために照射されるX線の強度をフィードバック制御して所定の濃度範囲内となるX線撮影画像を取得する医療用デジタルX線撮影装置における自動露出制御装置であって、上記X線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、X線を受けないで暗電流成分を蓄積する暗電流測定部とを備えた固体撮像素子と、

50

上記画素生成部で注目する画素又は画素列について算出された、上記固体撮像素子を非露光状態とした上記画素生成部の出力に基づく暗電流成分と上記暗電流測定部の出力に基づく暗電流成分とによる出力比を、予め記憶させたメモリと、上記暗電流測定部が出力した蓄積電荷信号に対して記憶された上記出力比を適用した演算により、上記画素生成部で注目する画素又は画素列に対する撮像時における暗電流成分を算出し、当該撮像時における暗電流成分を上記画素生成部で注目する画素又は画素列の蓄積電荷信号から減算した値を算出することで、暗電流成分を除去した露出測定信号を取得し、該露出測定信号により上記X線の強度を決定することで、上記X線の強度をX線撮影時にフィードバック制御する制御手段とを備えたことを特徴とするX線撮影画像の自動露出制御装置を提案する。

すなわち、X線を受けて可視光を生成し光電変換して電荷を蓄積する画素生成部と、X線を受けないで暗電流成分を蓄積する暗電流測定部とを備えた固体撮像素子と、上記画素生成部から取り出されたで注目する画素又は画素列の蓄積電荷信号から上記暗電流測定部から取り出される暗電流成分を除去した画像が所定の濃度範囲に収まるようにX線強度をフィードバック制御する制御演算部とを備えている。

【0014】

そして、演算制御部は、上記暗電流成分を除去するにあたり、上記画素生成部から取り出される暗電流成分に基づいて、暗電流測定部の特定の画素又は列の所定の露光時間に対する出力変化の傾きを予め記憶し、画素生成部の特定の画素又は列の所定の露光時間に対する出力変化の傾きとの比を求め、この傾きの比を基に演算し暗電流成分を除去した画像が所定の濃度範囲に収まるようにX線強度をフィードバック制御する。

【0015】

請求項8では、請求項7において、X線強度をフィードバック制御するにあたり、X線走査速度、X線管電流、X線管電圧のうちの少なくとも1つ以上を制御することを特徴とする撮影画像の自動露出制御装置を提案する。

【発明の効果】

【0016】

請求項1～6で提案した本発明の自動露出制御方法によれば、X線発生器から被対象物にX線を照射してX線画像を生成する画像生成装置に適用すれば、画素生成部から取り出された特定の画素又は列の蓄積電荷信号から、暗電流測定部から取り出される暗電流成分を除去した画像が所定の濃度範囲に収まるようにX線の強度をフィードバック制御するので、暗電流成分を除去した最終的な画像に対する露出制御となって、良好な露出制御結果が得られる。

【0017】

そして、本発明方法によれば、画素生成部の特定の画素又は列の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きと、暗電流測定部での画素又は少なくとも1列の蓄積電荷信号の露光時間に対する出力変化の傾きとの比を求めているので、補正処理での演算が簡単になる。

また、請求項3で提案した本発明方法によれば、照射光の強度は、制御目標値に向けて、所定の遅延要素を加えるようにしてフィードバック制御されているので、得られた画像ではフィードバック制御に起因する縞状のノイズが目立たない。

【0018】

特に請求項5で提案した本発明方法によれば、パノラマX線撮影、セファロX線撮影、リニアスキャンX線撮影、デンタルX線撮影又はCT撮影において、自動露出制御を行える。

【0019】

請求項4及び請求項5で提案した自動露出制御方法は、請求項1の自動露出制御方法を医療用デジタルX線撮影装置に適用するもので、請求項1と同様の効果をそこで発揮する。

【0020】

請求項6では、X線走査速度、X線管電流、X線管電圧のうちの少なくとも1つ以上を

10

20

30

40

50

フィードバック制御の対象としているので、撮影条件に応じて最適な制御対象を選択することができるとともに、これらを組み合わせれば、望ましい画質の自動露出制御が行える。

請求項 7 及び請求項 8 による医療用デジタル X 線撮影装置では、それぞれ、請求項 1 ~ 6 のいずれかの自動露出制御方法を適用しているので、それらと同様の効果が期待できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下では、撮影画像の自動露出制御方法を説明し、ついで、その方法を適用した具体的な医療用デジタル X 線撮影装置について説明する。

【実施例 1】

【0022】

図 1 は本発明の自動露出制御装置の基本構成を示している。

自動露出制御装置 A 1 は、撮影光照射源 7 から照射され、撮影対象 H を透過した光を露光する CCD センサ等の固体撮像素子 1 a と、制御演算手段 2、照射源制御手段 20 d とを有している。ここに、固体撮像素子 1 a は、TDI（時間遅延積分）クロックから駆動クロックを生成する後述の図 10、図 11 で図示するような撮像素子駆動回路 11 d による駆動クロックによって駆動されるようになっており、画素生成部 1 a a と、暗電流測定部 1 a b と、蓄積電荷転送部 1 a c とに区分された構成になっている。

【0023】

画素生成部 1 a a は、高エネルギーの光（X 線など）によって発生した電荷を蓄積して転送する CCD が列状に配置されている。暗電流測定部 1 a b も、画素生成部 1 a a と同様の CCD が 1 列又は複数列に配置されているが、常に光を露光しないようにマスク（X 線遮蔽）されている。また、蓄積電荷転送部 1 a c には、画素生成部 1 a a や暗電流測定部 1 a b の各列から出力される電荷を転送するための CCD が列方向に配置されており、画素生成部 1 a a からの蓄積電荷信号と、暗電流測定部 1 a b からの暗電流測定信号とが、逐次、所定のタイミングで右下の出口部から制御演算手段 2 に対して出力されるようになっている。

【0024】

更に自動露出制御を行うために、画像生成部 1 a a には注目画素 1 a g を設定している。注目画素 1 a g は画素生成部 1 a a の任意の位置でよいが、撮影対象物の関心領域内であって撮影中に受光量があまり変化しない位置に設定することが望ましい。歯科用パノラマ X 線撮影装置の場合、上顎の少し上あたりが最も良い。この注目画素 1 a g の蓄積電荷信号から暗電流成分を除去した露出測定信号に基づいて、本発明の自動露出制御が行われる。さらに露出測定部は 1 つの注目画素 1 a g による構成に限られず、注目画素 1 a g が 2 以上の場合には、それらの平均値などを露出測定信号として採用する。

【0025】

制御演算手段 2 は、撮像時において画素生成部 1 a a より取り出された蓄積電荷信号の暗電流成分を除去する一方、X 線照射制御回路 20 d をフィードバック制御するもので、電荷蓄積型イメージセンサ 1 から出力された蓄積電荷信号から所定のタイミングで暗電流測定信号を抽出するための暗電流測定信号抽出部 2 a と、同様にそこから所定のタイミングで、注目画素 1 a g の蓄積電荷信号を取り出すための注目画素抽出部 2 d と、注目画素 1 a g から出力された蓄積電荷信号毎に、暗電流補正テーブル 3 に記録されている、後述するパラメータを参照適用し、暗電流測定部 1 a b から出力された暗電流測定信号に基づいて、注目画素 1 a g から出力された蓄積電荷信号中の暗電流成分を予測算出して除去した露出制御信号を得る露出制御信号生成部 2 b と、その露出制御信号に基づいて、撮影光照射源 7 から照射させるべき撮影光の強度を算出して、X 線照射制御回路 20 d をフィードバック制御するための信号を出力する照射強度算出部 2 f とを備えている。

【0026】

暗電流補正テーブル 3 は、画素生成部 1 a a の各列の電荷を所定の転送経路、すなわち

10

20

30

40

50

各列での横方向の転送経路と、更に蓄積電荷転送部 1 a c での縦方向の転送経路とに従って転送している間に生じる暗電流成分を、暗電流測定部 1 a b で測定した暗電流測定信号に基づいて予測算出するためのパラメータを予め記憶している。

