

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-504004

(P2009-504004A)

(43) 公表日 平成21年1月29日(2009.1.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>H04N 5/32 (2006.01)</b>	H04N 5/32	2G088
<b>A61B 6/00 (2006.01)</b>	A61B 6/00 300S	4C093
<b>G01T 1/24 (2006.01)</b>	G01T 1/24	5C024

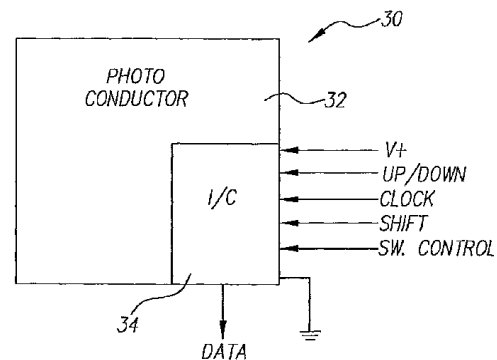
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-523927 (P2008-523927)	(71) 出願人	507224587
(86) (22) 出願日	平成18年7月14日 (2006. 7. 14)		ケアストリーム ヘルス インク
(85) 翻訳文提出日	平成20年1月28日 (2008. 1. 28)		アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/027377		ター ペローナ ストリート 150 エ
(87) 国際公開番号	W02007/015756		ムシー=01135
(87) 国際公開日	平成19年2月8日 (2007. 2. 8)	(74) 代理人	100075258
(31) 優先権主張番号	11/191, 537		弁理士 吉田 研二
(32) 優先日	平成17年7月28日 (2005. 7. 28)	(74) 代理人	100096976
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 石田 純
		(72) 発明者	デュアジャティ スリーラム
			アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
			ター シルヴァニア ドライブ 115
		(72) 発明者	ウォジシック ティモシー ジョン
			アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
			ター メルウッド ドライブ 133
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル放射線撮影での低雑音データ取り込み

## (57) 【要約】

低雑音のデジタル放射線撮影画像取り込みシステムは、画像取り込みパネル上にピクセルサイトの二次元配列を採用し、各サイトがアナログ/デジタル変換器を持つことで、画像形成放射によって生成されたアナログ電荷値を、直接そのサイトで、対応するデジタルデータにデジタル化した後で、次のデジタルデータ処理エレクトロニクスへの読み取りを行うことによって、アナログ情報の高周波読み取りに関連する雑音とクロストークの問題を回避する。ピクセルサイトへの集積回路の挿入に伴う占有率の問題は、ピクセルサイトを支持する側と反対側の基板に A/D 変換器を配設することで最小限に抑えられる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

離散 X 線ピクセルサイトの二次元配列であって、各ピクセルサイトが、(a) 当該ピクセルサイト上の X 線フルエンスに比例した電荷を蓄積する電荷蓄積要素と、(b) 蓄積電荷 / 時間変換回路を有するアナログ / デジタル変換器を含む回路手段と、を含むことで、前記蓄積要素上の X 線フルエンスに比例した電荷を、対応するデジタルデータ値に変換する、離散 X 線検出ピクセルサイトの二次元配列と、

ピクセルサイトの配列上の X 線フルエンスの二次元画像を表す順序付きデータマトリクスに前記デジタルデータを配列して、前記各ピクセルサイトからデータ記憶媒体に前記デジタルデータを送信する読み出しエレクトロニクスと、

を含む、デジタル放射線撮影に用いる、低雑音の電子データ取り込みと読み出しを行うシステム。

**【請求項 2】**

前記蓄積要素はコンデンサであり、

前記蓄積電荷 / 時間変換回路は、コンデンサ放電回路と、比較回路とを含み、

前記コンデンサ放電回路は、制御固体スイッチと、定電流源とを含み、

前記制御固体スイッチは、開状態において、前記システムから前記蓄積コンデンサを分離するように機能し、

前記定電流源は、前記制御固体スイッチが閉じられた際に、制御速度で前記蓄積コンデンサを放電させるように機能し、

前記比較回路は、前記コンデンサの放電終了時刻を表す信号を出力する、

請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記アナログ / デジタル回路は、N ビットカウンタを含み、

前記比較回路は、前記放電回路と基準電圧源に連結された入力部を備えると共に、前記 N ビットカウンタに連結された出力部を備え、前記カウンタにイネーブル信号を伝達して、前記蓄積要素が前記基準レベルまで放電されている間、前記カウンタに計数を実行させ、前記放電終了時刻に前記カウンタにディスエーブル信号を伝達して、前記蓄積要素の蓄積レベルが前記基準レベルに達した時点で、前記カウンタの計数を禁止する、

