

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4264381号
(P4264381)

(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 0 0 S

H 0 1 L 27/14 (2006.01)

H 0 1 L 27/14 K

H 0 4 N 5/32 (2006.01)

H 0 4 N 5/32

H 0 4 N 5/335 (2006.01)

H 0 4 N 5/335 R

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2004-136604 (P2004-136604)
 (22) 出願日 平成16年4月30日 (2004.4.30)
 (65) 公開番号 特開2005-312805 (P2005-312805A)
 (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 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
 (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
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 固体撮像素子の2次元画像処理方法及び医療用デジタルX線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、露光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を用いた2次元画像処理方法であって、

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の画素又は画素列につい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、上記画素生成部の画素又は画素列における暗電流成分を算出し、

上記画素生成部が出力した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、暗電流成分を除去することを特徴とする固体撮像素子を用いた2次元画像処理方法。

【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固体撮像素子を用いた2次元画像処理方法。

【請求項3】

請求項2において、

上記メモリには、上記画素生成部の画素又は画素列について、上記画素生成部の出力に含まれる暗電流成分におけるオフセット成分を更に記憶しておき、

上記固体撮像素子がX線を受けているときに、上記演算に上記出力比と上記オフセット成分を適用して、上記画素生成部の画素又は画素列に対する暗電流成分を算出することを特徴とする固体撮像素子を用いた2次元画像処理方法。

【請求項4】

請求項1～3のいずれかにおいて、

上記固体撮像素子は、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撮影に必要な撮影を行うことを特徴とする固体撮像素子を用いた2次元画像処理方法。

10

【請求項5】

請求項1～4のいずれかにおいて、

上記固体撮像素子は、CCDセンサ、MOSセンサ、C-MOSセンサ、2次元フラットパネルセンサのいずれかであることを特徴とする固体撮像素子を用いた2次元画像処理方法。

【請求項6】

医療用デジタルX線撮影装置において、

X線発生器からの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、

上記画素生成部の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、予め記憶したメモリと、

20

上記固体撮像素子によりX線撮影が行われると、上記暗電流測定部が上記X線撮影の時に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、上記画素生成部の画素又は画素列における暗電流成分を算出し、上記画素生成部が出力した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画像を生成する画像処理手段とを備えたことを特徴とする医療用デジタルX線撮影装置。

【請求項7】

請求項6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ことを特徴とする医療用デジタルX線撮影装置。

30

【請求項8】

請求項7において、

上記画素生成部の画素又は画素列について算出された、上記画素生成部の出力に含まれる暗電流成分におけるオフセット成分を、上記メモリが記憶し、

上記画像処理手段が、撮像時における上記演算に上記出力比と上記オフセット成分を適用して、上記画素生成部の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することを特徴とする医療用デジタルX線撮影装置。

40

【請求項9】

請求項6～8のいずれかに記載の医療用デジタルX線撮影装置が、パノラマX線撮影装置、セファロX線撮影装置、リニアスキャンX線撮影装置、デンタルX線撮影装置又はCT撮影装置のいずれかであることを特徴とする医療用デジタルX線撮影装置。

【請求項10】

請求項6～9のいずれかにおいて、上記固体撮像素子は、CCDセンサ、MOSセンサ、C-MOSセンサ、2次元フラットパネルセンサのいずれかであることを特徴とする医療用デジタルX線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、固体撮像素子の２次元画像生成方法と、その方法を用いた医療用デジタルＸ線撮影装置に関するものであり、特に固体撮像素子の出力中の暗電流成分を除去するための補正技術に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

従来、撮影対象を透過したＸ線を固体撮像素子で露光して、Ｘ線画像を得るＸ線画像生成装置では、固体撮像素子の出力中の暗電流成分を除去するために、撮影対象を撮影して画像データを得たあと、更に固体撮像素子がＸ線を露光しない状態にしてみよう一度撮影を行い、暗電流成分だけの補正データを取得し、その画像データと補正データとの差分から暗電流成分が補正された画像データを生成していた。

10

しかし、このような画像生成の方法では、２度の撮影を行うために時間がかかる上、更に補正データを記憶しておくために、記録装置が２倍必要になるという問題があった。

【 0 0 0 3 】

この問題に対処すべく、下記特許文献では、固体撮像素子に露光させない画素を用意しておき、その画素の蓄積電荷信号から単位時間当たりの暗電流成分を測定し、画像を形成する各画素の電荷蓄積時間を求めて、この蓄積時間と単位時間当たりの暗電流成分とから各画素の暗電流を算出して補正を行う点が開示されている。

【特許文献１】特開 2 0 0 0 - 1 7 5 9 0 7 号

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかし、上記特許文献の方法では、画像を形成する画素の電荷輸送路を通じて取り出される蓄積電荷信号中に含まれる暗電流成分は、一律に電荷蓄積時間に比例したものと見なしているので、画素毎の特性のばらつきは一切考慮されていない。また、この方法は、撮影と同時の暗電流補正ではなく、撮影後に暗電流成分を引き算していたので処理時間がかかるという問題があった。その上、画素毎に電荷蓄積時間を求める必要があるが、電荷蓄積時間はＸ線撮影のプロファイルを替えれば、変わってしまうものである。そして、撮影毎に各画素の電荷蓄積時間を求めるためには多くの処理を行う必要があり、そのために時間を要して不便である。