【0027】

ここで、露出制御装置における自動露出制御の原理を説明する。

画像撮影時の温度が のときに、固体撮像素子 1 a の画素生成部 1 a a と暗電流測定部 1 a b との各列 ($k = n \cdots 1, 0$) について、それぞれの全段で蓄積された電荷が蓄積電荷転送部 1 a c を通じて転送され、暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ を含んだ蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ として出力されるとすると、それらは次式 (イ) によって表される。

$$\begin{aligned} O_s(p_n, \quad) &= O_sx(p_n, \quad) + D_k(p_n, \quad) + O_f(p_n) \\ O_s(p_{n-1}, \quad) &= O_sx(p_{n-1}, \quad) + D_k(p_{n-1}, \quad) + O_f(p_{n-1}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &| \\ O_s(p_1, \quad) &= O_sx(p_1, \quad) + D_k(p_1, \quad) + O_f(p_1) \\ O_s(p_0, \quad) &= D_k(p_0, \quad) + O_f(p_0) \quad \dots (イ) \end{aligned}$$

ただし、

O_s : 蓄積電荷信号
 O_sx : 露光に基づく有効画素信号 (蓄積電荷信号の露光による信号成分)
 D_k : 蓄積電荷信号の暗電流成分
 O_f : 蓄積電荷信号のオフセット成分
 p : 列の位置
: 温度

一方、同様に固体撮像素子 1 a を遮蔽して露光させないときには、暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ を含んだ蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ は式 (ロ) で示される。

$$\begin{aligned} O_s(p_n, \quad) &= D_k(p_n, \quad) + O_f(p_n) \\ O_s(p_{n-1}, \quad) &= D_k(p_{n-1}, \quad) + O_f(p_{n-1}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &| \\ O_s(p_1, \quad) &= D_k(p_1, \quad) + O_f(p_1) \\ O_s(p_0, \quad) &= D_k(p_0, \quad) + O_f(p_0) \quad \dots (ロ) \end{aligned}$$

【0028】

また、暗電流成分は、固体撮像素子 1 a の電荷蓄積時間 T にほぼ比例することが知られていることから、第 k 列の暗電流成分は次式 (ハ) で求められる。

$$D_k(p_k, \quad) = (p_k, \quad) \cdot T \quad \dots (ハ)$$

ただし、ここで

: 係数
 T : 蓄積時間

【0029】

上式 (ハ) より (ロ) は一次関数ととらえられ、電荷蓄積時間 T を何通りか変化させて、蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ や暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ の値を測定し、最小二乗法を用いれば最適なものになるが、簡易には、2 通りの電荷蓄積時間 T について、それぞれ値を測定し、その 2 点を通る直線により求められるものとしてもよい。

更に、ここで画素生成部 1 a a の第 k 列の暗電流成分 $D_k(p_k, \quad)$ と、暗電流測定部 1 a b の暗電流成分 $D_k(p_0, \quad)$ との、所定の蓄積時間 T における出力比 2 を求めると、次式 (ニ) のようになる。次式 (ニ) の右辺に示す比は、固体撮像素子 1 a を露光させないときの蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ のグラフと暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ のグラフとの傾きの比に相当する。

$$\begin{aligned} 2(p_k, \quad) &= D_k(p_k, \quad) / D_k(p_0, \quad) \\ &= \{ (p_k, \quad) \cdot T \} / \{ (p_0, \quad) \cdot T \} \\ &= (p_k, \quad) / (p_0, \quad) \quad \dots (ニ) \end{aligned}$$

ここで、出力比 (p_k, \quad) が、場所 p_k に依存する部分と温度 に分離できるとすれば、

$$(p_k, \quad) = 1(p_k) \cdot \underline{\quad}(\quad)$$

であるから、出力比 2 は温度 に依存せずに次式 (ホ) のようになる。

$$2(p_k) = 1(p_k) / 1(p_0) \quad \dots \underline{\text{(ホ)}}$$

【0030】

従って、式(イ)及び、式(ホ)から、撮影時の温度が のとき、画素生成部 1 a a の各列 ($k = n \cdot \cdot \cdot 1$) の露光に基づく有効画素信号 $O_s x(p_k, \quad)$ を、暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ を用いて表すと、更に (ヘ) のようになる。

$$\begin{aligned} O_s x(p_k, \quad) &= O_s(p_k, \quad) - D_k(p_k, \quad) - O_f(p_k) \\ &= O_s(p_k, \quad) - 2(p_k) \cdot D_k(p_0, \quad) - O_f(p_k) \\ &= O_s(p_k, \quad) - 2(p_k) \cdot \{O_s(p_0, \quad) - O_f(p_0)\} - O_f(p_k) \quad \dots \underline{\text{(ヘ)}} \end{aligned} \quad 10$$

【0031】

よって式(ヘ)から理解されるように、撮影時において、注目画素 1 a g の蓄積電荷信号 $O_s(p_g, \quad)$ を、式(ヘ)に従い、暗電流測定部 1 a b の暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ を用いて補正すれば、暗電流成分の除去された露出測定信号を得ることができる。

すなわち本発明では、自動露出制御を行うために、注目画素抽出部 2 d が、注目画素 1 a g から出力された蓄積電荷信号 $O_s(p_g, \quad)$ を所定のタイミングで取り出し、露出制御信号生成部 2 b が、次の式に従って、上記の露出制御信号 X を算出する。 20

$$X = O_s(p_g, \quad) - 2(p_g) \cdot O_s(p_0, \quad) \quad \dots \text{(チ)}$$

ただし、

X : 露出制御信号

p_g : 注目画素 1 a g の位置

ここで、 $O_f(p_g)$ は、定数なので式(チ)から除かれている。

そして、照射強度算出部 2 f が次の式に従って、照射させるべき撮影光の強度を算出して、X線照射制御回路 20 dをフィードバック制御することにより、自動露出制御がなされる。

$$I = -A \cdot X + B \quad \dots \text{(リ)} \quad 30$$

ただし、

I : 照射源制御手段に発生させるべき撮影光照射源の駆動電流

A、B : 定数

なお、撮影光照射源の駆動電流を制御するのに替えて、駆動電圧を同様に制御してもよく、更に、駆動電流と駆動電圧との両方を制御してもよく、駆動電流の代わりに走査速度を制御するようにしてもよい。そして、駆動電流が走査速度かを制御する場合には、透過 X 線量が全体的に変化するので、得られる X 線画像の明るさが変わるが、駆動電圧を制御する場合には、透過 X 線のエネルギー分布が変化するので、得られる X 線画像のコントラストが変わる。

【0032】 40

ここで、上記の自動露出制御の原理を、CCD センサを用いた固体撮像素子 1 a による X 線パノラマ撮影に適用した場合と、MOS センサを用いた固体撮像素子 1 a による通常の透過 X 線撮影に適用した場合について、図 2 に従って更に説明する。

【0033】

図 2 A は、CCD センサを用いた固体撮像素子 1 a の各列から出力される蓄積電荷信号 (一次元) を撮影時刻順に並べた歯科用等のパノラマ X 線撮影をする際の時間と電気信号の出力の関係図を示している。図において (i) は、画素生成部 1 a a 中の特定画素、すなわち注目画素 1 a g と暗電流測定部 1 a b の位置とをそれぞれ p_g と p_0 で示し、(i i) は暗電流測定部 1 a b からの暗電流測定信号 (暗電流成分) $D_k(p_0)$ を示している。これは、工場出荷前に予め X 線パノラマ撮影した際の暗電流測定部 1 a b での暗電流 50

測定信号を示す。(i i i) は実際の撮影時の注目画素 1 a g からの蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ と、その中の暗電流成分 $D_k(p_g)$ を示している。

(i i)、(i i i) から理解されるように、被験者の臼歯部 - 前歯部 - 臼歯部と X 線パノラマ撮影する場合、一般的に前歯部ではパノラマ撮影の走査速度を遅くして X 線量を増やすことによって、頸椎による X 線吸収を補っている。このためにその部分では暗電流成分 $D_k(p_g)$ が走査速度に応じて増加している。しかし、絶対強度の変動にかかわらず、暗電流測定部 1 a b と注目画素 1 a g の暗電流成分との出力比はほぼ一定である。すなわち、図においては、出力比である b/a が一定になっている。

従って、暗電流測定部 1 a b と注目画素 1 a g との、所定の露光時間に対する暗電流成分の出力比を暗電流補正テーブル 3 に予め記憶しておけば、撮像時において注目画素 1 a g より取り出された蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ に対してその出力比を適用して暗電流成分 $D_k(p_g)$ を予測演算できる。従って、蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ から暗電流成分 $D_k(p_g)$ を除去した露出測定信号を算出し、それに基づいて自動露出制御することが可能である。

