

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5658878号
(P5658878)

(45) 発行日 平成27年1月28日(2015.1.28)

(24) 登録日 平成26年12月5日(2014.12.5)

(51) Int.Cl.

F 1

GO 1 T	1/20	(2006.01)	GO 1 T	1/20	F
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	300 Q
A 6 1 B	6/14	(2006.01)	A 6 1 B	6/14	300
H 0 4 N	5/357	(2011.01)	GO 1 T	1/20	E
H 0 4 N	5/32	(2006.01)	GO 1 T	1/20	G

請求項の数 9 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-552822 (P2009-552822)
 (86) (22) 出願日 平成20年3月3日 (2008.3.3)
 (65) 公表番号 特表2010-520488 (P2010-520488A)
 (43) 公表日 平成22年6月10日 (2010.6.10)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2008/055721
 (87) 國際公開番号 WO2008/109565
 (87) 國際公開日 平成20年9月12日 (2008.9.12)
 審査請求日 平成23年2月2日 (2011.2.2)
 (31) 優先権主張番号 11/683,535
 (32) 優先日 平成19年3月8日 (2007.3.8)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 509252092
 フェアチャイルド・イメージング
 アメリカ合衆国、カリフォルニア州 95
 035、ミルピタス、マッカーシー・ブーバード 1801
 (74) 代理人 100071010
 弁理士 山崎 行造
 (74) 代理人 100121762
 弁理士 杉山 直人
 (74) 代理人 100126767
 弁理士 白銀 博
 (74) 代理人 100118647
 弁理士 赤松 利昭
 (74) 代理人 100138519
 弁理士 奥谷 雅子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】歯科応用に適応した小型のCMOSに基づくX線検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元に配列した画素センサーと、

前記2次元に配列した画素センサーに隣接しているシンチレーション物質の層であって、前記シンチレーション物質はその上に衝突するX線に応じて光を放射すると共に、前記光は前記画素センサーによって検知されることを特徴とする、シンチレーション物質の層と、

2次元に配列した画素センサーに保存されたデータを読み取り、そこから2次元に配列した画素からなる画像を形成する制御装置であって、前記制御装置は、電子を発生させるX線に起因し、画像を形成する過程で画素センサーに保存される、エラーを矯正するためにデータを修正することを特徴とする制御装置と、

を具備し、

前記画素センサーの各々は、光検出器が受光する前記光に応じて電荷を保存する前記光検出器を具備し、

前記制御装置は、前記配列した画素センサーにより複数のフレームを形成させることで前記画像を形成し、各フレームは、対応する先行する時間内に前記画素センサーに保存された電荷により決定される測定値の配列を具備し、

前記画像は、前記画素センサーのうちの各画素に対応する画素センサーに保存された電荷に対応する測定値であって、前記複数のフレームのうち少なくとも2つのフレーム中にある測定値の総和を、各画素について、有し、前記測定値は、各画素センサーに対して

10

20

あらかじめ定められたしきい値より小さな値を有するものであることを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のイメージセンサにおいて、

各々の前記画素センサーは、リセット回路と、前記制御装置の発するコマンドに応じて前記制御装置にその画素センサーを接続するインターフェースとをさらに有し、

前記リセット回路は、予め定められた電位を前記光検出器につなげることで光検出器をリセットする、

ことを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 3】

10

請求項 2 に記載のイメージセンサにおいて、前記制御装置は前記リセット回路によって前記各フレームの終りで前記光検出器をリセットさせることを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のイメージセンサにおいて、前記制御装置は前記保存された電荷が前記しきい値より大きくなった画素センサーを識別することを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のイメージセンサにおいて、前記制御装置は、各画素センサーに対して複数のフレームからデータを組み合わせて前記画像中の対応する画素を決定すると共に、前記制御装置は、前記画像の形成において前記識別された画素センサーからのデータを組み合わせないことを特徴とするイメージセンサ。

20

【請求項 6】

2 次元に配列した画素センサーと、

前記 2 次元に配列した画素センサーに隣接しているシンチレーション物質の層であって、前記シンチレーション物質はその上に衝突する X 線に応じて光を放射すると共に、前記光は前記画素センサーによって検知されることを特徴とする、シンチレーション物質の層と、

2 次元に配列した画素センサーに保存されたデータを読み取り、そこから 2 次元に配列した画素からなる画像を形成する制御装置であって、前記制御装置は、電子を発生させる X 線に起因し、画像を形成する過程で画素センサーに保存される、エラーを矯正するためにデータを修正することを特徴とする制御装置と、

30

を具備し、

前記画素センサーの各々は、さらに、

前記画素センサー中の前記光検出器によって生成された信号電圧を基準電圧と比較するコンパレーターであって、前記コンパレーターは前記信号電圧が前記基準電圧と予め定められた関係にある場合に停止信号を生成することを特徴とするコンパレーターと、

前記停止信号が生成されるまでの間、クロック入力からのパルスを数える第 1 のカウンタであって、前記第 1 のカウンタはディジタル値を記憶することを特徴とする第 1 のカウンタと、

を具備し、

40

前記信号電圧がしきい電圧より大きい場合は、前記第 1 のカウンタがカウントすることを阻止することを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 7】

請求項 6 に記載のイメージセンサにおいて、各画素センサーは、さらに、フレーム信号によって加算される第 2 のカウンタを有し、前記第 2 のカウンタは、前記信号電圧が前記しきい電圧より大きい場合には、前記フレーム信号による加算が阻止されることを特徴とするイメージセンサ。

【請求項 8】

請求項 7 に記載のイメージセンサにおいて、各画素センサーは、さらに、前記しきい電圧を記憶するためのメモリを具備することを特徴とするイメージセンサ。

50

【請求項 9】

請求項8に記載のイメージセンサにおいて、しきい値リセット信号と前記第2のカウンタを0にセットさせる決定とに応じて、前記メモリに接続した導体の電圧を前記メモリが保存することを特徴とするイメージセンサ。

