

(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 1
A 6 1 B 6/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/14 300
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 300S
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 敏  
 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、

10

20

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、

20

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、

30

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。

【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

**【0001】**

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もの。

**【背景技術】****【0002】**

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もう一度撮影を行い、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。

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。

**【0003】**

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2000-175907号

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

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、そのためには時間をして不便である。

**【0005】**

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も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】****【0006】**

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。

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。

10

20

30

40

50

## 【0007】

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。

## 【0008】

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。

## 【0009】

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。

10

20

## 【0010】

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。

## 【0011】

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。

30

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。

40

## 【0012】

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。

## 【0013】

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

50

算出することを特徴とする。

【0014】

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CT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10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、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。

【発明の効果】

【0015】

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。

【0016】

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たので、補正処理での演算が簡単になる。

【0017】

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CT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、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を用いたX線画像撮影で、暗電流の補正を行える。

【0018】

また、請求項6～10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】

【0019】

以下、固体撮像素子の2次元画像の生成方法の基本原理を説明し、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】

【0020】

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A1は、固体撮像素子1a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1a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撮像素子駆動回路11d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1aaと、暗電流測定部1abと、蓄積電荷転送部1acとに区分された構成になっている。

【0021】

固体撮像素子1aにあって、画素生成部1aa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1abも、画素生成部1aa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

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。

#### 【0022】

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 10 、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。

#### 【0023】

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。 20

#### 【0024】

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 ( $k = n \dots 1, 0$ ) 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  $O_s(p_0, \dots)$  を含んだ蓄積電荷信号  $O_s(p_k, \dots)$  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。

$$\begin{aligned} O_s(p_n, \dots) &= O_s x(p_n, \dots) + D_k(p_n, \dots) + O_f(p_n) \\ O_s(p_{n-1}, \dots) &= O_s x(p_{n-1}, \dots) + D_k(p_{n-1}, \dots) + O_f(p_{n-1}) \\ &\vdots \\ O_s(p_1, \dots) &= O_s x(p_1, \dots) + D_k(p_1, \dots) + O_f(p_1) \\ O_s(p_0, \dots) &= D_k(p_0, \dots) + O_f(p_0) \dots (\text{イ}) \end{aligned} \quad 30$$

ただし、

$O_s$  : 蓄積電荷信号

$O_s x$  : 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  $O_s(p_0, \dots)$  を含んだ蓄積電荷信号  $O_s(p_k, \dots)$  は式 (ロ) で示される。

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

#### 【0025】

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。

10

20

30

40

50

$D_k(p_k, \cdot) = (p_k, \cdot) \cdot T \dots (H)$   
ただし、ここで

$T$  : 蓄積時間

### 【0026】

上式(H)より(口)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 $O_s(p_k, \cdot)$ や暗電流測定信号 $O_s(p_0, \cdot)$ 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1aaの第k列の暗電流成分 $D_k(p_k, \cdot)$ と、暗電流測定部1abの暗電流成分 $D_k(p_0, \cdot)$ 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1aを露光させないときの蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \cdot)$ のグラフと暗電流測定信号 $O_s(p_0, \cdot)$ のグラフとの傾きの比に相当する。  
10

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

ここで、出力比 $(p_k, \cdot)$ 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、

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

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。

$$2(p_k) = 1(p_k) / 1(p_0) \dots (ホ)$$

### 【0027】

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1aaの各列( $k = n \dots 1$ )の露光に基づく有効画素信号 $O_s \times (p_k, \cdot)$ を、暗電流測定信号 $O_s(p_0, \cdot)$ を用いて表すと、更に(ヘ)のようになる。

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

### 【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1aaの各列( $k = n \dots 1$ )の蓄積電荷信号 $O_s(p_k, \cdot)$ を、式(ヘ)に従って暗電流測定部1abの暗電流測定信号 $O_s(p_0, \cdot)$ 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 $O_s \times (p_k, \cdot)$ 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1aa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、(i i)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。(i i i)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。

(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 2B 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 (iv) 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  $O_s(p_0, \dots)$  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

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

従って、画素生成部 1 a a の蓄積電荷信号  $O_s(p_k, \dots)$  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

$$O_s \times (p_k, \dots) = O_s(p_k, \dots) - D_k(p_k, \dots) - O_f(p_k)$$

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  $O_s \times (p_k, \dots)$  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は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  $\alpha_2$  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  $\alpha_2$  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。