請求項 2 に記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記 N ビットデジタルカウンタは、アップダウンカウンタであると共に、アップダウン制御信号入力部を有する、請求項 3 に記載のシステム。

**【請求項 5】**

(a) 基板と、

(b) 各ピクセルサイトが、第 1 階層と、前記基板の反対側に形成される第 2 階層と、を含む、離散 X 線検出ピクセルサイトの二次元配列と、を含み、

前記第 1 階層は、(i) X 線感応取り込み媒体と、(ii) 前記ピクセルサイトの X 線フルエンスに比例した電荷を取り込み媒体に蓄積する電荷蓄積要素と、(iii) 蓄積電荷 / 時間変換回路を有する集積回路手段と、を含み、

前記第 2 階層は、前記基板を介して、アナログ / デジタル変換器と、前記変換器と前記電荷 / 時間変換回路とを基板を介して接続する信号結合手段と、を含むと共に、前記蓄積要素上の X 線フルエンスに比例した電荷を、対応するデジタルデータ値に変換し、

更に、

(c) 前記ピクセルサイトの配列上の X 線フルエンスの二次元画像を表す順序付きデータマトリクスに前記デジタルデータを配列して、前記各ピクセルサイトからデータ記憶媒体に前記デジタルデータを送信する読み出しエレクトロニクスを含む、デジタル放射線撮影に用いる、低雑音の電子データ取り込みと読み出しを行うシステム。

**【請求項 6】**

前記結合手段は、前記電荷 / 時間変換回路と、前記アナログ / デジタル変換回路の間の

容量結合を含む、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記結合手段は、前記電荷 / 時間変換回路に連結された、前記第 1 階層内の第 1 コイルと、前記アナログ / デジタル変換器に連結された、前記第 2 階層内の第 2 コイルと、を含み、前記第 1 コイルおよび前記第 2 コイルは前記基板を介して誘導的に結合される、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記結合手段は、前記コイルにそれぞれ連結され、前記コイル間の同調結合周波数を、隣接するピクセルサイトの同調結合周波数とは異なる同調結合周波数に設定する同調コンデンサを含む、請求項 7 に記載のシステム。

10

【請求項 9】

前記結合手段は、前記電荷 / 時間変換回路に結合された、前記第 1 階層内の無線周波回路および送信アンテナと、前記アナログ / デジタル変換器に連結された、前記第 2 階層内の第 2 無線周波数回路および受信アンテナと、を含み、前記電荷 / 時間変換回路は、前記アンテナ間の無線周波送受信によって基板を介して結合される、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記カウンタは、可変周波数クロック制御部を有し、

前記可変周波数クロック制御部は、人間の視覚系による知覚に対応した表示またはハードコピー出力を行うために、前記カウンタの周波数を変化させて、出力データに所定の変換を適用する、請求項 3 に記載のシステム。

20

【請求項 11】

それぞれが電子蓄積要素と、蓄積電荷 / 時間変換回路と、アナログ / デジタル変換器とを含む複数のピクセルサイトが設けられた、低雑音のデジタル放射線撮影システム用の画像形成パネルを駆動して、前記パネル上のピクセルサイト内の暗電流値を補正する方法であって、

患者への X 線の照射に先立つ暗電流キャリブレーション期間において、

(a) 暗電流が生成する電荷を前記蓄積要素に蓄積するステップと、

(b) 前記暗電流の電荷を第 1 の時間値に変換するステップと、

(c) 前記ピクセルサイトにおいて、前記第 1 の時間値を暗電流デジタル値に変換するステップと、

30

(d) 前記暗電流デジタル値を蓄積するステップと、を含み、

患者への X 線照射後の期間において、

(e) 前記ピクセルサイトにおける、暗電流電荷と、衝突する X 線によって生成される電荷との組み合わせを表す、蓄積要素の累積電荷を生成するステップと、

(f) 前記累積電荷を第 2 の時間値に変換するステップと、

(g) 前記ピクセルサイトにおいて、前記第 2 の時間値を累積デジタル値に変換するステップと、

(h) 蓄積された前記暗電流デジタル値と、前記累積デジタル値とを組み合わせ、患者への X 線照射から生成された衝突する X 線を表す残余デジタル値を生成するステップと