【発明の詳細な説明】**【本発明の背景技術】****【0001】**

歯科X線は、典型的に患者の口に置かれるフィルムで撮影される。患者の頭の外部に存在するX線源は、歯を通してフィルムを露光する。この方法は長年使用されているが、不都合もある。最初に、患者はかなりのX線の線量にさらされる。この線量は患者の生涯の間蓄積する。第2に、フィルムを処理するために必要とされる時間、費用、並びに設備によって、歯科検診の費用が増加する。第3に、フィルムを処理する際に利用された化学薬品によって、処分問題が発生する。

10

【0002】

これらの問題によって、従来のX線検査のフィルム部品を、X線画像を記録するために患者の口に置かれる固体センサーに置き換えるいくつかの試みが行われた。そのようなシステムでは、シンチレーション物質の層がX線を可視光線に変換するために使用される。そして、可視光線が固体撮像アレイ上に画像化される。この形式の固体X線センサーは今日利用されるフィルムと比較してX線に対して著しくより敏感であるので、典型的には、X線線量は10の倍数で低減できる。さらに、センサーは再使用され、従って、従来のX線システムに関連した費用と処分問題が回避される。最後に、画像がデジタル形式であるので、固体センサーに基づいたシステムは容易にペーパーレス・オフィス・システムに適応する。

20

【0003】

あいにく、これらのセンサーは従来のフィルムに基づいたセンサーよりはるかに厚い。また、センサーの解像度もまた従来のフィルムに基づいたセンサー以下である。センサーは、シンチレーション物質と画像記録要素の間にあるチャネル板を含んでいる。画像記録要素は典型的にはシリコンに基づいた撮像アレイである。X線が撮像アレイの画素(pixel)で変換される場合、結果として得られる信号はシンチレーターから光によって生成される信号よりはるかに大きくなりえる。そのような変換事象の蓋然性は小さいから、従って、X線衝突により、画像に好ましくない画像中の散在した明るい画素が得られる。これらの事象を低減するために、シンチレーターから撮像アレイに光を送信するのを遮蔽する物質の層が使用される。遮蔽層は、典型的には、撮像アレイの表面上にシンチレーター表面の画像を作る、光ファイバーの束から構成される。光ファイバーは、シンチレーション物質中で変換されないX線を吸収する重金属でドープされる。遮蔽層は、大部分のX線がイメージセンサに達することを阻止して、従って、明るい画素の数を許容範囲になるように減らす。

30

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

遮蔽層が明るい画素の問題を解決するが、それは新しい問題も導入する。シールド板は典型的に厚さ2.5mm以上で、従って、患者の口に置かれる装置の厚みを著しく増加させる。厚み増加は多くの患者にとって好ましくない。

40

【課題を解決するための手段】**【0005】**

本発明は、2次元に配列した画素センサーと、シンチレーション物質の層と、制御装置とを有するイメージセンサを備えている。シンチレーション物質の層は、この2次元に配列した画素センサーに隣接しており、シンチレーション物質の上に衝突するX線に応じてシンチレーション物質が光を放射する。画素センサーはこの光を検知する。制御装置は2次元に配列した画素センサーに保存されたデータを読み出し、そこから画像を形成する。

50

制御装置は、電子を発生させるX線に起因し、画像を形成する過程で画素センサーに保存される、エラーを矯正するためにデータを修正する。発明の1つの態様では、制御装置は2次元に配列した画素センサーに複数のフレームを形成させることにより画像を形成するもので、各フレームは、先行する時間内に各フォトダイオード上に保存された電荷の測定値を含んでいる。制御装置は、フレームからのデータを組み合わせて画像を形成する。本発明の別の態様では、各画素センサーは、光検出器が受光する光に応じて電荷を保存する光検出器、リセット回路、および制御装置の発するコマンドに応じて制御装置にその画素を接続するインターフェースを備えている。リセット回路は、予め定められた電位を光検出器につなげることで光検出器をリセットする。発明の別の態様では、制御装置はリセット回路に各フレームの終りで光検出器をリセットさせる。さらに発明の別の態様では、制御装置は、蓄積電荷がしきい値より大きい画素を識別する。これらの画素からのデータは修正された画像を形成する際に利用されない。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、先行技術である歯科センサー30の平面図である。

【図2】図2は、図1に示される直線2-2による断面図である。

【図3】図3は、歯科センサー30と共に通常使用される形式の先行技術であるCMOS撮像アレイの構成図である。

【図4】図4は、時間の関数として画素によって生成された電荷を示す。

【図5】図5は、本発明の一実施例による分散型ADCを利用する画素センサーの構成図である。

【図6】図6は、本発明の一実施例による歯科画像システムを示す。

【図7】図7は、新フレームが受け取られる時、制御装置によって実行されるアルゴリズムのフローチャートである。

【図8】図8は、本発明の別の実施例による撮像アレイの画素を示す。

【図9】図9は、本発明の別の実施例による撮像アレイの画素を示す。

【発明を実施するための形態】

【0007】

本発明がもたらす利点については、図1と図2を参照することでより容易に了解される。ここで、図1と図2は先行技術の歯科センサーを図示している。図1は歯科センサー30の平面図であり、図2は、図1に示される直線2-2による断面図である。歯科センサー30は、X線をスペクトルの可視領域内の光に変換するシンチレーション物質の層32を含んでいる。層32に発生した光は、イメージセンサー31上にシンチレーション物質の表面の地図を描く一束の光ファイバーから成るチャネル板33を通り抜けて、イメージセンサー31によって見られる。センサー30は患者の口の内部で置かれ、患者がタブ34上を噛むことにより適所に保持される。口の外側の発生源からのX線が患者の歯を通過した後にセンサー30にぶつかる場合、X線は層32にぶつかる。X線と層32の材料の間の相互作用により、光子が生成される。光子は四方八方に放射される。チャネル板33は、35で示される光ファイバーの開口によって画定された以外の方向に、光子が移動することを阻止する。チャネル板33は主としてガラス纖維で作られている。金属をドープしたガラスは、変換されずに、シンチレーション層から漏れるX線を吸収する。ガラスの厚みは、センサー31に達するX線の数を、センサー31中のX線と画素の間の相互作用がまれになる点にまで減少させるように選ばれる。