#### 【0036】

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 301 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 302 では、暗電流測定信号  $O_s(p_0)$  を抽出する。次にステップ 303 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  $\alpha_2(p_k)$  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 304 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 305 では、処理終了を判定し、終了していないければ、ステップ 301 に戻る。

10

#### 【0037】

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、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。

20

#### 【実施例 2】

#### 【0038】

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。

30

#### 【0039】

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 に旋回アーム 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 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。

#### 【0040】

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、旋回アーム 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旋回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。

40

#### 【0041】

旋回アーム 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 X Y 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 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。

50

**【 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。

**【 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液晶表示部13a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14aで接続されるリコモンボックス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。

**【 0 0 4 5 】**

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。

**【 0 0 4 6 】**

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、必要な強度を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。

**【 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、回路基盤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の対応部分に後述する暗電流測定部1abを設定するための鉛板等を施したX線遮蔽部材19bが貼付形成されている。

**【 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、その後X線撮影用検出器11Aの要部概略を図10を参照して説明する。

図9は、装置本体制御部20の要部概略構成を示すブロック図である。この制御部20には、X線撮影装置A2全体の動作制御の中心となるMPU(CPU)で構成された制御ユニット20a、入出力ポート20b、メモリ20c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20d、TDIクロック発生回路20g、通信制御回路20h、電源回路20iが設けられており、これらが入出力ポート20bを介して制御ユニット20aに接続されている。入出力ポート20bには、種々の操作データを入力するための操作パネル13、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14が接続されている。そして更に、X線撮影用検出器11Aを接続するために、接続ケーブル21のコネクタ15に対応したコネクタ15が設けられ、このコネクタ15には、入出力ポート20b、通信制御回路20h、電源回路20iが接続されている。

**【 0 0 4 9 】**

図10は、X線撮影用検出器11Aの要部概略構成を示すブロック図である。このX線

10

20

30

40

50

撮影用検出器 11 A には、単独で、あるいは装置本体制御部 20 と一体となって X 線撮影用検出器 11 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 11 a、出入力ポート 11 b、TDI クロック変換回路 11 c、撮像素子駆動回路 11 d、A/D 変換器 11 e、メモリ 11 f、通信制御回路 11 g、電源回路 11 h 等が設けられ、これらの各回路とコネクタ 17 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 11 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 11 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

#### 【0050】

また X 線撮影用検出器 11 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 17 は、装置本体制御部 20 から導出された接続ケーブル 21 に設けられたコネクタ 17 によって、装置本体制御部 20 と電気的、制御的接続を行っている。また、装置本体制御部 20 は、装置本体制御部 20 自身と X 線撮影用検出器 11 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 100 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 11 f は、上記の例では X 線撮影用検出器 11 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ても良い。

20

#### 【0051】

図 11 は、X 線撮影用検出器 11 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ー型）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。

#### 【0052】

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ェル、2 2 は出力ウェル 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

#### 【0053】

このセンサマトリクス 1 a d 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 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 19 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

#### 【0054】

増幅器 2 2 から出力された蓄積電荷信号は、A/D 変換器 11 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、出力ウェル 1 a f は、撮像素子駆動回路 11 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。

#### 【0055】

受光面を構成するセンサマトリクス 1 a d のポテンシャルウェルに、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 26 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ー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ー型）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 (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。

#### 【0056】

10

図 12 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。

#### 【0057】

図 12 (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あり、その分だけ、旋回アーム 6 はゆっくり回転するようになつてている。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 11 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

#### 【0058】

図 12 (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

#### 【0059】

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 パークス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。

#### 【0060】

40

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 3】

#### 【0061】

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 13 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 11 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 23 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11Bは、実施例2のX線撮影装置A2に用いられているX線撮影用検出器11Aと同様の構成である。また、リモコンボックス14Bは、図6のリモコンボックス14A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23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11B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11Bは、そのX線受光部18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23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14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11B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11B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A3に用いられているX線撮影用検出器11Bは、実施例2の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。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15は、そのX線撮影装置A4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A4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11Cと、このX線撮影用検出器11C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10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）5d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32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11C、走査用検出器支持部33、被写体固定手段5d、位置検出手段32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11Cは、実施例2のX線撮影装置A2に用いられているX線撮影用検出器11A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に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 0 】**