30

【 0 0 0 5 】

本発明は、そのような問題を解決することを目的としており、撮影対象を撮影して画像データを得たあと、暗電流を補正するために、更に固体撮像素子がＸ線を露光しない状態にしてみよう一度撮影を行う必要がなく、更に、固体撮像素子における画素毎の特性のばらつきに対応し、撮影時に電荷蓄積時間を考慮する必要がない暗電流の補正を達成する２次元画像生成方法と、その方法を用いた医療用デジタルＸ線撮影装置を提案するものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

上記目的のため、本発明では、次のような特徴を有した固体撮像素子を用いた２次元画像処理方法を提案している。

40

すなわち、請求項１では、Ｘ線を受けて発生した電荷を蓄積する画素生成部と、露光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を用いた２次元画像処理方法であって、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の画素又は画素列につい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、上記画素生成部の画素又は画素列における暗電流成分を算出し、上記画素生成部が出力した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、暗電流成分を除去することを特徴とする。

50

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

ここで、暗電流測定部と画素生成部の特定の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、画素生成部の各列または各画素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。

画素生成部の特定の画素又は画素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、露光を受けない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とは、暗電流測定部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）と、露光させない状態での画素生成部の各画素又は各列の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）との比を表している。更に、それら 1 次関数のオフセットを求めて記憶しておいてもよい。

【 0 0 0 9 】

請求項 3 では、請求項 2 において、上記メモリには、上記画素生成部の画素又は画素列について、上記画素生成部の出力に含まれる暗電流成分におけるオフセット成分を更に記憶しておき、上記固体撮像素子が X 線を受けているときに、上記演算に上記出力比と上記オフセット成分を適用して、上記画素生成部の画素又は画素列に対する暗電流成分を算出する。

【 0 0 1 0 】

請求項 4 では、請求項 1 ~ 3 のいずれかにおいて、上記固体撮像素子は、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しており、請求項 5 では、請求項 1 ~ 4 のいずれかにおいて、上記固体撮像素子は、CCD センサ、MOS センサ、C-MOS センサ、2 次元フラットパネルセンサのいずれかであることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

更に本発明では、上記の固体撮像素子の 2 次元画像処理方法を用いた医療用デジタル X 線撮影装置について、次のように提案する。

すなわち、請求項 6 では、医療用デジタル X 線撮影装置において、X 線発生器からの 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、上記画素生成部の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、予め記憶したメモリと、上記固体撮像素子により X 線撮影が行われると、上記暗電流測定部が上記 X 線撮影の時に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、上記画素生成部の画素又は画素列における暗電流成分を算出し、上記画素生成部が出力した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画像を生成する画像処理手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

請求項 7 では、請求項 6 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。

【 0 0 1 3 】

請求項 8 では、請求項 7 において、上記画素生成部の画素又は画素列について算出された、上記画素生成部の出力に含まれる暗電流成分におけるオフセット成分を、上記メモリが記憶し、上記画像処理手段が、撮像時における上記演算に上記出力比と上記オフセット成分を適用して、上記画素生成部の画素又は画素列に対する撮像時における暗電流成分を

算出することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

請求項 9 では、請求項 6 ～ 8 のいずれかに記載の医療用デジタル X 線撮影装置は、パノラマ X 線撮影装置、セファロ X 線撮影装置、リニアスキャン X 線撮影装置、デンタル X 線撮影装置又は C T 撮影装置のいずれかであることを特徴としており、請求項 1 0 では、請求項 6 ～ 9 のいずれかにおいて、上記固体撮像素子は、C C D センサ、M O S センサ、C - M O S センサ、2 次元フラットパネルセンサのいずれかであることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

請求項 1 ～ 5 で提案した本発明方法によれば、暗電流測定部と画素生成部の特定の画素又は列との、所定の露光時間に対する暗電流成分の出力比を予め記憶し、撮像時において上記画素生成部より取り出された蓄積電荷信号に対して上記出力比に基づいて、所定の演算処理を実行することで暗電流成分を除去しているので、画素毎の特性のバラツキに対応できる。

また、蓄積時間に係る演算を行わないので、蓄積時間を撮影プロファイルで変化させても、同じ手順で補正処理を行える。

更に、暗電流の補正のために従来のような 2 度の撮影を行う必要がないので、リアルタイムの暗電流補正が達成できる。

【 0 0 1 6 】

そして、特に請求項 2 で提案した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。

【 0 0 1 7 】

特に請求項 4 で提案した方法によれば、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 C T 撮影において、暗電流の補正を行える。

特に請求項 5 で提案した方法によれば、C C D センサ、M O S センサ、C - M O S センサ、2 次元フラットパネルセンサのいずれかをを用いた X 線画像撮影で、暗電流の補正を行える。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 6 ～ 1 0 で提案した医療用デジタル X 線撮影装置は、各々請求項 1 ～ 5 で提案した固体撮像素子の 2 次元画像処理方法を用いているので、請求項 1 ～ 5 と同等の効果が奏される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

以下、固体撮像素子の 2 次元画像の生成方法の基本原則を説明し、ついで、その方法を適用した具体的な医療用デジタル X 線撮影装置を具体的に説明する。

【実施例 1】

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本発明概念を説明する図である。この基本的な構成要素のみで示した 2 次元画像生成装置 A 1 は、固体撮像素子 1 a と、画像処理手段 2、メモリ に記憶された暗電流補正テーブル 3 を備えている。

ここに、固体撮像素子 1 a は、T D I (時間遅延積分) クロックから駆動クロックを生成する撮像素子駆動回路 1 1 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。

【 0 0 2 1 】

固体撮像素子 1 a にあって、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 C C D 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 C C D が 1 列又は複数列に配置されているが、常に光を