【0008】

ここでは図3を参照する。図3は歯科センサー30と共に通常使用される形の先行技術のCMOS撮像アレイの構成図である。撮像アレイ40は画素センサー41の長方形のアレイから構成される。各画素センサーはフォトダイオード46とインターフェース回路47を有している。インターフェース回路の詳細は特定の画素設計に依存する。しかしながら、画素センサーはすべて、その画素センサーをビット線43に接続するために使用される行線42に接続されるゲートを有している。随時エネーブルにされ特定の行(row)は

10

20

30

40

50

、行デコーダ45に入力されるビットアドレスによって決定される。行セレクト線は、フォトダイオードとインターフェース回路が構成される基板上の金属層中で水平に走る導体の並列の配列である。

【0009】

様々なビット線は、典型的にはセンス増幅器と列(column)デコーダを有している列処理回路44で終端処理する。ビット線は、フォトダイオードとインターフェース回路が構成される基板上に金属層の中で垂直に走る導体の並列の配列である。各センス増幅器は、そのセンス増幅器によって処理されたビット線に現在接続される画素によって生成された信号を読む。センス増幅器はアナログデジタル変換器(ADC)の利用によりデジタル出力信号を生成する。どんな時でも、撮像アレイから単一の画素センサーが読み出される。読み出される特定の列は、その列から撮像アレイの外側にある回路類にセンス増幅器/A
10
DC出力を接続するために列デコーダによって利用される列アドレスによって決定される。

【0010】

シンチレーター32からの光子が画素中の1個のフォトダイオードをたたく場合、多くとも1個の電子がダイオード接合を横断して移動する。電子電荷は画素に記憶される。そして、画素が読み出される場合に、累積的な蓄積電荷が読み出される。対照的に、X線がフォトダイオード中の1個の電子から散らばった場合、電子はダイオード接合を横断して移動する多くの電子を生じさせるフォトダイオード中のイオン化軌跡を生成する。一般に、単一のX線打撃によって記憶された電荷はX線露光の間にシンチレーター中に生成された光子によって記憶された電荷よりはるかに大きい。従って、単一のX線打撃は、そのような打撃を受けなかった画素よりはるかに明るい外見上の輝度を有する画素を生成できる。その結果、画像は、正常なX線画像に重ねられた非常に明るい画素をまき散らしたように見える。上に示されるように、チャネル板33はそのような明るい画素の数を減らすために使用される。しかしながら、この点に関して効果的であるために、チャネル板33の厚みはシンチレーター32を通過するX線のかなりの部分を吸収するのに十分でなければならない。その結果、チャネル板は、センサー30の厚みのかなりの部分を占める。厚みが追加されることは、多くの患者にとって好ましくない。さらに、チャネル板は、シンチレーター32からセンサー31を離すことに起因する画像解像度の減少に対してただ部分的に修正するに過ぎない。画像の空間分解能はさらに、シンチレーター32とチャネル板33の間のインターフェース、およびチャネル板33と検出器31の間のインターフェースにおける光散乱に起因して低下する。
20
30

【0011】

本発明の一実施例は、画素の電荷が時間の関数として測定される場合、イメージセンサ中のX線衝突を識別し修正できるという見解に基づく。ここでは図4を参照されたい。図4には時間の関数として画素によって生成された電荷を示している。カーブ51は、シンチレーターから受け取られた光子による通常の電荷が累積する状態(build up)を表わす。カーブ52は、X線が時間Tにおいて画素内で変換される時の時間の関数としての電荷の増加(buildup)を表す。電荷が「x」をマークした点で示されるような時間の関数で測定される場合、X線衝突の存在が認識される。また、Hで表わされる信号値が最終値から控除される。
40

【0012】

イメージセンサの読み出し速度やリセット速度が十分に速い場合には、X線露光の間に多くの個別画像を生成できる。このとき、X線打撃に対応するステップとして各画素の充電曲線を測定し、分析することができる。しかしながら、この実施例は非常に早いイメージセンサの読み出しを必要とする。この点に関しては、図3に示される実施例中のイメージセンサの読み出しが、画素の各列の下の方でセンス増幅器に画素からの信号を伝播させて、かつ信号をデジタル化するための所要時間により決定されるN個の読み出しサイクルを行なうことについて注意すべきである。ここで、Nは画像中の画素の行の数である。

【0013】

読み出し速度を改善する1つの方法は各画像画素にアナログデジタル変換器（A D C）を設けることである。ここでは図5を参照されたい。図5は本発明の一実施例に従って分散配置されたA D Cを利用する画素センサーの構成図である。画素センサー100は、上述されたものと類似のやり方で作動する転送ゲート191およびリセットトランジスタ192に接続されるフォトダイオード197を含んでいる。画素センサー100を有するアレイ中の画素が感光した後、個々のフォトダイオードの電荷がデジタル化される。デジタル化プロセスの開始時には、ゲート191に信号を適用することにより、フォトダイオード197に蓄積される電荷がノード102と結合している。次に、カウンタはリセットされ、コンパレーター103の別の入力の電位が増加する間に、クロック・パルスの計数が開始される。ランプ線路上の電位は、カウンタ104に蓄積した計数値と直線的に関係がある。ランプ電位がノード102の電位と等しい場合、コンパレーター103はカウンタ104に適用される停止信号を生成する。従って、カウンタ104は、ノード102で電位と関係のある計数値を残す。全ての画素がこのようにデジタル化された後で、画素はビットバス106にカウンタ出力を接続する1組の行セレクトスイッチ105を動かす行デコーダを使用して、一回に一行が読み出される。上述されたように、ビット線路上の信号は、アナログ形式の代わりにデジタル形式であるが、それは上述されたビット線と類似の機能を提供する。この実施例では、ビットバスは、カウンタ104の1ビット当たり1本の線を有する。従って、カウンタはビットバス106から並列に読み出される。この実施例ではカウンタのビットを並列に読み取るビットバスを利用しているが、カウンタ中のビットが単一の導体ビット線を通じて移される方式の実施例も構築することができる。