10

20

30

40

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械的にリンクさせて、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ョメータなどで構成される。

50

**【0077】**

このような位置検出手段31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。

**【0078】**

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11Cで得られたリニアスキャノン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。10

**【0079】**

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】****【0080】**

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17は、そのX線画像撮影装置A5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A5は、撮影対象を口腔内部位とするものである。

**【0081】**

X線発生器7は、自在アーム33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7d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7d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11Dが位置決めされる。すなわち、X線撮影用検出器11Dの撮像面がX線照射方向に適切に向くよう、X線撮影用検出器11Dを取り付けた位置決め具34を被験者自身が指で保持するようになっている。30

**【0082】**

図18は、X線撮影用検出器11D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11D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)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1cと、光ファイバ1c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み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1aと、固体撮像素子1aを支持するセラミックなどの基板1dと、各構成部品を収納するための保護ケース19などで構成されている。

**【0083】**

保護ケース19内側のX線露光面と側面とには、発光体1b、光ファイバ1c、固体撮像素子1aおよび基板1d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35を被設して、外から誘導ノイズや静電サージ等の影響が、固体撮像素子1a等に及ぼないようにして、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。

**【0084】**

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24050

7 内側の露光面の一部にも、固体撮像素子 1 a 暗電流測定部 1 a b を設定するために、シール材 19 a で形成された X 線遮蔽部材 19 b を設けている。

#### 【 0 0 8 5 】

更に、基盤 1 d には、X 線撮影用検出器 11 A ~ 11 C 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 11 a (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 11 f (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 1 a 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、デジタル X 線画像としてメモリ 11 f 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 13 A に画像として表示される。

10

#### 【 0 0 8 6 】

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 11 D 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 11 A ~ 11 C 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 11 A ~ 11 C では、図 11 を参照して説明したように、CCD センサの受光部 1 a d 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、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 11 D 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

#### 【 0 0 8 7 】

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 1 a b と画素生成部 1 a a 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 1 a b 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。

#### 【 0 0 8 8 】

なお、この実施例でも固体撮像素子 1 a 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 ロジック回路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

#### 【 0 0 8 9 】

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 】

#### 【 0 0 9 0 】

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 】

#### 【 0 0 9 1 】

【 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 2 A 】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 2 B 】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