【 0 0 3 4 】

図 2 B は、M O S センサを用いた固体撮像素子 1 a から出力される蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ を画素 e の位置に応じて二次元に並べた画像における特定の画素、すなわち注目画素 1 a g の位置 p_g と暗電流測定部 1 a b の位置 p_0 とを示す図面 (i v) と、及び注目画素 1 a g の位置と暗電流測定部 1 a b の位置 p_0 のそれぞれの蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ 及び暗電流測定信号 $O_s(p_0)$ と露光時間 T との関係 (v) を示すグラフである。

(v) のグラフから理解されるように、固体撮像素子 1 a を露光させないときの注目画素 1 a g の蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ の露光時間 T に対する出力変化の傾きと、暗電流測定部 1 a b での画素又は少なくとも 1 列の暗電流測定信号 $O_s(p_0)$ の露光時間に対する出力変化の傾きとの比は、ほぼ一定の比例関係になっている。従って、その出力変化の傾きの比を画素生成部 1 a a の各画素または各列に対応させて暗電流補正テーブル 3 に予め記憶しておけば、撮像時において注目画素 1 a g より取り出された蓄積電荷信号 $O_s(p_g)$ に対してその出力変化の傾きを適用して実際の撮影時間に応じて暗電流成分 $D_k(p_g)$ を予測演算できる。従って、暗電流成分 $D_k(p_g)$ を除去した露出測定信号を算出し、それに基づいて自動露出制御することが可能である。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、その暗電流補正テーブルの一例である。

図において、 $2(p_k = 1 \dots n)$ はそれぞれ、画素生成部 1 a a の各列 ($k = 1 \dots n$) の暗電流測定信号に対する所定の露光時間における出力比 2 を示している。このように各列に対して出力比を記憶しておけば、注目画素 1 a g を画素生成部 1 a a の任意の位置に設定できる。

【 0 0 3 6 】

更にここで、制御演算手段 2 による駆動電流 I に対するフィードバック制御の作用を図について定性的に説明する。

図 4 は、露出制御信号 X と駆動電流 I との関係を示すグラフである。

ここでの説明は定性的なものである、座標やグラフの傾き等は任意である。図において、ライン M は前記式 (リ) $I = -AX + B$ (X は露出制御信号、A, B は任意の定数) を示すものである。駆動電流 I は、露出制御信号 X の関数で、直線として描かれているが、実際には単調な増加関数であり、曲線であっても構わない。なお、駆動電流 I は、X 線制御の場合、管電流でも良いし管電圧であっても良い。更には、走査速度や階調処理のいずれか若しくは、それらの組み合わせであっても良い。

これは、駆動電流 I が増加すれば、画素生成部 1 a a の蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ の値が画素生成部 1 a a で全体的に増加する結果、注目画素 1 a g の蓄積電荷信号 $O_s(p_g, \quad)$ も増加することから理解される。ただし、そのときに蓄積時間 T は変化していないので、暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ は変化しない。

【 0 0 3 7 】

図4において、実際の撮影時に露出制御信号 X の値が x でライン M 上のポイント $m1$ の場合、目標の露出制御信号 $x0$ のポイント $m2$ に向けて制御が行われる。

【0038】

注目画素 $1ag$ の蓄積電荷信号が制御目標値よりずれたときに制御目標値に拙速に収束させた場合に、その部分が他の部分に比べて濃淡縞を生じてしまう。

このような問題は、フィードバック制御に所定の遅延要素を付加して制御目標値に緩やかに追従させるように作用させる（ローパスフィルタとして作用する）ことによって解決できる。具体的には、遅延要素は、コンデンサと抵抗によるローパスフィルタを配置してもよいし、過去の値に時間減衰率の重み付けをして、現在の値に足し合わせる処理を行ってもよい。

10

【0039】

次いで、暗電流補正テーブルの作成と、自動露出制御の模式的な手順をフローチャートに従って説明する。

【0040】

図5Aは、実際の撮影前の例えば工場出荷時に行う暗電流補正テーブル3の作成の手順を示している。ここで、まずステップ201では、固体撮像素子 $1a$ 全体を非露光状態にして、複数の蓄積時間 T について、暗電流測定部 $1ab$ を含む全画素の蓄積電荷信号 $Os(p_k)$ を測定する。そしてステップ202では、その測定結果から、全画素について蓄積時間 T と蓄積電荷信号 $Os(p_k)$ との関係を求める。次にステップ203では、全画素について蓄積時間 T と蓄積電荷信号 $Os(p_k)$ との関係から、暗電流測定部 $1ab$ と画素生成部 $1aa$ の各画素又は各列との、所定の露光時間に対する暗電流成分の出力比 2 を求める。最後にステップ204では、全画素に対応させて、その出力比 2 とオフセット Of を暗電流補正テーブル3に記憶する。また、必要に応じて温度を異ならせて複数の蓄積時間について暗電流補正テーブルを記憶しておく。

20

【0041】

図5Bは、実際の撮影時に行う自動露出制御の処理手順を示している。ここで、まず、ステップ301では、 X 線撮影を行い、各画素の蓄積信号 Os を出力させる。そして、ステップ302では、暗電流測定信号 $Os(p_0)$ を抽出し、ステップ303では、注目画素 $1ag$ からの蓄積電荷信号 $Os(p_g)$ を抽出する。抽出する注目画素の蓄積信号 $Os(p_g)$ は、一列でも複数列の信号でも良い。次に、ステップ304では、暗電流測定信号 $Os(p_0)$ と蓄積電荷信号 $Os(p_g)$ に対して、暗電流補正テーブル3に記憶している $2(p_k)$ を適用し演算して、露出制御信号 X を算出し、ステップ305では、その露出制御信号 X に基づいて、制御すべき目標値となる撮影光の強度を算出し、撮影と同時にフィードバック制御を行う。最後にステップ306では、処理終了を判定し、終了していなければ、ステップ301に戻る。このように実際の撮影に当っては、画素毎に事前に補正テーブルに記憶した電荷蓄積時間に対する撮影時に露光する画素と非露光にする画素との関係から実際の撮影時に測定した撮影時間と非露光の画素との関係から露光した画素の暗電流成分を予測して露出制御信号によってフィードバック制御するものである。この予測には、事前処理時の電荷蓄積時間も撮影時の電荷蓄積時間もパラメータとして使用しない。そのため、電荷蓄積時間を取り出す処理が不要となり、TDIクロック発生器を X 線検出器の外に配置している仕様にも対応できる。また、このフィードバック制御としては具体的には、 X 線撮影の場合、 X 線走査速度、 X 線管電流、 X 線管電圧、階調処理のいずれか一つ又はそれらを組み合わせて制御する。

30

40

【実施例2】

【0042】

次いで、本発明をパノラマ X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置に適用した例を詳細に説明する。

【0043】

図6は、その X 線撮影装置A2の外観図である。装置本体4の基台4aに支柱4bが立設され、この支柱4bに支持体5が昇降可能に取り付けられ、この支持体5に回転アーム

50

6が旋回可能に取り付けられている。支持体5の上端と下端とのそれぞれには、ほぼ水平に伸びた支持アーム5aと、被験者フレーム5bを設けてあり、被験者フレーム5bにはチンレスト5cが設けられている。

【0044】

支持アーム5aにはステップモータによってX方向、Y方向に自在に移動可能なXYテーブルが内蔵されており、旋回アーム6はこのXYテーブルを介して吊り下げられて水平面内を任意に移動しながら旋回できるようになっている。被験者頭部押え5dは支持アーム5aの下面に旋回アームを貫通して固定されている被験者固定手段であり、位置調整機構を備えている。

【0045】

旋回アーム6には、ステップモータにより支持アーム5aに対して旋回アーム6を旋回させる旋回機構が設けられており、旋回アーム6は上記のXYテーブルにより旋回中心を移動させながら、垂直な軸線に対して旋回できるように構成されている。旋回アーム6は両端が垂下しており、一方の端部6aにはX線発生器7が、他方の端部6bにはX線検出部8が対向配設されている。X線発生器7には、X線管、縦方向の1次スリットを有するX線遮蔽板と、その1次スリットの形状を変更する調整機構（いずれも不図示）などが備えられている。

【0046】

X線検出部8には、1次スリットに対応した縦方向の2次スリット9aと、その調整機構を有する遮蔽板9がX線発生器7に対向して設けられ、その背後に検出器ホルダ10が配置され、この検出器ホルダ10にX線撮影用検出器11Aが装着されている。