【0014】

画素にアナログ電荷として保存されたデータがすべて、同時にデジタル化されることに注意するべきである；従って、データのアナログデジタル変換は、先行技術の実施例における1列の読み出し所要時間に減少する。さらに、各読み出し動作の後に画素をリセットする必要はない。また、従って、電荷は各フォトダイオードに蓄積し続ける。従って、1個のリセット時間だけが各X線画像に必要とされる。

【0015】

ここでは図6を参照されたい。図6は本発明の一実施例による歯科画像システムを示す。画像システム200は、X線の変換によってシンチレーター206に発生した光から画像を形成する撮像アレイ201を有する。シンチレーターでは、撮像アレイ201が敏感な波長域の光にX線を変換する材料の層を有する。材料の層は、撮像アレイ201に隣接しており、介在材料ができる限り少量であることが好適である。

【0016】

制御装置202はX線露光の間に多くの画像を集め。各画像は以下フレームと呼ばれる。制御装置202は、フレームが制御装置202によって受け取られるごとに更新される累積的な画像をメモリ203に保存する。一実施例では、制御装置202は、また累積的な画像に各画素用のカウントを保存する。そのカウントは、その画素に寄与したフレームの数を追跡記録する。そのカウントはX線打撃によって変更された画素を修正するために使用される。

【0017】

制御装置202が個々のフレームを処理する方法は、撮像アレイがフレーム間でリセットされるかどうかに依存する。一実施例では、撮像アレイ201は各フレームの後にリセットされる。従って、フレーム中の画素はそれぞれ、撮像アレイフレームの露光の間にその画素から蓄積された電荷を表わす。この場合、X線打撃を受けた画素は、シンチレーターからほぼ同数の光子を受け取ったが、そのような打撃を受けなかったフレーム中の別の画素より著しく多くの電荷を持つ。また、フレーム露光の間にX線打撃を受けた画素は、その後のX線打撃がないフレームや、その前のX線打撃のないフレームの期間に、同じ画素によって集められた電荷より著しく多くの電荷を持つ。フレーム間でシンチレーターに作成される光の光子からの最大の電荷変動（ノイズによる）が既知の場合、特定のフレーム中でX線打撃を受けた画素は、ある極大値Dma×より大きな前後のフレーム間の電荷差

10

20

30

40

50

がある画素を検索することにより容易に識別できる。

【0018】

ここで、新フレームの画素を $C_{i,j}$ とし、メモリ 203 に記憶された画像の画素を $S_{i,j}$ とする。イメージセンサの行と列の数を、 N_x と N_y によってそれぞれ表示する。 $S_{i,j}$ に加えて、メモリ 203 にはその機能が以下により詳細に議論されるアレイ $N_{i,j}$ が記憶される。X線撮像プロセスの開始時において、メモリ 203 の全画素に対して、 $S_{i,j} = N_{i,j} = 0$ に初期化される。ここでは図 7 を参照されたい。図 7 は新フレームが受け取られる時、制御装置 202 によって実行されるアルゴリズムのフローチャートである。初めに (i, j) は 210 で示されるようなアレイの第 1 画素へセットされる；しかしながら、画素が処理される順番は重要ではない。211 で示されるように、現在の画素の強度 $C_{i,j}$ がテストされ、X線打撃によって画素が変更されていないことを確かめる。212 で示されるように、測定強度が D_{max} 以下である場合、その画素に対応する記憶された画像画素 $S_{i,j}$ は、今回の測定値を含むように更新される。カウンタ $N_{i,j}$ も 1 だけ増される。測定強度値が現在の画素について D_{max} より大きい場合、その画素は無視される。213 で示されるように、制御装置 202 は次の画素に移る。また、画素がすべての現行フレームに対して処理されるまで、プロセスが繰り返される。

【0019】

X線露光でのフレーム全てが処理された後で、制御装置 202 が最終のX線画像を生成する。 $X_{i,j}$ によって最終画像の画素を表示する。1個以上のフレームで画素がX線打撃を受けた場合、記憶された画素のあるものではフレームの下位セットのみがデータを有する。データ脱落を修正するために、制御装置 202 はカウンタ値を使用して、記憶画像を正常化する必要がある。すなわち $X_{i,j} = N_{i,j} * S_{i,j} / N_f$ 、ここで、 N_f は得られたフレームの数である。

【0020】

図 6 と図 7 に関して上述された実施例では、各フレームが受け取られる場合、累積的な画像を記憶すると共に、画像を更新するために別々の制御装置を利用する。従って、各フレームが一度に1行だけ制御装置に対して読み出されるので、かなりの量の処理時間がフレーム間で必要とされる。この処理時間は、上で議論した影像パラメータ $S_{i,j}$ と $N_{i,j}$ が、各フレームの露光期間の終わりに画素内に記憶されると共に、各画素内で更新されるような画素設計を用いることで、実質的に低減できる。

【0021】

ここでは図 8 を参照されたい。図 8 は本発明の別の実施例による撮像アレイの画素を示す。画素 250 は、その画素に対する累積的な画像値を記憶し、画像が一行ずつ読み出されることを必要とせずに画像値を更新する。画素 250 は、図 5 に関して既に論じたものと類似するアナログデジタル変換器を含んでいる。画素がすべて同時に更新されるので、全フレームは、図 6 と図 7 に関して述べた実施例中の1つの行を処理する所要時間と等しい時間で処理される。

【0022】

画素 250 は、X線露光の開始時リセットされる 2 個のコンパレーター 253 と 254、2 個のカウンタ 251 と 252 を有する。フォトダイオード 197 が 2 個の信号に対して最後にリセットされたので、フォトダイオード 197 によって生成された信号の振幅をテストするためにコンパレーターが使用される。線 102 の信号は、フォトダイオード 197 が最後にリセットされてから、フォトダイオード 197 によって蓄積された電荷であることに注意されたい。一般に、コンパレーターは電流ではなく電圧信号上で作動する。従って、一実施例では、線 102 の電荷を電圧に変換するアンプ 257 が使用される。この電圧は、次に、コンパレーターによって RAMP 信号と D_{max} と比較される。