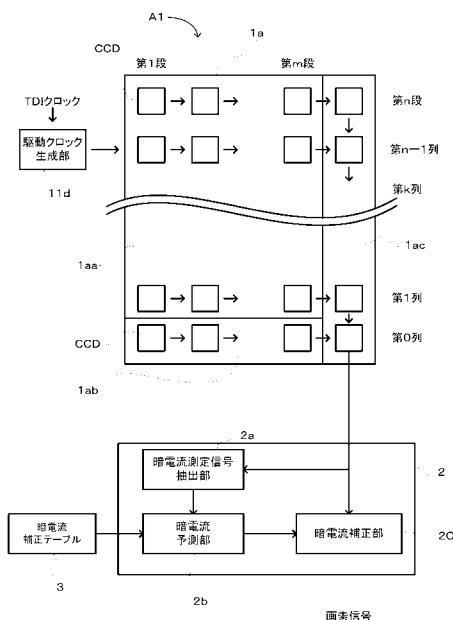
A 3 セファロX線撮影が可能な医療用デジタルX線撮影装置

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

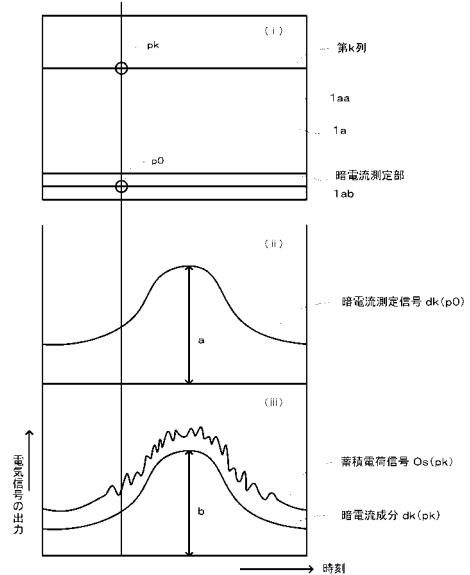
A 5 デンタルX線撮影が可能な医療用デジタルX線撮影装置

30

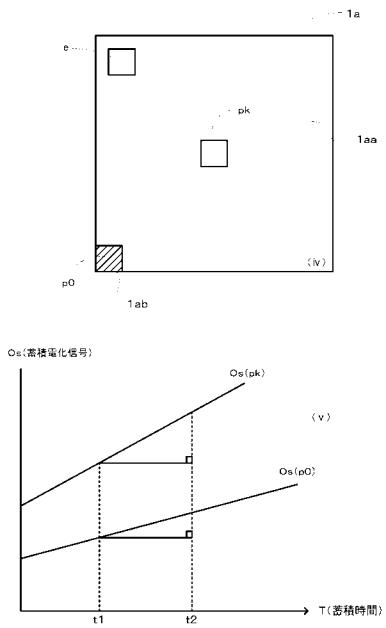
【図1】



【図2 A】



【図2 B】



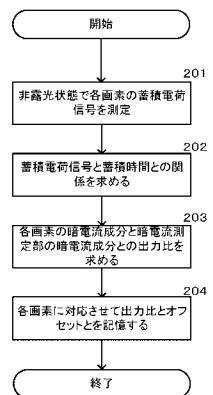
【図3】

$k$	$\alpha 2$	$Of$
$n$	$\alpha 2(n)$	$Of(n)$
$n-1$	$\alpha 2(n-1)$	$Of(n-1)$
⋮	⋮	⋮
$k$	$\alpha 2(k)$	$Of(k)$
⋮	⋮	⋮
0	1	$Of(0)$

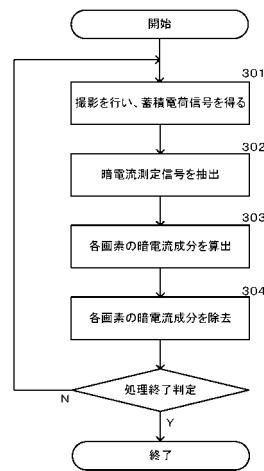
Legend:

- 位置 (Position): Points to the column under  $k$ .
- 出力比 (Output ratio): Points to the column under  $\alpha 2$ .
- オフセット (Offset): Points to the column under  $Of$ .