10

20

30

40

50

露光しないようにマスクされている。

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 C C D 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画像処理手段 2 に対して出力されるようになっている。

【 0 0 2 2 】

画像処理手段 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した画像を取得する機能を発揮するもので、固体撮像素子 1 a の出力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、画素生成部 1 a a 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、画素生成部 1 a a 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するための暗電流予測部 2 b と、画素生成部 1 a a から出力された蓄積電荷信号から、それに対して予測された暗電流成分を減算して暗電流補正を行うための暗電流補正部 2 c とを備えている。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

ここで、上述の 2 次元画像生成装置 A 1 における暗電流の補正の原理を説明する。

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。

$$\begin{aligned} O_s(p_n, \quad) &= O_{sx}(p_n, \quad) + D_k(p_n, \quad) + O_f(p_n) \\ O_s(p_{n-1}, \quad) &= O_{sx}(p_{n-1}, \quad) + D_k(p_{n-1}, \quad) + O_f(p_{n-1}) \\ &\vdots \\ O_s(p_1, \quad) &= O_{sx}(p_1, \quad) + D_k(p_1, \quad) + O_f(p_1) \\ O_s(p_0, \quad) &= D_k(p_0, \quad) + O_f(p_0) \quad \dots (イ) \end{aligned}$$

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
 \quad : 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。

$$\begin{aligned} O_s(p_n, \quad) &= D_k(p_n, \quad) + O_f(p_n) \\ O_s(p_{n-1}, \quad) &= D_k(p_{n-1}, \quad) + O_f(p_{n-1}) \\ &\vdots \\ O_s(p_1, \quad) &= D_k(p_1, \quad) + O_f(p_1) \\ O_s(p_0, \quad) &= D_k(p_0, \quad) + O_f(p_0) \quad \dots (ロ) \end{aligned}$$

【 0 0 2 5 】

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。

$$D_k(p_k, \quad) = (p_k, \quad) \cdot T \quad \dots (八)$$

ただし、ここで

：係数

T ：蓄積時間

【0026】

上式(八)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1aの第k列の暗電流成分 $D_k(p_k, \quad)$ と、暗電流測定部1ab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 β_2 を求めると、次式(二)のようになる。次式(二)の右辺に示す比は、固体撮像素子1a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。

$$\begin{aligned} \beta_2(p_k, \quad) &= D_k(p_k, \quad) / D_k(p_0, \quad) \\ &= \{ (p_k, \quad) \cdot T \} / \{ (p_0, \quad) \cdot T \} \\ &= (p_k, \quad) / (p_0, \quad) \quad \dots (二) \end{aligned}$$

ここで、出力比 $\beta_2(p_k, \quad)$ が、場所 p_k に依存する部分と温度 θ に分離できるとすれば、

$$(p_k, \quad) = \beta_1(p_k) \cdot \beta_2(\theta) \quad \dots (三)$$

であるから、出力比 β_2 は温度 θ に依存せずに次式(ホ)のようになる。

$$\beta_2(p_k) = \beta_1(p_k) / \beta_1(p_0) \quad \dots (ホ)$$

【0027】

従って、式(イ)及び、式(ホ)から、撮影時の温度が θ のとき、画素生成部1aの各列($k = n \cdots 1$)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。

$$\begin{aligned} O_s x(p_k, \quad) &= O_s(p_k, \quad) - D_k(p_k, \quad) - O_f(p_k) \\ &= O_s(p_k, \quad) - \beta_2(p_k) \cdot D_k(p_0, \quad) - O_f(p_k) \\ &= O_s(p_k, \quad) - \beta_2(p_k) \cdot \{ O_s(p_0, \quad) - O_f(p_0) \} - O_f(p_k) \quad \dots (ヘ) \end{aligned}$$

【0028】

よって式(ヘ)から理解されるように、撮影時において、画素生成部1aの各列($k = n \cdots 1$)の蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ を、式(ヘ)に従って暗電流測定部1abの暗電流測定信号 $O_s(p_0, \quad)$ を用いて補正すれば、撮影時の温度に基づく、より精密に暗電流成分の除去された有効画素信号 $O_s x(p_k, \quad)$ を得ることができる。

【0029】

ここで、上記の暗電流補正の原理を、CCDセンサを用いた固体撮像素子1aによるパノラマX線撮影に適用した場合と、MOSセンサを用いた固体撮像素子1a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。

【0030】

図2Aは、CCDセンサを用いた固体撮像素子1a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1a中の第k列の位置と暗電流測定部1abの位置とをそれぞれ p_k と p_0 で示し、(ii)は暗電流測定部1ab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1abでの暗電流測定信号を示す。(iii)は実際の撮影時の第k列からの蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ と、その中の暗電流成分 $D_k(p_k)$ を示している。

(ii)、(iii)から理解されるように、被験者の臼歯部 - 前歯部 - 臼歯部とパノラマX線撮影する場合、一般的に前歯部ではパノラマX線撮影の走査速度を遅くしてX線

10

20

30

40

50

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 $D_k(p_k)$ 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 と画素生成部 1 a a 中の第 k 列との暗電流成分の出力比はほぼ一定である。すなわち、図において、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 と画素生成部 1 a a 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、撮像時において画素生成部 1 a a より取り出された蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ に対してその出力比を適用して暗電流成分 $D_k(p_k)$ を予測演算することが可能である。

【0031】

図 2 B は、MOS 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 $O_s(p_k)$ 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の位置 p_k と暗電流測定部 1 a b の位置 p_0 とを示す図面 (i v) と、及びそれぞれの蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ 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。