【0023】

カウンタ 251 と 252 は、前述の $S_{i,j}$ と $N_{i,j}$ と類似しており、計数値を記憶する。フォトダイオードによって生成された信号がX線打撃のない画素に対して期待される範囲の外にない場合、カウンタが更新される。画素が D_{max} より大きい信号を生成する場

合、カウンタは更新されない。また、問題のフレームのデータが無視される。X線露光の後に、カウンタ251と252からのデータはビットバス266上で制御装置に読み出される。ここで、制御装置はカウンタ252の内容でカウンタ251の内容を割ることにより、データを正規化する。

【0024】

アンプ257の出力がランプ信号によって明示された値より大きく、且つDmaxによって明示された値未満である場合、第1のコンパレーター253は論理1を生成する。従って、フォトダイオード197によって蓄積された電荷が期待範囲内にある場合、電荷はデジタル化され、カウンタ251の既にあるカウント値に加えられる。出力257がDmaxより大きい場合、コンパレーター254の出力は高であり、出力257がDmaxより小さい場合、コンパレーター254の出力は低である。RAMP信号がアンプ257の出力を超過するとすぐに、ゲート255はクロック信号を遮断する；従って、カウンタ251中のカウントは、アンプ257の出力の電圧に比例する量によって増される。アンプ257の出力がシンチレーターから光子を受け取る正常な画素に対しての期待値より大きければ、カウンタ251へのクロック入力がゲート255によって遮断されるので、カウント値がカウンタ251に蓄積されない。

【0025】

上に示されるように、カウンタ252は上述された実施例中のN_{ij}と類似の作用を行なう。各フレーム読出しの終りに、フレーム信号はFRAME線に送られる。アンプ257の出力がDmaxによって明示された値より大きい場合、コンパレーター254はゲート256の制御によりカウンタ252のカウントしたフレーム信号を遮断する。他の場合には、カウンタ252は1だけ増される。

【0026】

フレームがそれぞれデジタル化され、そして結果が有効なデータを有する画素のカウンタに加えられた後で、フォトダイオード197がトランジスタ192に適切な信号を適用することによりリセットされる。もしフォトダイオードがX線打撃を受けていれば、蓄積された電荷はリセット動作によって除去される。従って、X線打撃はフォトダイオードによって蓄積できる電荷の最高値に影響を及ぼさない。

【0027】

上記実施例は、フォトダイオードが各フレームの終りにリセットされるスキームを利用する。あるいは、フレームからフレームまでフォトダイオードをリセットせずに電荷を蓄積させると共に、カウンタは各フレームの後に強制的にリセットされてもよい。その場合、フレームの終りでの読出し値は、もしX線源が問題のフレームの終りに止められていれば、測定されていた単一画像と等価である。この場合、フレーム数の関数としての各画素中の計数値は、図4に示されるものと同様のカーブに従う。X線打撃を修正するために、まずフレーム連鎖(sequence)でX線打撃の位置を検知することが必須である。次に、画素へのX線の貢献振幅を決定し、最後のフレームの終りで測定される画素値から控除する。

【0028】

特定の画素用のデータでのX線打撃の場所は、上に記述されたものと類似のやり方で確認できる。S_{ij}(f)によってフレーム番号の関数として画素の出力を表示する。ここで、fはフレーム番号である。画素がフレームkで打撃を受けたとき、S_{ij}(k) - S_{ij}(k-1) > Dmaxの場合(ここでk > 1)である。S_{ij}(1) > Dmaxの場合には、画素は第1フレームで打撃を受けた。打撃の生じたフレームの場所が決定されて与えられた場合、打撃の両側のデータは、線の傾斜を決定する直線に適合する。次に、修正された画素値は傾斜にX線露光時間を掛けて得られる測定された傾斜から計算できる。

【0029】

上記の手順は、X線によって打たれる画素が飽和しないと想定する。一般に、各画素中のフォトダイオードで蓄積できる最大電荷がある。X線打撃が画素を飽和させるのに十分な電荷を生成する場合、X線打撃の後に到着するデータは保存できない。従って、修正さ

れた画素信号の決定は、X線打撃の前にその画素のために記録されたデータだけを使用してなされる。X線打撃がX線露光に遅れて生じる場合、初期のデータは修正された画素値の許容できる推定値を提供するのに十分である。正確な画素値を評価するための十分なデータが得られる前に、画素が飽和する場合、画素は近隣の画素値を内挿することにより得られた画素値と取り替えることができる。

【0030】

各フレームの後に画素をリセットする修正スキームはこの飽和問題で影響を受けない。X線打撃を受けた画素からのデータは最終画素値を決定するのに使用されない；従って、X線打撃が画素を飽和させても、修正スキームは損なわれない。更に、画素が各フレームの後にリセットされるので、飽和状態は除去される。従って、後のフレームでその画素からのデータは損なわれない。しかし、各フレームの後にフォトダイオードをリセットすることは犠牲なしという訳ではない。リセット動作は測定にノイズを取り込む。シンチレーターの自然光からの電荷がリセットノイズよりはるかに大きい場合、リセットノイズは有意な問題ではない。

10

【0031】

X線露光時間は、各画素内のフォトダイオードの寸法とシンチレーターからの光量によって決定される。フォトダイオードに割り当てられる画素の部分は、フォトダイオードに加えて各画素に含まれる電気回路の量に依存する。上述された画素100及び250のような画素設計を利用するスキームは、各列ビット線の終りにアナログデジタル変換器を利用するスキームと比較して、処理電気回路のために、より多くの領域が確保されることを必要とする。従って、そのようなシステムはより大量のX線照射線量を必要とする。しかし、X線露光時間は画素の寸法を増加させることで低減できる。