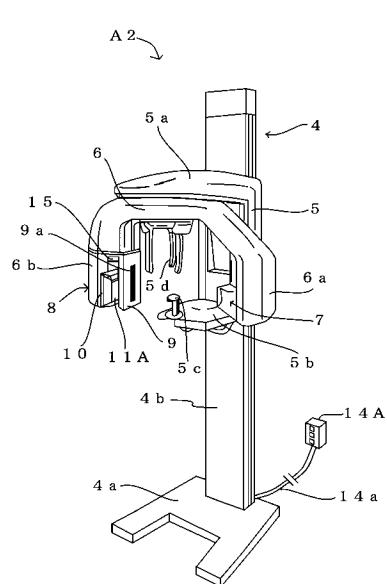
【図4】



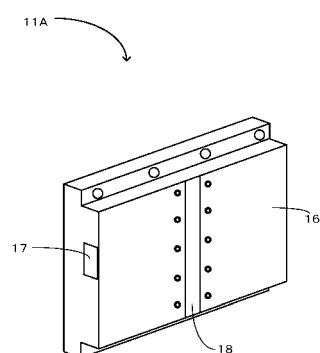
【図5】



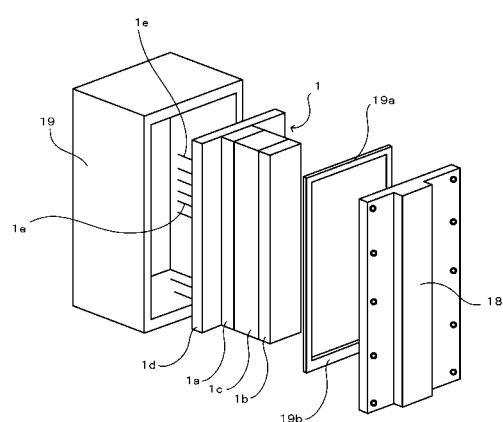
【図6】



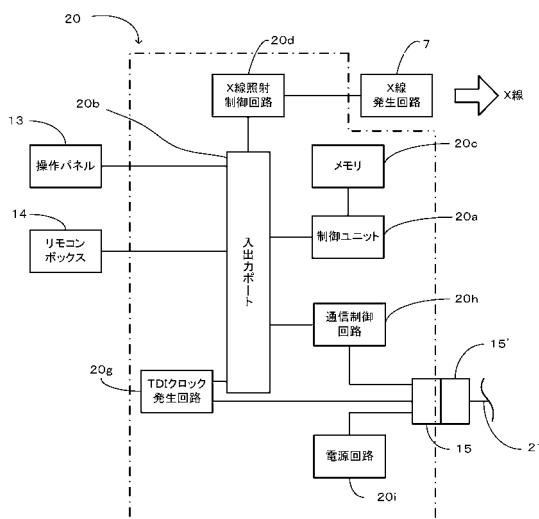
【図7】



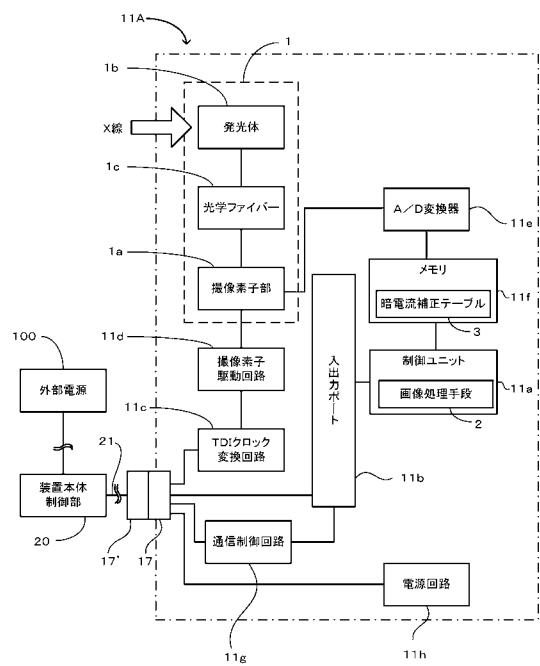
【図 8】



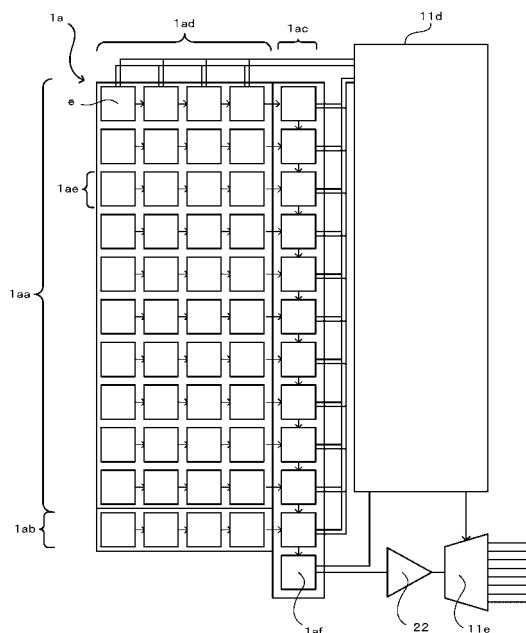
【図 9】



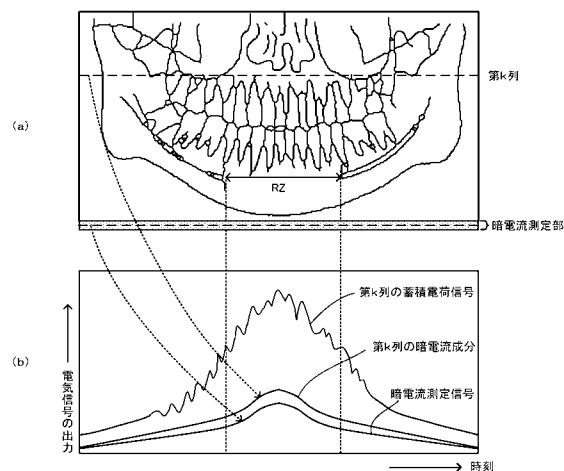
【図 10】



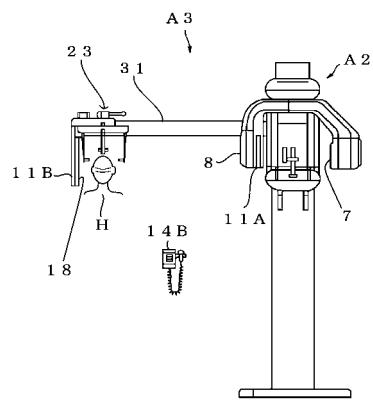