40

を含む方法。

【請求項 12】

前記アナログ / デジタル変換器は、アップダウンカウンタを含み、

ステップ (c) において、前記第 1 の時間値は、加算方向と減算方向のいずれか一方のカウンタ動作によって変換され、

ステップ (d) において、前記デジタル値は、1 つの極性を持つデジタル値として前記カウンタ内に保存され、

ステップ (g) において、前記第 2 の時間値は、ステップ (d) で保存された、極性を持つデジタル値から開始される加算方向と減算方向の他方のカウンタ動作によって変換さ

50

れることで、

ステップ (g) の最後において、前記カウンタの前記累積デジタル値が、ステップ (h) の残余値と等しくなるようにする、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

ステップ (h) におけるデジタル値の組み合わせは、前記ピクセルサイト外部のデジタルデータ処理回路において実行される、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

人間の視覚系による知覚に対応した表示またはハードコピー出力を行うために、カウンタ周波数を変化させて、デジタル出力データに所定の変換を導入する、請求項 12 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、デジタル画像放射線撮影の分野に関し、特に、画像データの取り込みのための低雑音エレクトロニクスを用いた X 線撮影画像形成スクリーンに関する。

【背景技術】

【0002】

デジタル放射線撮影は、放射線照射を捕えて被写体の体内特徴の画像を生成および保存する写真フィルム層に依拠した、写真ベースの画像形成技術に代わる技術として急速に受け入れられている。デジタル放射線撮影では、放射線感応層に取り込まれた放射線画像露光はピクセルごとに電子画像データに変換される。この電子画像データは、後の読み出しと、適切な電子画像表示装置への表示に対応するためにメモリバンクに保存される。デジタル放射線撮影を成功に導いた原動力の一つは、放射線専門医による分析と診断のために、1 つ以上の遠隔地にデータネットワークを介して迅速に保存データを通信できる能力であり、この能力により、郵便または宅配業者を通じて物理的フィルムを配送することに起因する遅延を被ることなく、遠隔地にいる放射線専門医と連絡をとれるようになる。

【0003】

デジタル放射線撮影技術における最も重要な点は、高解像度の電子画像データを作成する必要性であり、その解像度は、少なくとも写真ベースの対応物よりも高い解像度であることが好ましい。処理すべき画像データの量と、所定の時間枠内で必要なデータ処理を完了するために画像データ量に応じて必要となる信号処理回路の周波数帯域幅とは、各ピクセルのサイズと、ピクセル配列のサイズと、検出すべきピクセル照射量の最大範囲と、各ピクセルの検出可能な照射密度勾配等の要因に基づく幅広い問題である。

【0004】

図 1 ~ 図 3 に、従来のデジタル放射線撮影システム 10 を示す。このデジタル放射線撮影システム 10 は、デジタル放射線撮影パネル 12 を含み、デジタル放射線撮影パネル 12 は、衝突する放射線、例えば、X 線に反応して電子を生成する放射線検知層 14 が形成された基板を有する。X 線という用語は、本明細書および添付の請求項全体を通して便宜上用いるものである。ただし、本発明は、他の形式の放射線を採用するデジタル放射線写真撮影にも有用であることは理解されるであろう。したがって、ここに記載する X 線の用語は、前述したような他の形式の放射線を包含するものと解釈されたい。放射線によって生成された電子はコンデンサ 16 によって取り込まれる。コンデンサ 16 は、基板 15 の上で縦横に配列されており、その配列によって個別のピクセルサイト 17 が規定される。被写体の露光後、コンデンサは、導体 19 と固体スイッチ 20 を介して、切り替え制御回路 18 によって一度に一つずつアドレス指定されて、読み出しライン 22 から外部電子回路 24 に各電荷値を伝送する。外部電子回路 24 は、前置増幅器とアナログ - デジタル (A/D) 変換器を含み、前述の電荷値を電圧値に変換し、次いでデジタル数値データ、通常はピクセル当たり 14 ビットのデジタル数値データに変換する。デジタル化された後、前記データは、適切なデジタル画像処理回路 25 に転送され、更に画像表示装置 26 に印加されて表示される。このデータは、データ記憶装置 28 に保存されても、あるいはリモ

10

20

30

40

50

ートサイトで表示するためにそのリモートサイトと通信するネットワーク 29 へ送信されてもよく、また、この保存と送信はその両方が行われてもよい。

【0005】

数百万に及ぶピクセル電荷値の読み取りは、高帯域幅のアナログエレクトロニクスを利用することを必然的に伴い、この読み取りによって個別のピクセル値は、隣接するピクセルからのクロストークの作用を受けることにもなる。既に説明したように、高帯域幅のアナログエレクトロニクスは、アナログ信号内の雑音を増大させる。また、クロストークは各ピクセル値を汚染する働きをする。