20

【0032】

各画素の寸法はX線画像中の解像度によって決定される。シンチレーターによって生成された光学画像中の解像度によって決定されるある最小値より下の各画素の寸法の低減は、歯の画像の解像度における著しい改善を提供しない。解像度は、シンチレーター並びに歯とイメージセンサの間の距離によって決定される。CMOS X線センサーの場合には、最適の画素サイズは、一辺が約 $25\mu m$ 程度である。すなわち、各画素がこの寸法より小さく、画像域を満たすために画素数を増加させるような画素アレイの提供では、大してよい画像が得られない。この画素領域について、フォトダイオード領域を小さな割合で減少させても（つまり10パーセント未満）、画素信号の保全性に顕著な影響を与えない。これは、満足なX線露光レベルを維持すると共に、上述する画素100、250で示されるより複雑な画素を実施するのに必要な付加的な電気回路を収容できるシリコンの十分な領域を残す。

30

【0033】

本発明の上記実施例は、画素センサーが特定のフレーム中にX線打撃を受けた画素を識別するために単一のしきい値（ D_{max} ）を利用する。画素センサー上のX線打撃が、対応する画素センサーが、フレーム中でX線打撃を受けない場合の、最も明るい画素によって生成される信号より常に著しく大きい信号を生成する場合には、この戦略で十分である。

40

【0034】

更に、 D_{max} の切下げによって特定の画素用のデータが捨てられても、得られるX線画像は歯科の目的には充分に役立つ。X線打撃がない状態で特定の明るい画素に対して、フレーム画素値（frame pixel value）の平均で D_{max} がセットされている場合を考察しよう。フレーム画素値が平均の付近に分布するので、上述された単一の D_{max} フィルタリングアルゴリズムは、平均より上にあるフレーム画素値のすべてを切り捨てて、平均未満であるフレーム画素値のすべてが保持されるものに帰着する。保持された値の平均は、その輝度が正確な値よりある程度下にある、明るい画素に相当する。すなわち、画像画素値には誤りが含まれるが、しかし画素はまだ明るい。歯科のX線の興味ある領域が歯に関連する画像の領域であり、歯はX線を吸収することに注意すべきである。従って、関心

50

領域は画像の明るい部分ではない。したがって、画像の明るい部分の小さなエラーは重要でない。

【0035】

特定の画素用の個々のフレーム画素値のすべてが D_{max} によって捨てられる場合、問題が生じる。この場合、最終画像中の画素が白であるべきものを黒画素に変換することになる。画素のフレームカウンタが、データがすべて捨てられたことを示す 0 の値を有するので、そのような画素は容易に識別できる。そのような画素の数が少なく、画素の場所が散らばっている場合、値は近隣の画素を内挿することで近似できる。しかしながら、X線の広領域が未定義状態で残される場合、より複雑なアルゴリズムが必要である。

【0036】

原則として、この状況は画像中で各画素に対して異なる D_{max} 値をセットすることにより回避できる。そのようなスキームでは、明るい画素には、より暗い画素と比較してより高い D_{max} 値を割り当てられる。以下の議論を単純化するために、1つのフレーム期間に蓄積される特定の画素センサーからのデータは、その画素に対する画素フレーム値 (pixel frame value) と呼ぼう。図 6 を再び参照する。本発明の一実施例では、全フレームに対するデータが蓄積されるまで、制御装置 202 は各フレームのためにメモリ 203 に画素フレーム値を蓄積する。次に、制御装置 202 は、各画素が最終画像中のその画素に見合う値を有するように、選択的にフレーム画素値を平均することにより、最終画像を生成する。最終画像中で必要とされる正確度に依存して、多くの異なる平均化アルゴリズムを利用できる。以下の議論を単純化するために、データの N 個のフレームが集められ、最終画像を得るために平均されたとする。

10

【0037】

一実施例では、制御装置 202 は、各フレームで対応する画素に対する最小値を有する N - k 個のフレーム画素値の平均により、最終画像中の画素値を生成する。ここで、k は予想された X 線打撃の最大数にセットされる。従って、X 線打撃に対応するデータは、対応する画素が X 線打撃を有するフレーム中で選択的に除外される。しかしながら、そのような打撃がなかった画素では、最終画素値はいくぶんより小さな値に歪む。N と比較して k が小さい場合、帰着するエラーは小さいと予想される。

20

【0038】

別の実施例では、制御装置 202 は、さらに各画素の N - k 個の最小のフレーム画素値を平均し、この平均に関するフレーム画素値の標準偏差をまた計算する。次に、 D_{max} 値が平均値と標準偏差に基づいて各画素に対してセットする。例えば、[平均値] + 3 × [標準偏差] に D_{max} をセットする。次に、この D_{max} 値が与えられると、制御装置 202 は、該当画素について D_{max} 未満である全フレーム画素値の平均を計算し、最終画像中のその画素の画素値を得る。

30

【0039】

さらに別の実施例では、制御装置 202 は、各画素に対する個々の D_{max} 値の計算ではなく単に 2 個のプリセットされた D_{max} 値を使用する。制御装置は第 1 の D_{max} 値を使用してスタートする。第 1 の D_{max} 値は 2 個の D_{max} 値のうち小さい方である。画素に関するフレーム画素データ値がすべて、この D_{max} 値の上にある場合、制御装置は第 2 のより高い D_{max} 値に切り替える。適切な D_{max} 値を選択すると、制御装置は、当該画素についての D_{max} 未満であるフレーム画素値のすべてを平均する。

40

【0040】

上記の可変 D_{max} アルゴリズムは、容易に撮像アレイの外側にあるメモリと制御装置を利用する実施例中で実施できる。しかし、プリセットされた D_{max} 値を使用する実施例を例外として、対応するアルゴリズムは、図 8 を参照して上で述べられた形式の画素値プロセッサ中では容易に実施されない。

【0041】

ここでは図 9 を参照されたい。図 9 は本発明の別の実施例による撮像アレイの画素を示す。画素 300 は、次の点で上述された画素 250 と似ている。即ち、カウンタ 251 は