【0047】

このX線検出部8の後部には、各種回路を組み込んだプリント基板などから構成される装置本体制御部12と、その外側を覆うように操作パネル13が設けられ、操作パネル13には各種のスイッチや操作表示部13aが取り付けられている（いずれも不図示）。

【0048】

また、装置本体4には操作コード14aで接続されるリモコンボックス14Aが設けられており、これに例えば、電源オンオフ用のメインスイッチとX線照射スイッチが備えられている。X線検出部8には、X線撮影用検出器接続用のコネクタ15を設けてある。

【0049】

図7はX線撮影用検出器11Aの外観を説明する図であり、図8はその内部構成を説明する図面である。このX線撮影用検出器11Aは、内部にCCDセンサなどの固体撮像素子ユニット1を有し、これに関連する各種の回路を収用した外装ハウジング16で外装され、ハウジング16の一側面には外部回路との接続用コネクタ17が設けられている。このコネクタ17は、通常はX線検出部8のコネクタ15との間を給電線と信号線が一体となったケーブル（不図示）で接続されるが、パソコンなど他の外部機器との接続用にも利用できる。

【0050】

外装ハウジング16はアルミ板等の金属やABS樹脂等の合成樹脂など、必要な強度が得られる適宜の材料で構成されている。前面中央にはX線に対する透過性が良好であるが、可視光線は遮蔽する材料、例えば、暗い色のABS樹脂で製されたX線受光部18が2次スリット8aの背後に縦方向に設けられ、その内側に固体撮像素子ユニット1が配置されている。

【0051】

固体撮像素子ユニット1は、図8に示すようにX線受光部18の裏側に設置され、照射されたX線を可視光線に変換する発光体（シンチレータ）1bと、この発光体1bの発光を固体撮像素子1aの受光面に伝達する光ファイバー1cと、後述する構成の固体撮像素子1aとで構成され、回路基板1dを有している。19は保護ケース、19aはX線を遮蔽するシール材、1eは固体撮像素子ユニット1の信号ピンである。ここでシール材19aの下部には、発光体1bをX線から遮蔽することによって、固体撮像素子1aの対応部分に

10

20

30

40

50

後述する暗電流測定部 1 a b を設定するための鉛板等を施した X 線遮蔽部材 1 9 b が貼付形成されている。

【 0 0 5 2 】

ここで、装置本体 4 の要部概略構成を 図 9 を用いて説明し、次いで X 線撮影用検出器 1 1 A の要部概略を 図 1 0 について説明する。

図 9 は、装置本体制御部 2 0 の要部概略構成を示すブロック図である。この制御部 2 0 には、X 線撮影装置 A 2 全体の動作制御の中心となる M P U (C P U) で構成された制御ユニット 2 0 a、入出力ポート 2 0 b、メモリ 2 0 c があり、その他に 図 1 の撮影光照射源 7 の具体例である X 線発生器 7 を駆動制御する X 線照射制御回路 2 0 d、X 線照射検出回路 2 0 e、旋回アーム回転検出回路 2 0 f、T D I クロック発生回路 2 0 g、通信制御回路 2 0 h、電源回路 2 0 i が設けられており、これらが入出力ポート 2 0 b を介して制御ユニット 2 0 a に接続されている。入出力ポート 2 0 b には、種々の操作データを入力するための操作パネル 1 3、あるいは、同様の入力を本体から離れた位置から入力するためのリモコンボックス 1 4 が接続されている。そして更に、X 線撮影用検出器 1 1 A を接続するために、接続ケーブル 2 1 のコネクタ 1 5 に対応したコネクタ 1 5 が設けられ、このコネクタ 1 5 には、入出力ポート 2 0 b、通信制御回路 2 0 h、電源回路 2 0 i が接続されている。

【 0 0 5 3 】

図 1 0 は、X 線撮影用検出器 1 1 A の要部概略構成を示すブロック図である。この X 線撮影用検出器 1 1 A には、単独で、あるいは装置本体制御部 2 0 と一体となって X 線撮影用検出器 1 1 A 内の各回路の動作や装置本体 4 を含む X 線撮影装置 A 2 全体の動作を制御する M P U (C P U) で構成された制御ユニット 1 1 a、入出力ポート 1 1 b、T D I クロック変換回路 1 1 c、撮像素子駆動回路 1 1 d、A / D 変換器 1 1 e、メモリ 1 1 f、通信制御回路 1 1 g、電源回路 1 1 h 等が設けられ、これらの各回路とコネクタ 1 7 とが図示の通りに接続されている。そして、特にこの制御ユニット 1 1 a は、実施例 1 で説明した本発明の特徴である自動露出制御を行う演算制御手段 2 としての機能をソフトウェア処理によって発揮するようにされており、メモリ 1 1 f には、その画素処理手段が参照する暗電流補正テーブル 3 が予め工場出荷時に記憶されており、更に X 線撮影時には、X 線パノラマ画像を形成する有効画素を蓄積するためにも用いられる。

【 0 0 5 4 】

また X 線撮影用検出器 1 1 A は、装置本体 4 に着脱可能にまたは固定して装着されて使用される構成とされ、そのためにコネクタ 1 7 は、装置本体制御部 2 0 から導出された接続ケーブル 2 1 に設けられたコネクタ 1 7 によって、装置本体制御部 2 0 と電氣的、制御的接続を行っている。また、装置本体制御部 2 0 は、装置本体制御部 2 0 自身と X 線撮影用検出器 1 1 A とに制御情報などを入力したり、逆にデータを出力して保存したりするために、パーソナルコンピュータなどで構成された外部機器 1 0 0 を接続したりすることができる構成とされている。なお、暗電流補正テーブル 3 が記憶されたメモリ 1 1 f は、上記の例では X 線撮影用検出器 1 1 A 内に設けたが、装置本体外に設けたコンピュータのメモリを利用しても良い。

【 0 0 5 5 】

図 1 1 は、X 線撮影用検出器 1 1 A に備えられた固体撮像素子 1 a の概略構成を示す図面である。この固体撮像素子 1 a は、F F T タイプ (フルフレームトランスファ型) の C C D センサで構成されている。ここで、1 a d は受光部を構成するセンサマトリクスであり、水平方向に蓄積電荷を転送する シフトレジスタ 1 a e を、上下に複数列形成して構成され、これらの シフトレジスタ 1 a e に形成されるポテンシャルウェルによって、列及び段に配置された画素 e を形成した構造にしている。

【 0 0 5 6 】

1 a c は上下に複数列形成して構成された各 シフトレジスタ 1 a e のポテンシャルウェルを通じて一斉に水平方向に並列して転送されて来た蓄積電荷を垂直方向に転送するポテンシャルウェルを形成する 別の蓄積電荷転送部、1 a f は蓄積電荷転送部 1 a c から垂直

10

20

30

40

50

方向にシリアル転送されて来る蓄積電荷を取り出すための出力ウエル、22は出力ウエル1afから、順次出力されて来る蓄積電荷を更に電圧信号に変換し、蓄積電荷信号として出力させる増幅器である。

【0057】

このセンサマトリクス1adは、図中では画素eが11列（垂直方向）4段（水平方向）の行列状に配置されているが、画素eは実際には1500列64段に配置されている。そして、受光部1adでは、図中の最下部以外の列に、画像を形成する画素を蓄積電荷として出力する画素生成部1aaを割り当て、最下部の列には、X線遮蔽部材19bがX線を遮蔽することによって、常に露光しない状態にされて暗電流測定信号を蓄積電荷として出力する暗電流測定部1abを割り当てている。更に、画素生成部1aaには、図示しないが、任意の位置の画素eを注目画素1agとして設定している。

10

【0058】

増幅器22から出力された蓄積電荷信号は、AD変換器11eに送出されてデジタル信号に変換されるようになっている。CCDセンサを構成するシフトレジスタ1ae、蓄積電荷転送部1ac、出力ウエル1afは、撮像素子駆動回路11dの生成する駆動クロックに従って、蓄積電荷の転送を行う。