10

(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画素生成部 1 a a の特定の画素又は列の蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ 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、撮像時において画素生成部 1 a a より取り出された蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ に対してその出力変化の傾きの比を適用して実際の撮影時間に応じて暗電流成分 $D_k(p_k)$ を予測演算することが可能である。

20

【0032】

更に暗電流補正テーブル 3 には、蓄積電荷信号のオフセットも画素生成部 1 a a の各画素または各列に対応させて予め記憶しておくようにしてもよい。

【0033】

図 3 は、その暗電流補正テーブル 3 の一例である。

図において、 $O_f(p_k = 1 \dots n)$ 、 $2(p_k = 1 \dots n)$ はそれぞれ、画素生成部 1 a a の各列 ($k = 1 \dots n$) の暗電流成分のオフセット値と、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。

30

【0034】

画像処理手段 2 では、固体撮像素子 1 a で画像撮影を行う時に、暗電流測定信号抽出部 2 a が、固体撮像素子 1 a 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 $O_s(p_0, \quad)$ を抽出する毎に、暗電流予測部 2 b は、暗電流補正テーブル 3 を参照して、次の式

$$D_k(p_k, \quad) = 2(p_k) \cdot \{O_s(p_0, \quad) - O_f(p_0)\}$$

に従って、画素生成部 1 a a の蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \quad)$ に含まれている暗電流成分を予測演算し、暗電流補正部 2 c は、次の式

$$O_sx(p_k, \quad) = O_s(p_k, \quad) - D_k(p_k, \quad) - O_f(p_k)$$

に従って、画素生成部 1 a a の各列 ($k = n \dots 1$) に対して、暗電流成分の除去された有効画素蓄積電荷信号 $O_sx(p_k, \quad)$ をリアルタイムに得ている。

40

【0035】

次いで、暗電流補正テーブルの作成と、撮影時の暗電流補正処理との模式的な手順をフローチャートに従って説明する。

図 4 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 1 a 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 1 a b を含む全画素の蓄積電荷信号 $O_s(p_k)$ 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 $O_s(p_k)$ 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 $O_s(p_k)$ との関係から、暗電流測定部 1 a b と画素

50

生成部 1 a a 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 2 0 4 では、全画素に対応させて、その出力比 2 とオフセット O f を暗電流補正テーブル 3 に記憶する。これらの作業を工場出荷前に行っておく。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。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、実際の撮影時における補正処理の手順を示している。ここで、まずステップ 3 0 1 では、X 線撮影を行い、各画素の蓄積信号 O s を出力させる。そして、ステップ 3 0 2 では、暗電流測定信号 O s (p 0) を抽出する。次にステップ 3 0 3 では、暗電流測定信号 O s (p 0) 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、全画素の暗電流成分 D k (p k) を予測算出し、ステップ 3 0 4 では、全画素の蓄積電荷信号 O s (p k) から予測された暗電流成分 D k (p k) を減算して除去する補正を行う。最後にステップ 3 0 5 では、処理終了を判定し、終了していなければ、ステップ 3 0 1 に戻る。

【 0 0 3 7 】

なお、上記では、全画素のオフセット O f (p k) などの温度依存性が考慮されていないが、温度に対応させて、複数組の暗電流補正テーブルを用意しておき、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、更に良好な補正結果が得られる。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暗電流補正するものである。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、T D I 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。

【実施例 2】

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

図 6 は、その X 線撮影装置 A 2 の外観図である。装置本体 4 の基台 4 a に支柱 4 b が立設され、この支柱 4 b 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 6 が回転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 5 a と、被験者フレーム 5 b を設けてあり、被験者フレーム 5 b にはチンレスト 5 c が設けられている。

【 0 0 4 0 】

支持アーム 5 a 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 X Y テーブルが内蔵されており、回転アーム 6 はこの X Y 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回転できるようになっている。被験者頭部押え 5 d は支持アーム 5 a の下面に回転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。

【 0 0 4 1 】

回転アーム 6 には、ステップモータにより支持アーム 5 a に対して回転アーム 6 を回転させる回転機構が設けられており、回転アーム 6 は上記の X Y テーブルにより回転中心を移動させながら、垂直な軸線に対して回転できるように構成されている。回転アーム 6 は両端が垂下しており、一方の端部 6 a には X 線発生器 7 が、他方の端部 6 b 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。

【 0 0 4 2 】

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 9 a 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 1 0 が配置され、この検出器ホルダ 1 0 に X 線撮影用検出器 1 1 A が装着されている。

【 0 0 4 3 】

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 1 2 と、その外側を覆うように操作パネル 1 3 が設けられ、操作パネル 1 3 には各種のスイッチや液晶表示部 1 3 a が取り付けられている（いずれも不図示）。

【 0 0 4 4 】

また、装置本体 4 には操作コード 1 4 a で接続されるリモコンボックス 1 4 A 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 1 5 を設けてある。

10

【 0 0 4 5 】

図 7 は X 線撮影用検出器 1 1 A 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 1 1 A は、内部に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 1 6 で外装され、ハウジング 1 6 の一側面には外部回路との接続用コネクタ 1 7 が設けられている。このコネクタ 1 7 は、通常は X 線検出部 8 のコネクタ 1 5 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。

【 0 0 4 6 】

20

外装ハウジング 1 6 はアルミ板等の金属や A B S 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 A B S 樹脂で製された X 線受光部 1 8 が 2 次スリット 8 a 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。