50

、あるカットオフしきい値 D_{max} 未満の個々のフレーム値の輝度の総和を蓄積し、カウンタ 252 は、 D_{max} より下の輝度が得られて、カウンタ 251 の総和に加えられるフレームの数を蓄積する。画素 300 は、アナログ保持回路 304 に蓄積される D_{max} 値を利用する。 D_{max} リセット信号が線 302 に現れ、カウンタ 252 の内容は 0 に等しいとき、この値は D_{max} 線 305 からロードされる。カウンタ 252 が 0 を有する場合、論理回路 301 は H 信号を生成する。

【 0042 】

画素 300 のような画素を利用するイメージセンサでは、カウンタリセット線は撮像プロセスの初めにアクティブ状態にされる。これはカウンタ 252 とカウンタ 251 の両方をリセットする。次に、プリセットされた D_{max} 値の中で最も小さなものが線 305 に置かれる。そして、 D_{max} リセット信号は線 302 でアクティブ状態にされるが、これにより保持回路 304 に D_{max} 値が蓄積される。次に、上述されたと類似のやり方でフレームの第 1 の数のデータが得られる。各フレームの終りに、アンプ 257 からのデータ値が D_{max} に対してテストされる。そして、データ値が D_{max} 以下であった場合に、データはデジタル化され、保存され、カウンタ 251 に蓄積された値に加算される。データ値が D_{max} 未満である場合、カウンタ 252 中の値が増加される。

10

【 0043 】

フレームの第 1 の数の終りで、より大きな D_{max} 値が線 305 に置かれ、 D_{max} リセット線がアクティブ状態にされる。データがフレームの第 1 の数に蓄積されなかった各画素では、新しい D_{max} 値が保持回路 304 に蓄積される。次に、データの蓄積は、フレームの第 2 の数に対して行われる。次に、データ集積プロセスは終了して、データが読み出される。あるいは、 D_{max} 線にさらに小さな D_{max} 値を置き、フレームの第 3 の数のために処理が繰り返される。

20

【 0044 】

この実施例では、 D_{max} を越える有効な値を有する明るい画素には、それらの画素がデータを蓄積できるように十分に高い D_{max} 値を有する。それらの画素に基づいた最終平均に関するデータは、より少数のフレームから得られる。しかしながら、ピクセル値ははるかに高いフレームデータ値を持っている。従って、最終画像中の十分な統計精度でピクセル値を提供するのにより少数のフレーム値で足りる。

【 0045 】

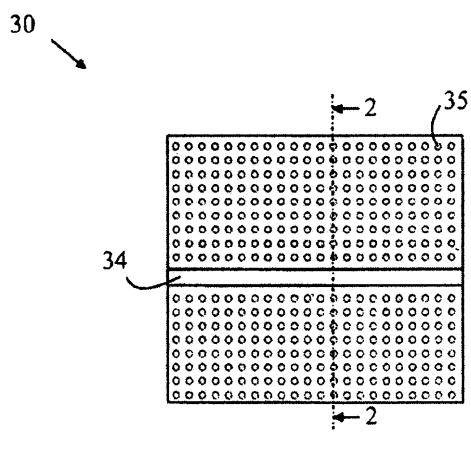
30

上に記述された本発明の実施例は、各画素上の光の入射を電荷に変換するためにフォトダイオードを利用する。しかしながら、フォトトランジスターのような光検出器の別の形式を利用できる。

【 0046 】

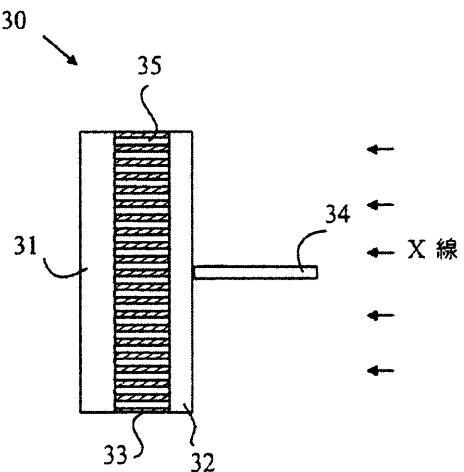
本発明への様々な修正は、前述の記述および添付の図面から当業者に明白である。従つて、本発明はもっぱら以下の請求項の適用範囲によって制限された範囲にある。

【図1】



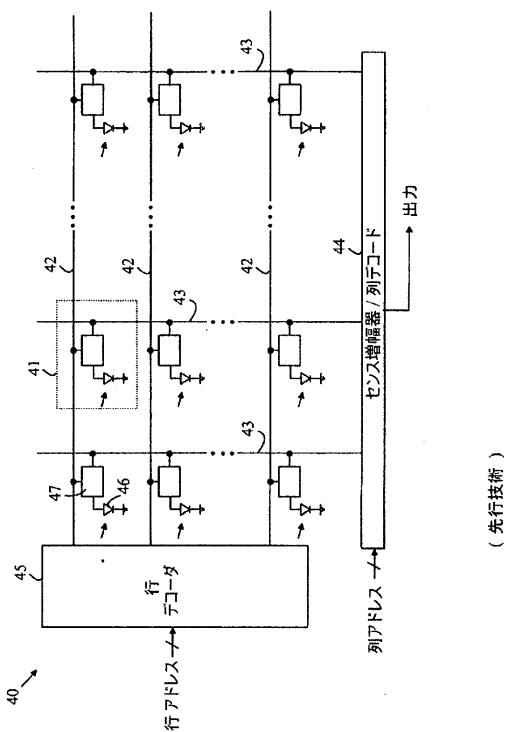
(先行技術)

【図2】



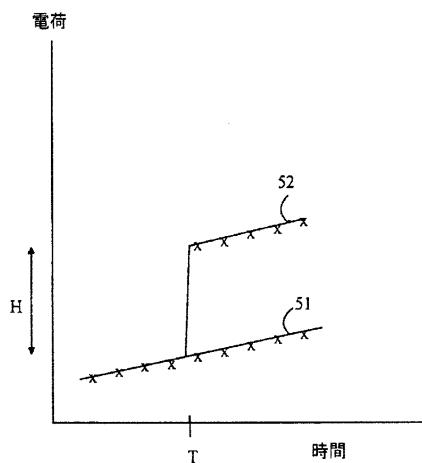
(先行技術)