【0059】

受光面を構成するセンサマトリクス1adのポテンシャルウエルに、光を照射して得た蓄積電荷を閉じ込めて半導体中を転送させるCCDセンサの電荷転送の基本動作は、既に特開平9-200625号公報などで周知であるが、この固体撮像素子1aの構成上の特徴は、センサマトリクス1adの一部に、常に露光しない状態にされて暗電流測定信号を蓄積電荷として出力する暗電流測定部1abを割り当てている点と、更に自動露出制御を行うために、画像生成部1aaの適した位置に、注目画素1agを設定している点である。なお、ここでのCCDセンサはフルフレームトランスファー型を例にして説明したが、FTタイプ（フレームトランスファー型）のCCDセンサであっても良い。また、下述の何れの実施例ともセンサの種類としては、CCDセンサの代わりにMOSセンサ、C-MOSセンサ、TFT（Thin Film Transistor）等の2次元フラットパネルセンサなどの固体撮像素子を使用することができる。また、上述のように照射されたX線を可視光線に変換する発光体1bによる可視光線を受光しているが、X線を直接検出するタイプのCCDセンサを用いる構成も可能である。

20

30

【0060】

図12は、以上のように構成されたパノラマX線撮影装置A2で撮影されるパノラマX線画像の一例を示す図面であり、ここで（a）は全額パノラマX線透過画像、（b）は画像生成部1aaの適した位置に設定された注目画素1agからの蓄積電荷信号と、暗電流測定部1abからの暗電流測定信号とを示すグラフである。

【0061】

図12（a）において、RZは、パノラマX線撮影する場合に通常適用される濃度補正領域であって、この領域では、頸椎などの障害陰影の影響を除去するため、より長い時間X線を照射するようにしており、その分だけ、旋回アーム6はゆっくり回転するようになっている。

40

【0062】

図12（b）から理解されるように、濃度補正領域では、暗電流測定信号は多くなっている。そして、注目画素1agからの蓄積電荷信号中の暗電流成分と、暗電流測定部1abからの暗電流測定信号とは、絶対強度に違いがあるものの、その強度は互いに比例関係を有している。

従って、実施例1で説明した方法によって、暗電流測定部1abからの暗電流測定信号に基づいて、注目画素1agからの蓄積電荷信号中の暗電流成分を予測演算して除去して露出制御信号を算出することが可能であり、この露出制御信号が一様な強度になるように、フィードバック制御できる。

【0063】

50

なお、この実施例では固体撮像素子 1 a として C C D センサを用いているが、その C C D センサに替えて、各画素のフォトダイオードを M O S トランジスタで選択して電荷を取り出す構成の M O S センサを用いることも可能である。

【実施例 3】

【0064】

ついで、本発明をセファロ X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置に適用した例を説明する。

図 1 3 は、その X 線撮影装置 A 3 の外観正面図である。この X 線撮影装置 A 3 は、実施例 2 で説明した図 6 の X 線撮影装置 A 2 において、セファロ X 線撮影用に、X 線撮影用検出器 1 1 B を更に着脱可能に装着可能にすると共に、撮影対象である被験者頭部 H を固定

10

【0065】

この X 線撮影用検出器 1 1 B は、実施例 2 の X 線撮影装置 A 2 に用いられている X 線撮影用検出器 1 1 A と同様の構成である。また、リモコンボックス 1 4 B は、図 6 のリモコンボックス 1 4 A と同様のものであるが、パノラマ X 線撮影とセファロ X 線撮影のいずれの場合にも使用できるように、その設置位置と操作できる内容が変更されたものである。

【0066】

セファロ X 線撮影の場合には、従来技術と同様に、X 線検出部 8 が X 線発生器 7 の X 線放射領域から外れ、X 線発生器 7 からの X 線はセファロ用支持装置 2 3 に固定された被験者頭部 H を透過して、X 線撮影用検出器 1 1 B に到達するようになっている。この時には、X 線撮影用検出器 1 1 B は、その X 線受光部 1 8 が被験者頭部 H 全体の X 線透過画像を受光するようにセファロ用支持装置 3 1 に対して上下又は左右に移動可能となっている。

20

【0067】

図 1 4 はセファロ X 線撮影時における、X 線発生器 7、被験者頭部 H、X 線撮影用検出器 1 1 B の 3 者の位置関係を説明する図面である。図のように、X 線発生器 7 から照射された X 線は、1 次スリットによって角錐状に照射範囲を制限され、1 次スリットと X 線撮影用検出器 1 1 B とを連動させて移動させることによって X 線ビームを、被験者頭部 H を透過し、X 線撮影用検出器 1 1 B が被験者頭部 H 全体の X 線透過画像を受光するように左右方向に左右に移動するようになっている。

30

【0068】

このようなセファロ X 線撮影においても、X 線撮影装置 A 3 に用いられている X 線撮影用検出器 1 1 B は、実施例 2 の X 線撮影装置 A 2 の X 線撮影用検出器 1 1 A と同様の構成とされているから、実施例 1 で説明した方法によって自動露出制御を行うことができる。

【実施例 4】

【0069】

ついで、本発明をリニアスキャン X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置に適用した例を説明する。

図 1 5 は、その X 線撮影装置 A 4 の全体概略構成を示すブロック図である。この X 線撮影装置 A 4 はリニアスキャン X 線撮影を行うものであって、X 線発生器 7 と、この X 線発生器 7 から照射され撮影対象を透過した X 線細隙ビーム B を受光する X 線撮影用検出器 1 1 C と、この X 線撮影用検出器 1 1 C を着脱可能にかつ速度調整可能に移動保持する検出器ホルダ 1 0 と、撮影対象である被験者頭部 H を固定する被験者頭部押え（被写体固定手段）5 d と、被写体の階調処理基準点位置を検出する位置検出手段 3 2 と、この装置全体を制御する装置本体 4 とを備えている。

40

【0070】

なおここで、X 線発生器 7、X 線撮影用検出器 1 1 C、走査用検出器支持部 3 3、被写体固定手段 5 d、位置検出手段 3 2 については、いずれもこれらを、その通常の使用状態を上方から見た所を平面的に示したものである。また、X 線撮影用検出器 1 1 C は、実施例 2 の X 線撮影装置 A 2 に用いられている X 線撮影用検出器 1 1 A と同様の構成である。

50

【 0 0 7 1 】

X線発生器7はX線管を内蔵しており、更にそこから広域に発射されるX線ビームを一定方向、一定範囲だけに制限して目的箇所照射させるための開口である1次スリット7aを形成したX線遮蔽材よりなる1次スリット部材7bと、この1次スリット部材7bを図示するD方向に速度、位置調整可能に移動させる1次スリット移動軸7cと、この1次スリット移動軸7cを駆動する1次スリット移動モータM1とを備えている。

【 0 0 7 2 】

X線撮影用検出器支持部33は、X線撮影用検出器11Cを着脱可能に保持する検出器ホルダ10と、この検出器ホルダ10を図示するD方向に速度、位置調整可能に移動させる検出器移動軸33aと、この移動軸33aを駆動する検出器移動モータM2と、X線発生器7の1次スリット7aで制限されたX線細隙ビームBが被験者頭部Hに照射される前に、更に一定範囲だけに制限するためのX線通過開口である2次スリット34aを有しX線遮蔽材で形成された2次スリット部材34bと、この2次スリット部材34bを図示するD方向に速度、位置調整可能に移動させる2次スリット移動軸33cと、この2次スリット移動軸33cを駆動する2次スリット移動モータM3とを備えている。なお、検出器移動モータM2と2次スリット移動モータM3とを独立別個に設けることなく、両者をタイミングベルトなどで機構的にリンクさせて、一方のモータを不要とすることも可能である。

10

【 0 0 7 3 】

被験者頭部押え（被写体固定手段）5dは、X線撮影用検出器支持部33の検出器ホルダ10や2次スリット部材34bの方向Dへの移動に拘わらず、被験者頭部Hを所定位置に固定しておくように構成されている。

20

【 0 0 7 4 】

装置本体4は、MPU(CPU)で構成され中央制御機能を発揮する制御ユニット20aと、制御ユニット20aが処理する種々の制御プログラムなどを記憶保存するメモリ20cと、X線照射制御回路20dと、モータ制御回路20fと、TDIクロック発生回路と、通信制御回路20hなどで構成されている制御部20と、種々の操作指示を受け付ける操作パネル13と、X線画像などを表示する表示装置13aとを備えている。モータ制御回路20fには、1次スリット移動モータM1、検出器移動モータM2、2次スリット移動モータM3を接続して制御している。