【 0 0 4 7 】

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 1 8 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）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、後述する構成の固体撮像素子 1 a とで構成され、回路基盤 1 d を有している。1 9 は保護ケース、1 9 a は X 線を遮蔽するシール材、1 e 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 1 9 a の下部には、発光体 1 b を X 線から遮蔽することによって、固体撮像素子 1 a の対応部分に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。

30

【 0 0 4 8 】

ついで、装置本体 4 の要部概略構成を図 9 を参照して説明し、そのあと X 線撮影用検出器 1 1 A の要部概略を図 1 0 を参照して説明する。

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 X 線発生器 7 を駆動制御する X 線照射制御回路 2 0 d、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。

40

【 0 0 4 9 】

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

50

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 MPU (CPU) で構成された制御ユニット 1 1 a、入出力ポート 1 1 b、TDI 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暗電流を補正するための画像処理手段 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、パノラマ X 線画像を形成する有効画素を蓄積するために用いられる。

10

【 0 0 5 0 】

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。

20

【 0 0 5 1 】

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、FFT タイプ (フルフレームトランスファ型) の CCD 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エルによって、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 2 】

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 のポテンシャルウエ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エルを形成する 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、2 2 は出力ウエル 1 a f 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。

30

【 0 0 5 3 】

このセンサマトリクス 1 a d は、図中では画素 e が 1 1 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 1 5 0 0 列 6 4 段に配置されている。そして、受光部 1 a d 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 1 a a を割り当て、最下部の列には、X 線遮蔽部材 1 9 b 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 1 a b を割り当てている。

40

【 0 0 5 4 】

増幅器 2 2 から出力された蓄積電荷信号は、A D 変換器 1 1 e 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 1 a e、蓄積電荷転送部 1 a c、出力ウエル 1 a f は、撮像素子駆動回路 1 1 d 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。

【 0 0 5 5 】

受光面を構成するセンサマトリクス 1 a d 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 - 2 0 0 6 2 5 号公報などで周知であるが、この固体撮像素子 2 6 c の構成上の

50

特徴は、センサマトリクス 1 a d 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 1 a b を割り当てている点である。

なお、ここでの C C D センサは、フルフレームトランスファ型を例にして説明したが、F T タイプ（フレームトランスファ型）の C C D センサであっても良い。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 1 b 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 C C D センサを用いる構成も可能である。また、下述の何れの実施例ともセンサの種類としては、C C D センサの代わりに M O S センサ、C - M O S センサ、T F T (T h i n F i l m T r a n s i s t o r) 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。

【 0 0 5 6 】

10

図 1 2 は、以上のように構成されたパノラマ X 線撮影装置 A 2 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) は全顎パノラマ X 線透過画像、(b) は、固体撮像素子 1 a に設定された画素生成部 1 a a からの蓄積電荷信号中の暗電流成分と、暗電流測定部 1 a b からの暗電流測定信号とを示すグラフである。

【 0 0 5 7 】

図 1 2 (a) において、R Z 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。また、旋回アーム 6 の回転速度は、撮像目的、撮像対象によって変わるので、それに対応させて、T D I クロック変換回路 1 1 c が T D I クロック信号のパターンを選択して発生するように構成すれば、そのパターンを適宜選択することによって、従来のフィルム式検出器を移動させて得ていた全顎パノラマ X 線透過画像と同じ画像を、X 線撮影装置 A 2 でも得る事ができる。

20

【 0 0 5 8 】

図 1 2 (b) から理解されるように、画素生成部 1 a a からの蓄積電荷信号中の暗電流成分と、暗電流測定部 1 a b 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。すなわち、実施例 1 で説明した方法によって、暗電流測定部 1 a b からの暗電流測定信号に基づいて、画素生成部 1 a a からの蓄積電荷信号中の暗電流成分を予測演算することが可能である。更に、その予測演算では、T D I クロックによって規定される電荷蓄積時間を用いていないので、T D I クロック信号のパターンを複数用意しておき、そこからいずれかを選択して撮影した場合でも、同じ手順で簡単に暗電流の予測演算を行うことができる。

30

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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、更に良好な補正結果が得られる。

40

【実施例 3】

【 0 0 6 1 】

ここ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 を固定支持するセファロ用支持装置 2 3 を更に備えており、パノラマ X 線撮影だけでなく、セファロ X 線撮影も行うことができる。

50

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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 2 3 に対して上下又は左右に移動可能となっている。

10

【 0 0 6 4 】

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、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移動するようになっている。

【 0 0 6 5 】

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暗電流の補正を行うことができる。

20

【 0 0 6 6 】

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、更に良好な補正結果が得られる。

【 実施例 4 】

【 0 0 6 7 】

ここ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。

30

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。

【 0 0 6 8 】

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。

40

【 0 0 6 9 】

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 7 a を形成した X 線遮蔽材よりなる 1 次スリット部材 7 b と、この 1 次スリット部材 7 b 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 7 c と、この 1 次スリット移動軸 7 c を駆動する 1 次スリット移動モータ M 1 とを備えている。

【 0 0 7 0 】

50

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方向に速度と位置とを調整可能に移動させる2次スリット移動軸34cと、この2次スリット移動軸34c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

【0071】

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。

【0072】

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20g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。

20

【0073】

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。

30

【0074】

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。

【0075】

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暗電流の補正を行うことができる。

40

【0076】

図16は、図15で示した位置検出手段32の要部説明図である。この位置検出手段32は、接触子32aと、この接触子32aを矢印で示すように例えば上下左右に位置調整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32aを当接させた時の位置を検出する位置検出器32bとを備えている。この位置検出器32bは、被験者頭部押え（被写体固定手段）5dに固定されたポテンシオメータなどで構成される。