【図3】

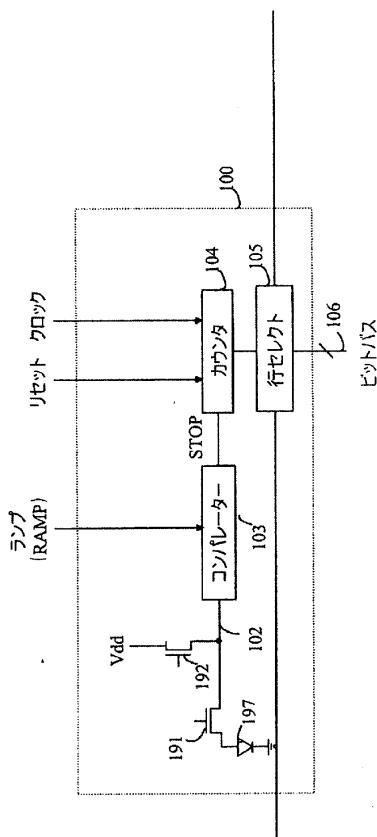


(先行技術)

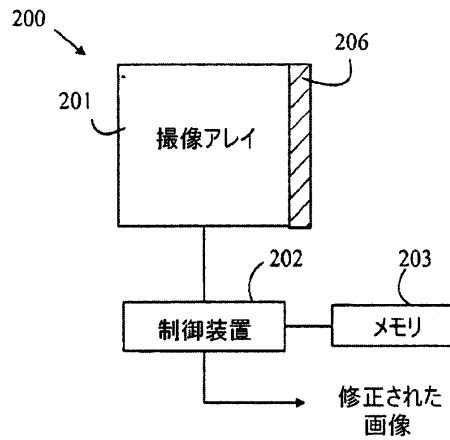
【図4】



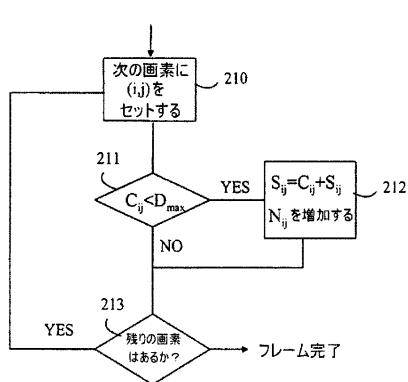
【 図 5 】



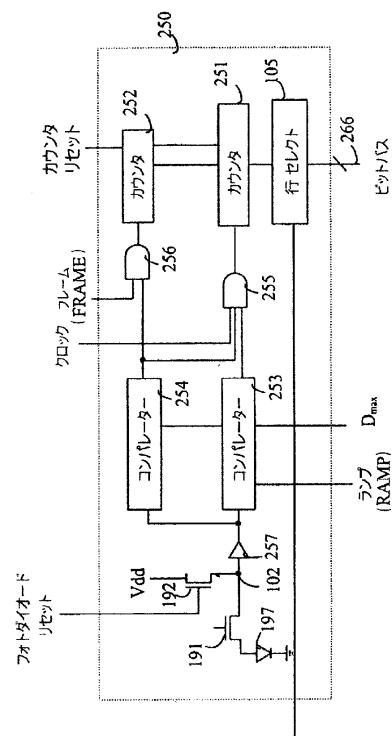
【 四 6 】



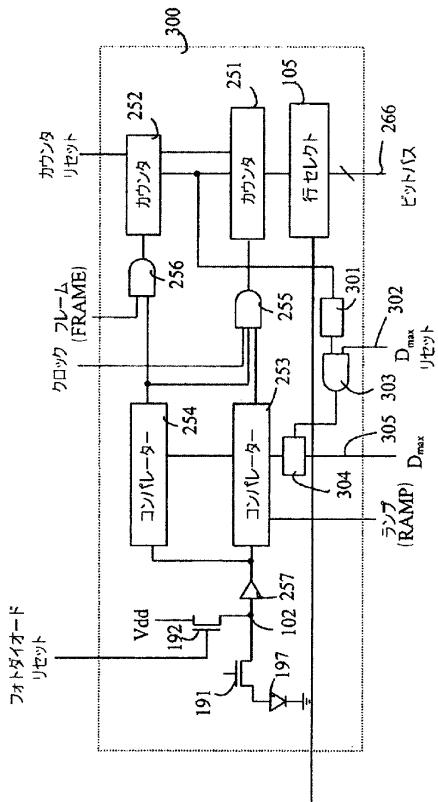
【図7】



【 四 8 】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

H 0 4 N	5/335	5 7 0
H 0 4 N	5/32	

(74)代理人 100138438

弁理士 尾首 亘聰

(74)代理人 100123892

弁理士 内藤 忠雄

(74)代理人 100131543

弁理士 常光 克明

(74)代理人 100159020

弁理士 安藤 麻子

(74)代理人 100097744

弁理士 東野 博文

(74)代理人 100161539

弁理士 武山 美子

(72)発明者 リュウ、シン・チャオ

アメリカ合衆国、カリフォルニア州、マウンテン・ビュー、2400 ウエスト・エル・カミノ・レアル ナンバー 112

(72)発明者 ファウラー、ボイド

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94086、サニーベイル、アッシュボーン・ドライブ 713

審査官 藤本 加代子

(56)参考文献 特開平06-125887 (JP, A)

特開2002-344813 (JP, A)

特開平07-072254 (JP, A)

特公平08-033922 (JP, B2)

特開2008-125835 (JP, A)

米国特許第05818900 (US, A)

特開2003-175022 (JP, A)

特開2004-165561 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T 1 / 2 0

G 0 1 T 1 / 1 7

G 0 1 T 7 / 0 0

A 6 1 B 6 / 0 0

A 6 1 B 6 / 1 4

H 0 4 N 5 / 3 2

H 0 4 N 5 / 3 5 7