30

【 0 0 7 5 】

このX線撮影装置A4では、図示したようにX線発生器7とX線撮影用検出器11Cとが被写体固定手段5dを挟むように設けられ、被験者頭部押え（被写体固定手段）5dで固定された被験者頭部Hに対して相対的に、1次スリット7aと2次スリット34aとX線撮影用検出器11Cとを同期して移動させることで、X線発生器7から照射されるX線細隙ビームBとX線撮影用検出器11Cとを同方向Dに同期して移動させながら、X線細隙ビームBで被験者頭部Hを走査し、被験者頭部HのリニアスキャンX線画像を得るようになっている。その際には、走査中のX線撮影用検出器11Cによって得られたX線受光データである蓄積電荷信号を元に、X線細隙ビームBの走査速度（方向Dへの移動速度）を制御している。

40

【 0 0 7 6 】

つまり、硬組織領域を走査している途中で、透過量が大きい場合には、走査速度を大きくすることによって、この軟組織領域に単位時間あたりに照射されるX線細隙ビームBの線量を少なくする一方、透過量が小さい場合には、走査速度を小さくすることで、この硬組織領域に単位時間あたりに照射されるX線細隙ビームBの線量を多くする制御を行う。

【 0 0 7 7 】

更に、このようなリニアスキャンX線撮影においても、X線撮影装置A4に用いられているX線撮影用検出器11Cは、実施例2で説明したX線撮影装置A2のX線撮影用検出器11Aと同様の構成とされているから、実施例1で説明した方法によって自動露出補正を行うことができる。

50

【 0 0 7 8 】

図 1 6 は、図 1 5 で示した位置検出手段 3 2 の要部説明図である。この位置検出手段 3 2 は、接触子 3 2 a と、この接触子 3 2 a を矢印で示すように例えば上下左右に位置調節可能かつ位置検知可能に支持し、被験者頭部 H の階調処理基準点 P に接触子 3 2 a を当接させた時の位置を検出する位置検出器 3 2 b とを備えている。この位置検出器 3 2 b は、被験者頭部押え（被写体固定手段）5 d に固定されたポテンショメータなどで構成される。

【 0 0 7 9 】

このような位置検出手段 3 2 を用いると、階調処理基準点 P（この例では歯科用セファロ撮影でよく用いられるナジオン、つまり、歯科矯正において重要な、人体頭部正中状平面における鼻骨前頭縫合の最前点）の位置を簡単、短時間にかつ正確に検出することができ、また、被験者に余分な検出用マークを付したりしないで済む。なお、この階調処理基準点 P は、ナジオンの位置に限られるものではなく、公知の各位置を用いることができる。

【 0 0 8 0 】

こうして得られた階調処理基準点 P は、X 線撮影用検出器 1 1 C で得られたリニアスキャン X 線画像に対して、事後的に軟組織領域の階調処理をするため、あるいは、X 線撮影をする際の X 線細隙ビーム B の照射量を制御するために用いられる。

【 0 0 8 1 】

なお、温度に対応させて、複数組の暗電流補正テーブル 3 ... 3 を用意しておき、撮影時の温度によって適切な暗電流補正テーブル 3 を選択して、暗電流の補正を行う方法も可能である。このときには、暗電流成分を除去するにあたり、予め記憶させた暗電流成分の温度に基づく変動成分を更に除去することになるので、更に良好な自動露出制御結果が得られる。

【 実施例 5 】

【 0 0 8 2 】

ついで、本発明をデンタル X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置に適用した例を説明する。

図 1 7 は、その X 線画像撮影装置 A 5 の使用形態を説明する図面である。図のように、X 線画像撮影装置 A 5 は、撮影対象を口腔内部位とするものである。

【 0 0 8 3 】

X 線発生器 7 は、自在アーム 3 3 に対して上下揺動自在および水平回転自在に取り付けられ、口腔内部位に向けて X 線を照射するように、X 線照射筒 7 d の方向が調整される。一方、口腔内部位を挟んで X 線照射筒 7 d と対向する位置に、口腔内部位を通過した X 線強度分布、すなわち X 線像を検出するための X 線撮影用検出器 1 1 D が位置決めされる。すなわち、X 線撮影用検出器 1 1 D の撮像面が X 線照射方向に適切に向くように、X 線撮影用検出器 1 1 D を取り付けけた位置決め具 3 4 を被験者自身が指で保持するようになっている。

【 0 0 8 4 】

図 1 8 は、X 線撮影用検出器 1 1 D の構成を示す断面図であり、(a) は A - A 線に沿った水平断面図で、(b) は B - B 線に沿った縦断面図である。

X 線撮影用検出器 1 1 D は、照射された X 線を可視光線に変換する発光体（シンチレータ）1 b と、この発光体 1 b の発光を固体撮像素子 1 a の受光面に伝達する光ファイバー 1 c と、光ファイバー 1 c で伝達された蛍光分布を受光して発生した電荷を蓄積し、所定時間蓄積した電荷を順次読出して電気信号に変換する C C D センサで構成された固体撮像素子 1 a と、固体撮像素子 1 a を支持するセラミックなどの基板 1 d と、各構成部品を収納するための保護ケース 1 9 などで構成されている。

【 0 0 8 5 】

保護ケース 1 9 内側の X 線露光面と側面とには、発光体 1 b、光ファイバー 1 c、を固体撮像素子 1 a および基板 1 d を包囲するようにアルミニウムまたは銅の薄層などの導電

10

20

30

40

50

部材 35 を被設して、外来からの誘導ノイズや静電サージ等の影響が、固体撮像素子 1a 等に及ばないようにして、耐ノイズ性や耐サージ性を向上させている。なお、導電部材 35 の材質は、アルミニウムやベリリウムなどの原子量の小さいものが好ましく、その厚さを極力薄く、たとえば 0.01mm ~ 0.1mm 程度に形成しているため、X 線撮影用検出器 11D に入射する X 線の減衰や散乱を殆ど引き起こさない。

【0086】

そして、保護ケース 19 内側の裏面と側面とには、X 線を遮蔽するシール材 19a を被設して、基板 1d の背面や側面への不要な散乱 X 線の入射を防止している。保護ケース 27 内側の露光面の一部にも、固体撮像素子 1a 暗電流測定部 1ab を設定するために、シール材 19a で形成された X 線遮蔽部材 19b を設けている。

10

【0087】

更に、基板 1d には、X 線撮影用検出器 11A ~ 11C と同様に、MPU (CPU) で構成され、暗電流の補正を実行する画像処理手段 2 の機能有する制御ユニット 11a (不図示) や、その画像処理手段 2 が参照する暗電流補正テーブル 3 を予め記憶しているメモリ 11f (不図示) などが、実施例 2 - 4 と同様に設けられている。従って、X 線撮影時に固体撮像素子 1a から出力された蓄積電荷信号は、画像処理手段 2 によって暗電流成分を除去され、デンタル X 線画像としてメモリ 11f に蓄積され、ケーブル 21 を通じて操作パネル 13 に入力され、表示装置 13A に画像として表示される。

【0088】

この X 線画像撮影装置 A5 に用いられる X 線撮影用検出器 11D と、実施例 2 - 4 の各 X 線画像撮影装置に用いられている X 線撮影用検出器 11A ~ 11C との違いについて説明する。

20

すなわち、実施例 2 - 4 の X 線撮影用検出器 11A ~ 11C では、図 11 を参照して説明したように、CCD センサの受光部 1ad の最下部以外の列に、画像を形成する画素を蓄積電荷として出力する画素生成部 1aa を割り当て、各列から出力される電荷を時間遅延積分して 1 画素の蓄積電荷信号としていた (蓄積電荷信号は 1 次元画像を形成する) のに対し、X 線撮影用検出器 11D では、各画素 e からの電荷を 2 次元画像を形成する蓄積電荷信号として扱うようになっている。

【0089】

しかし、各画素 e からの電荷を 2 次元画像を形成する蓄積電荷信号として扱う場合であっても、非露光状態での暗電流測定部 1ab と画素生成部 1aa の各画素 e との、所定の露光時間に対するおける出力比を暗電流補正テーブル 3 に予め記憶しておく。そして、X 線撮像時において、注目画素 1ag より取り出された蓄積電荷信号とに対して、暗電流測定部 1ab から取り出される暗電流測定信号と暗電流補正テーブル 3 に記憶しておいたその出力比を適用した演算とにより暗電流成分を除去して露出制御信号を算出する方法を採ることができる。よって、ここでも本発明の思想による自動露出制御を行うことができる。