【図 11】



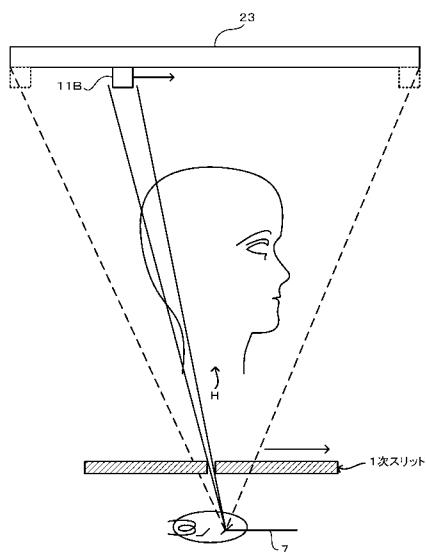
【図12】



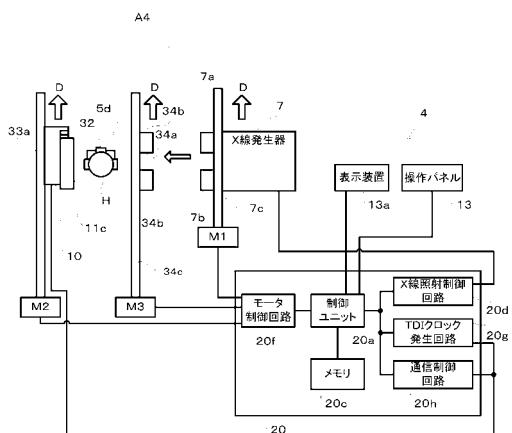
【図13】



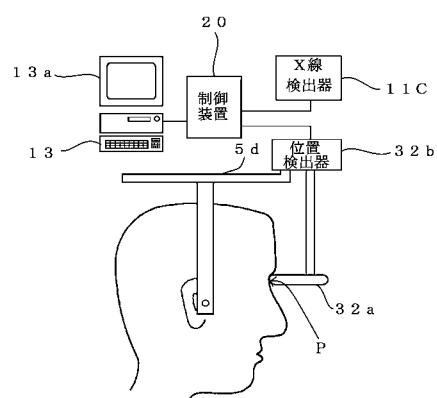
【図14】



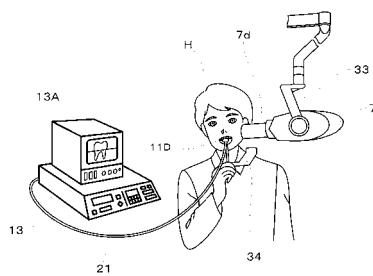
【図15】



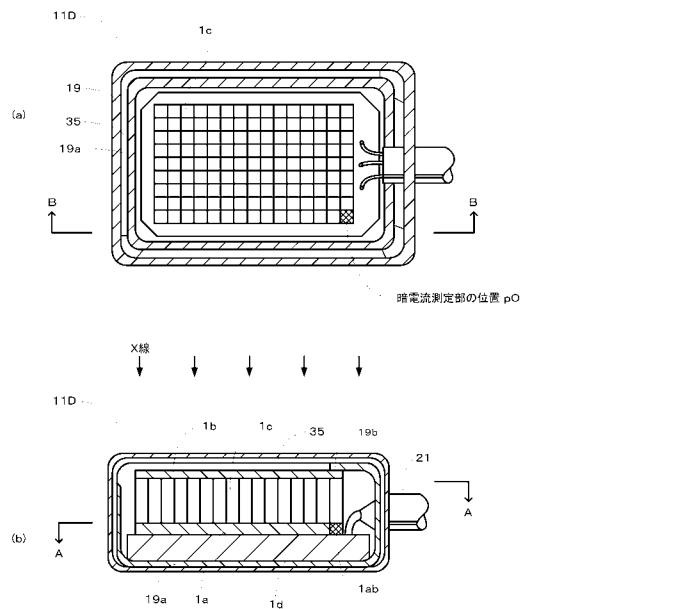
【図16】



【図17】



【図18】



---

フロントページの続き

(72)発明者 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