50

【 0 0 7 7 】

このような位置検出手段 3 1 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 7 8 】

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 線細線ビーム B の照射量を制御するために用いられる。

10

【 0 0 7 9 】

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、更に良好な補正結果が得られる。

【実施例 5】

【 0 0 8 0 】

ここ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。

20

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 1 】

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 を取り付けした位置決め具 3 4 を被験者自身が指で保持するようになって

30

【 0 0 8 2 】

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 1 c と、光ファイバ 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 CCD 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 3 】

40

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 1 c、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部材 3 5 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 1 a 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 3 5 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 . 0 1 mm ~ 0 . 1 mm 程度に形成しているため、X 線撮影用検出器 1 1 D に入射する X 線の減衰や散乱を殆ど引き起こさない。

【 0 0 8 4 】

そして、保護ケース 1 9 内側の裏面と側面とには、X 線を遮蔽するシール材 1 9 a を被設して、基板 1 d 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 2

50

7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。

【0085】

更に、基盤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。

10

【0086】

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。

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。

20

【0087】

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線撮影時において各画素eより取り出された蓄積電荷信号に対して、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する方法を採ることができる。この方法も本発明の思想に含まれる。

【0088】

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。

30

【0089】

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、更に良好な補正結果が得られる。

【実施例6】

【0090】

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・トモグラフィ)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、本発明の暗電流の補正処理を行うことが可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明の概念を示す2次元画像生成装置のブロック図。

【図2A】パノラマX線撮影における暗電流成分の出力変化について、画素生成部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。

50

【図 3】暗電流補正テーブルの例。

【図 4】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 5】撮影時の補正処理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。

【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。 10

【図 11】図 9 の固体撮像素子構成を示す図面。

【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。

【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。 20

【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】

【0092】

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

2 画像処理手段

3 暗電流テーブル

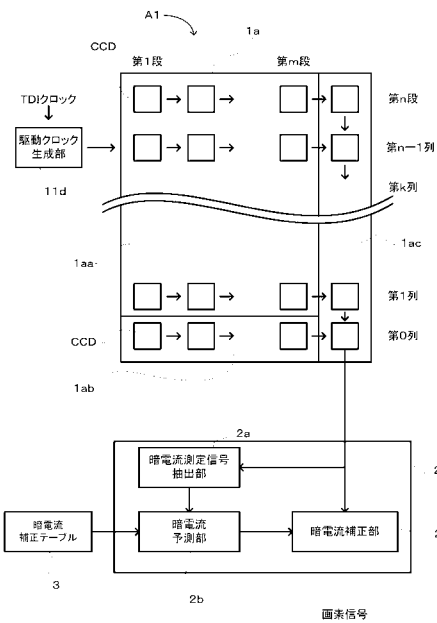
A 2 パノラマ X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置

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

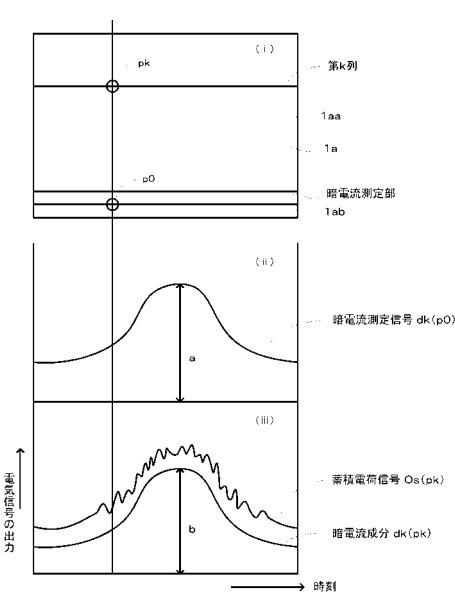
A 4 リニアスキャン X 線撮影が可能な医療用デジタル X 線撮影装置

A 5 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

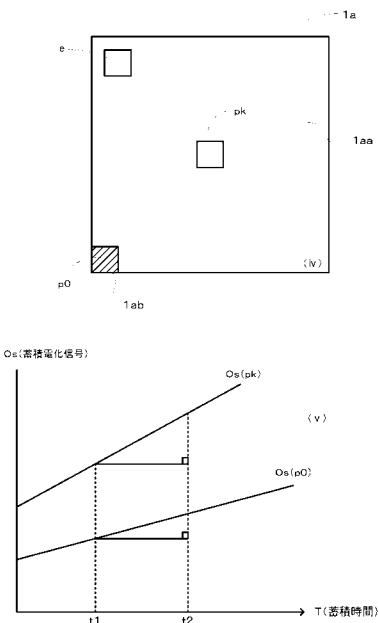
【図 1】



【図 2 A】



【図 2 B】

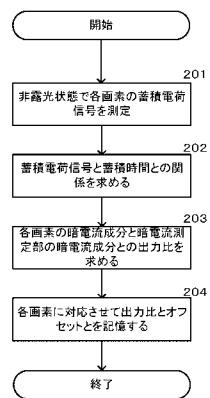


【図 3】

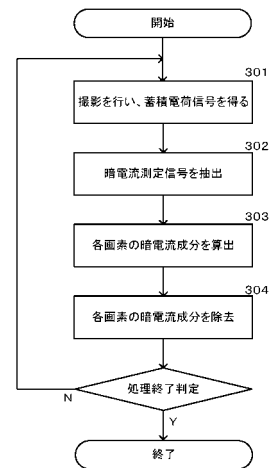
画素生成部	k	$\alpha 2$	Of
	n	$\alpha 2(n)$	Of(n)
	n-1	$\alpha 2(n-1)$	Of(n-1)