30

【0090】

なお、この実施例でも固体撮像素子 1a として CCD センサを用いているが、その CCD センサに替えて、各画素のフォトダイオードを MOS トランジスタで選択して電荷を取り出す構成の MOS センサを用いることも可能である。

40

【0091】

また、温度に対応させて、複数組の暗電流補正テーブル 3...3 を用意しておき、撮影時の温度によって適切な暗電流補正テーブル 3 を選択して、暗電流の補正を行う方法も可能である。このときには、暗電流成分を除去するにあたり、予め記憶させた暗電流成分の温度に基づく変動成分を更に除去することになるので、更に良好な自動露出制御結果が得られる。

【実施例 6】

【0092】

本発明は、上記実施例の医療用デジタル X 線撮影装置の外、X 線 CT (コンピュータ・

50

トモグラフィー)撮影装置にも適用可能である。すなわち、ＣＴ画像は、同一の被写体に対して角度を変えて何枚も透過Ｘ線撮影を行い、そこで得たＸ画像を処理して断層画像を得るものであるから、それぞれの透過Ｘ線撮影において、本発明の自動露出制御を行うことが可能である。

【００９３】

なお、上述の実施例２－６では、医療用デジタルＸ線撮影装置に、本発明の自動露出制御方法を適用しているが、この自動露出制御方法は、医療用デジタルＸ線撮影装置だけでなく、照射源から被対象物に可視光を含む照射光を照射して画像を生成する一般の画像生成装置に適用できる。

【図面の簡単な説明】

10

【００９４】

【図１】本発明の概念を示す自動露出制御装置のブロック図。

【図２Ａ】Ｘ線パノラマ撮影における暗電流成分の出力変化について、注目画素と暗電流測定部とを比較したグラフ。

【図２Ｂ】通常のＸ線透過撮影における暗電流成分と露光時間Ｔとの関係を示すグラフ。

【図３】暗電流補正テーブルの例。

【図４】露出制御信号と駆動電流との関係を示すグラフ。

【図５Ａ】暗電流補正テーブルの作成の手順を示すフローチャート。

【図５Ｂ】自動露出制御方法の手順を示すフローチャート。

【図６】本発明を適用したパノラマＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置の外観図。

20

【図７】図６の医療用デジタルＸ線撮影装置を構成するＸ線撮影用検出器の外観図。

【図８】図７のＸ線撮影用検出器の内部構成を説明する図面。

【図９】図６の医療用デジタルＸ線撮影装置を構成する装置本体制御部の構成を示すブロック図。

【図１０】図６の医療用デジタルＸ線撮影装置を構成するＸ線撮影用検出器の構成を示すブロック図。

【図１１】図９の固体撮像素子の構成を示す図面。

【図１２】図６の医療用デジタルＸ線撮影装置によるパノラマＸ線透視画像。

【図１３】本発明を適用したセファロＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置の外観図。

30

【図１４】セファロＸ線撮影時における、Ｘ線発生器、被験者、Ｘ線撮影用検出器の３者の位置関係を説明する図面。

【図１５】本発明を適用したリニアＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置の構成を示すブロック図。

【図１６】図１５の医療用デジタルＸ線撮影装置を構成する位置検出手段の要部説明図。

【図１７】本発明を適用したデンタルＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置の使用形態を説明する図面。

【図１８】図１５の医療用デジタルＸ線撮影装置を構成するＸ線撮影用検出器の断面図。

【符号の説明】

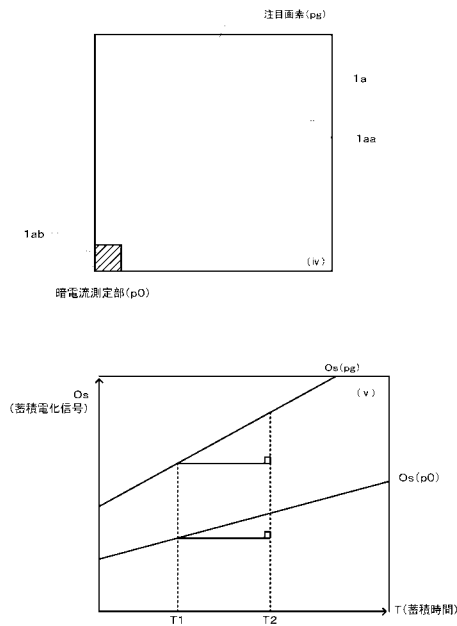
40

【００９５】

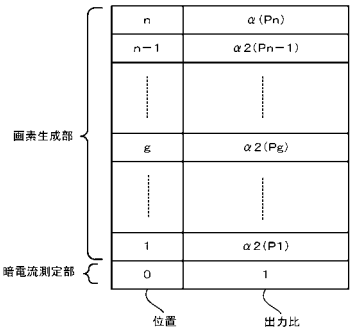
- １ a 固体撮像素子
- １ a a 画素生成部
- １ a b 暗電流測定部
- １ a g 注目画素
- ２ 制御演算手段
- ３ 暗電流テーブル
- A ２ パノラマＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置
- A ３ セファロＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置
- A ４ リニアスキャンＸ線撮影が可能な医療用デジタルＸ線撮影装置

50

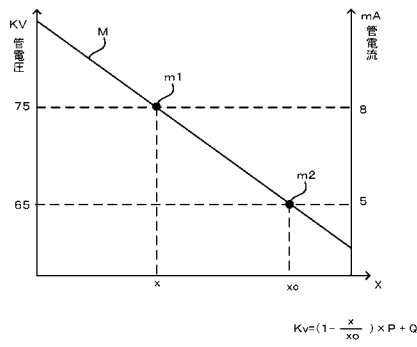
【図 2 B】



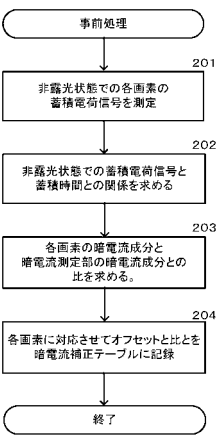
【図 3】



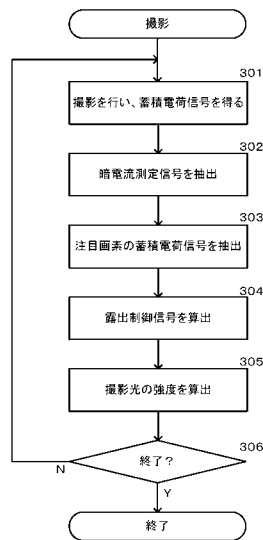
【図 4】



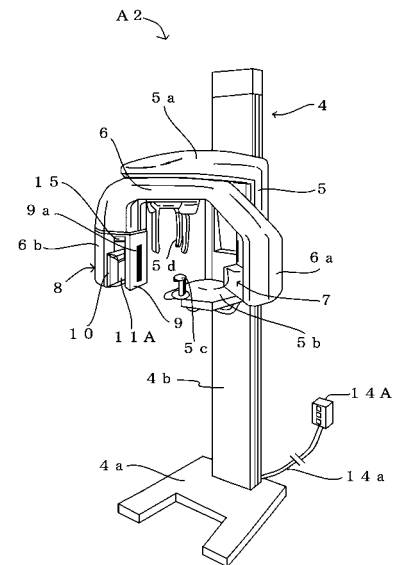
【図 5 A】



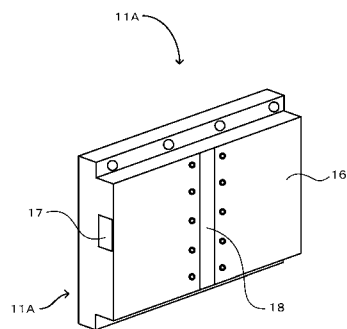
【図 5 B】



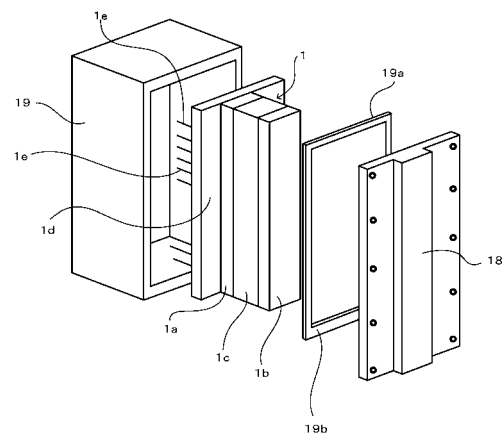
【図 6】



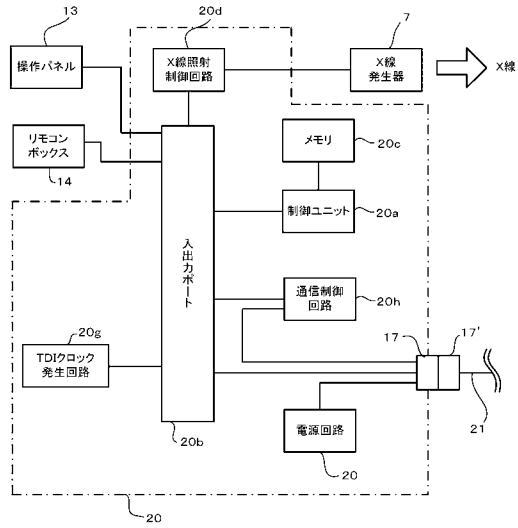
【図 7】



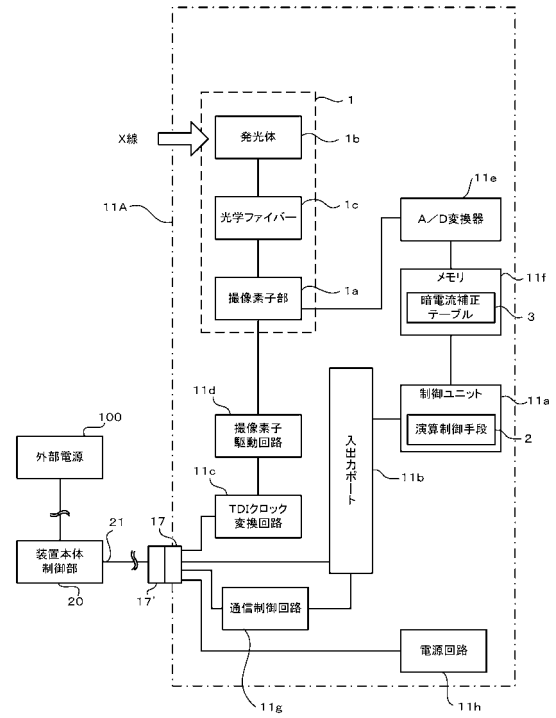
【図 8】



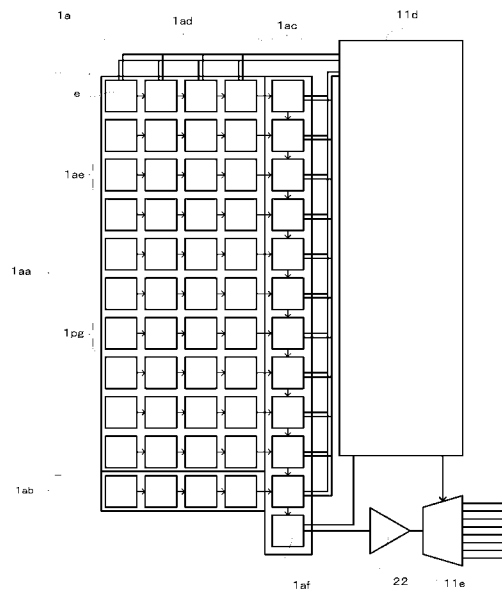
【図 9】



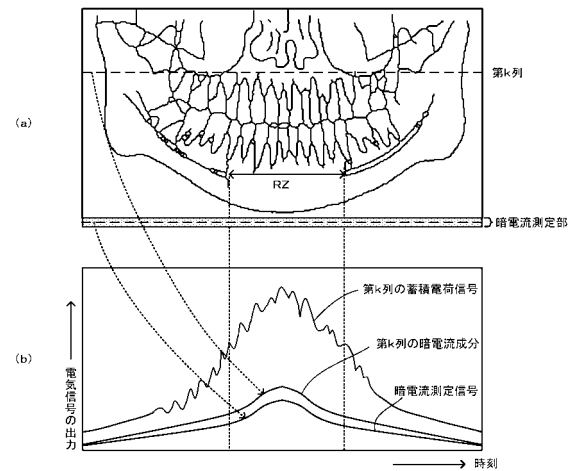
【図 10】



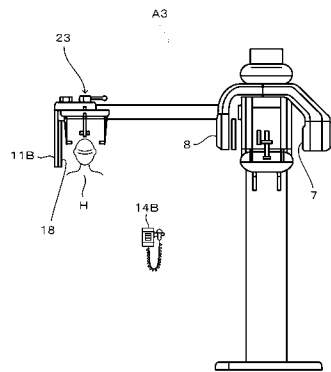
【図 11】



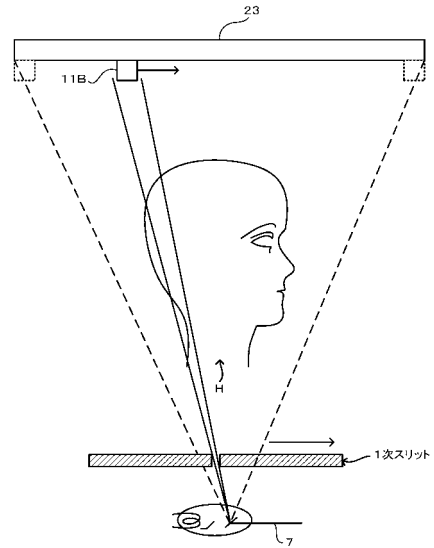
【図 12】



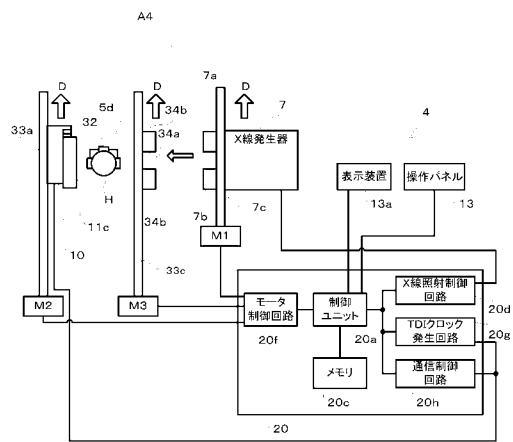
【図 13】



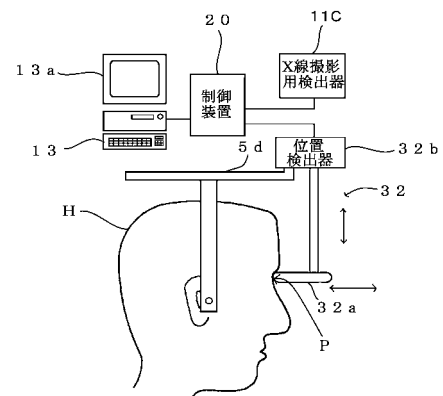
【図 14】



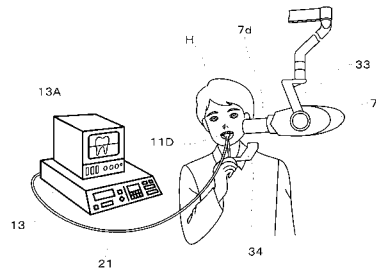
【図 15】



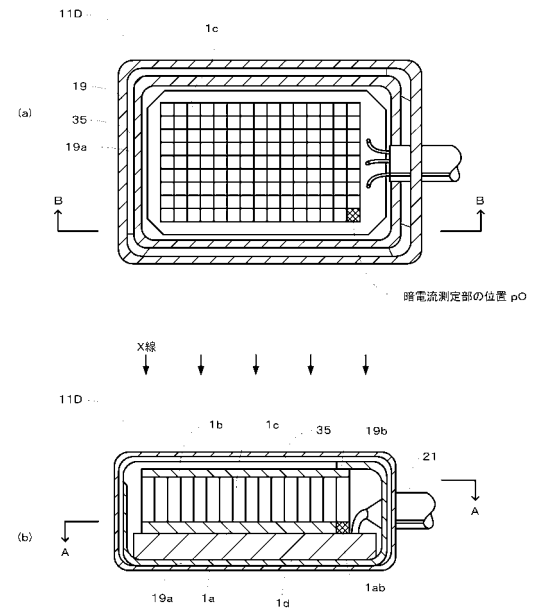
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 正和

京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株式会社モリタ製作所内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開平07-250283(JP,A)

特開平06-178212(JP,A)

特開平11-126894(JP,A)

特開平03-010473(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/14

A61B 6/00