	k	$\alpha 2(k)$	Of(k)
暗電流測定部	0	1	Of(0)
	位置	出力比	オフセット

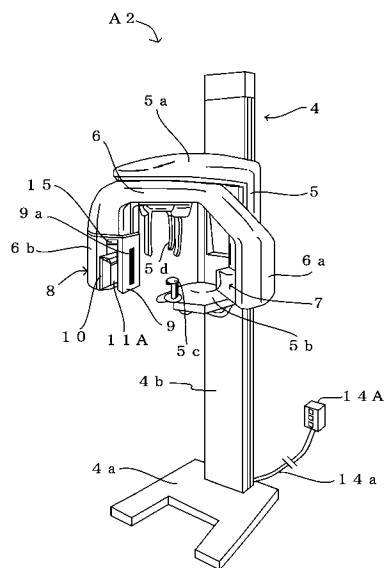
【図 4】



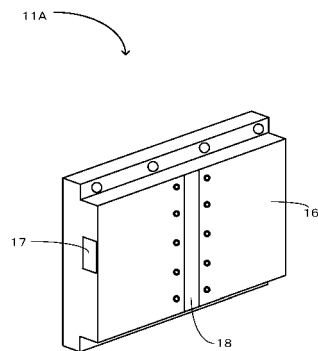
【図 5】



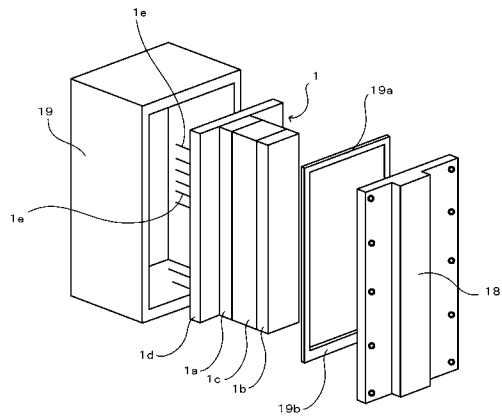
【図 6】



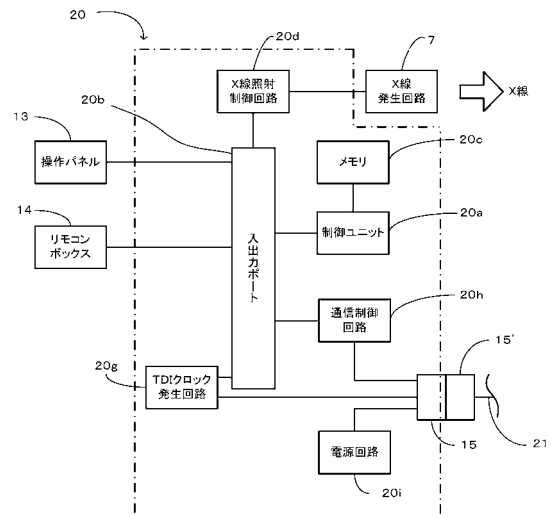
【図 7】



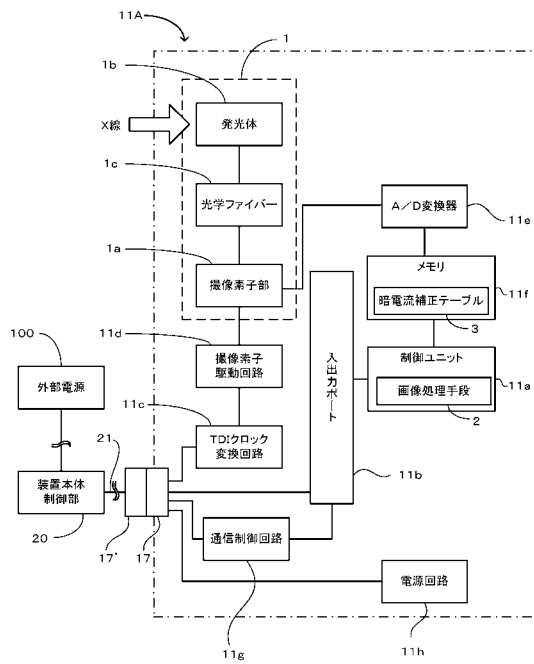
【 図 8 】



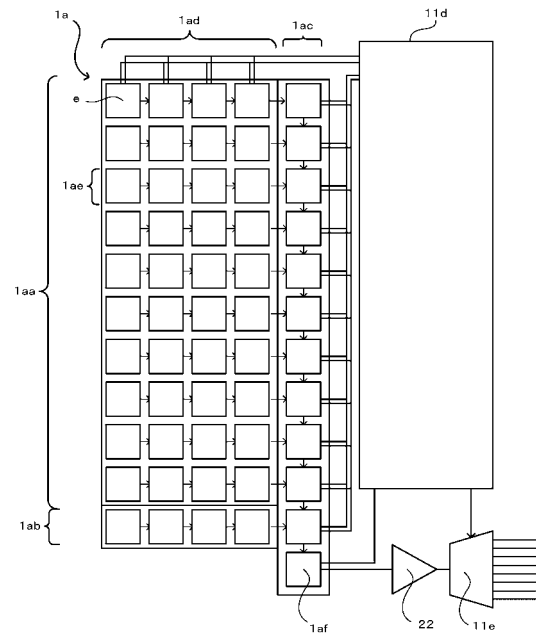
【 図 9 】



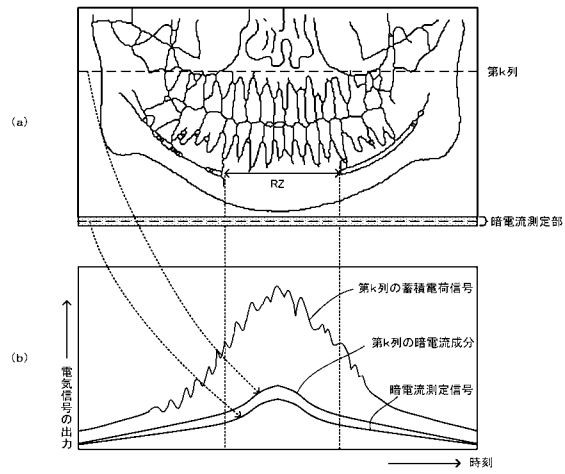
【 図 1 0 】



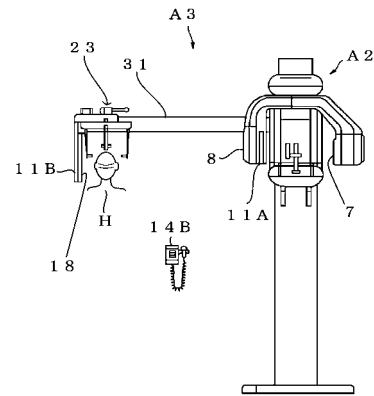
【 図 1 1 】



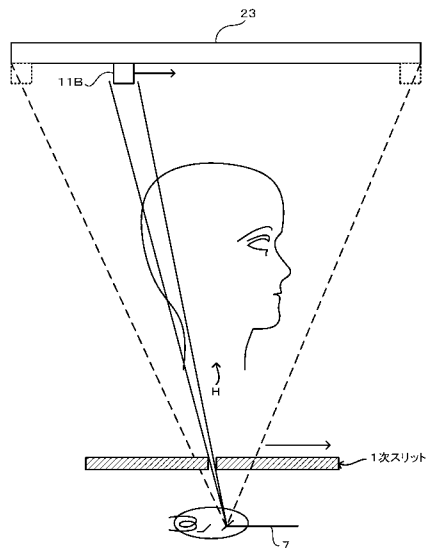
【図 12】



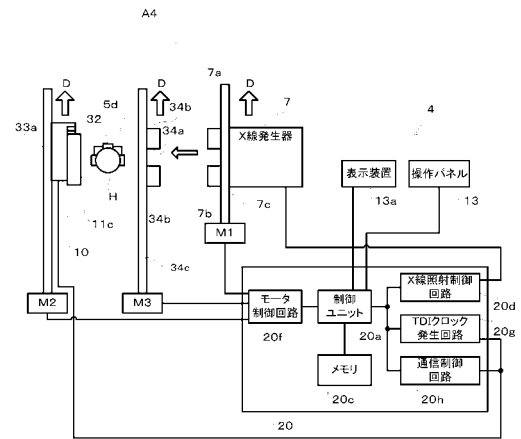
【図 13】



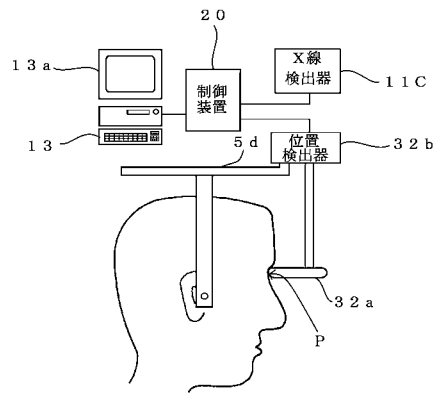
【図 14】



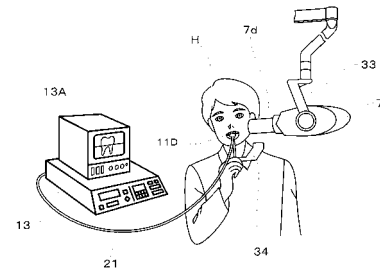
【図 15】



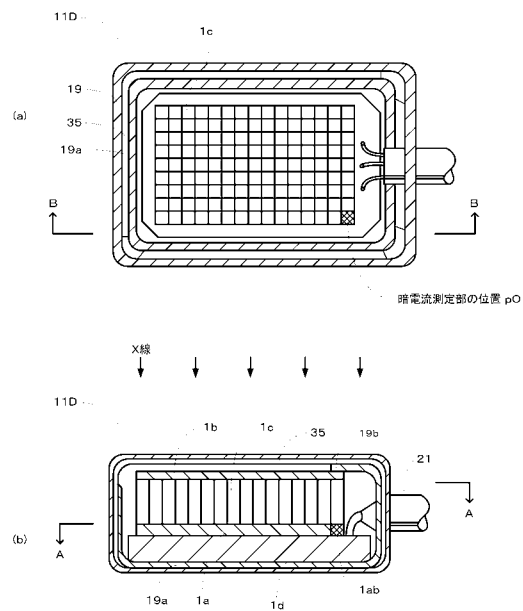
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 本庄 誠

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06-178212(JP,A)

特開平11-126894(JP,A)

特開平03-010473(JP,A)

特開2000-101932(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/14

A61B 6/00

H01L 27/14

H04N 5/32

H04N 5/335