【0006】

したがって、アナログ信号の読み取りを利用する既存のパネルシステムに関連する問題を回避するようなデジタル放射線撮影パネルシステムが求められている。本発明はこの要望に応えるものである。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

したがって、本発明によれば、デジタル放射線撮影に対応した、低雑音の電子データ取り込みと読み出しを行う斬新なシステムが提供される。本システムは、離散的なX線検出ピクセルサイトの二次元配列を含み、この二次元配列において、各ピクセルサイトは、当該ピクセルサイト上のX線フルエンスに比例した電荷値を蓄積する電荷蓄積要素を有する。ピクセルサイトは、更に、電荷/時間変換回路と、アナログ/デジタル変換回路とを有する集積回路手段を含む。電荷/時間変換回路は、蓄積された電荷値を変換して、その蓄積された電荷値を表す時間値として形成し、アナログ/デジタル変換回路は、ピクサイトにおいて、対応するデジタルデータに前記時間値を変換する。このデジタルデータは、前述の蓄積された電荷値を表す。本システムは、更に、各ピクセルサイトからデータ記憶媒体にデジタルデータを送信する読み出しエレクトロニクスを含み、この読み出しエレクトロニクスにおいて、前記デジタルデータは、ピクセルサイトの配列上で取り込まれたX線フルエンスの二次元画像を表す順序付きデータマトリクスで送信される。

【0008】

本発明の実施形態の変形例において、本システムは、患者の照射画像の取り込みに先立ち、キャリブレーションモードで駆動される。このモードにおいて、ピクセル配列内の固有暗電流の存在は、キャリブレーションモードの実行中に、電荷-時間-デジタル処理を用いて各ピクセルサイト内の暗電流を測定することで補正される。その結果得られる暗電流関連のデータは、次に、患者の画像の露光データを後で調整するために、メモリ内の記憶装置に読み込まれてもよい。代替の実施形態では、アナログ/デジタル変換器にアップダウンカウンタを設ける。ダウンカウントモードでの前記カウンタの動作によって、暗電流に誘導された電荷値を負のデータ値に変換でき、この負のデータ値は各カウンタ内で保持される。患者の画像がパネル上に露光される際に、前記カウンタはアップカウントモードで動作するため、暗電流カウンタは、結果的に得られる正味の画像カウンタ値から自動的に補正される。同様に、フィールド平坦化キャリブレーションは、フィールド平坦化キャリブレーション実行時にデータ値への変換を行うような既知の電荷値までピクセルコンデンサを事前充電することによって、あるいは、フィールド平坦化データを生成する一連の均一なX線照射フィールドによって実現されてよい。次に、このデータは、本発明の斬新なパネルシステムから生成された患者の画像データの補正に利用するため、読み出されて保存されてよい。

【0009】

本発明の重要な利点は、ピクセル配列からデジタルデータのみを読み出すことである。個別のピクセル値は数百ミリ秒という時間長さでデジタル化できるため、従来のデジタル放射線撮影パネルシステムにおけるアナログ値の直接読み出しに伴う雑音およびクロストーク汚染の問題が回避される。

【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 0 】

ここで、図 4 と図 5 を参照した説明に移る。ピクセルサイト 3 0 は、光導電体 3 2 と集積回路 3 4 とを含み、本発明に係るデジタル放射線撮影パネルで用いられる離散ピクセルサイトの二次元配列の 1 つを表している。このピクセルサイトは、電荷蓄積要素、例えばコンデンサ 3 6 と、A / D 変換回路 3 8 とを含み、A / D 変換回路 3 8 は、コンデンサ放電回路 4 0 と、比較回路 4 6 と、N ビットカウンタ 4 8 とを含む。図示した特定のピクセルサイトは、直接放射線撮影システムで利用されることが知られており、本実施形態では便宜上この直接放射線撮影システムを用いて説明する。間接放射線撮影システム、またはピクセル上の電荷によって X 線フルエンスを表現する任意の放射線撮影システムであっても本発明を実施できることは、当業者であれば理解されるであろう。前述の放電回路は、  
10 制御電界効果トランジスタ ( F E T ) スイッチ 4 2 と定電流源 4 4 とを含む。比較回路 4 6 は、基準電源、例えばグラウンドに連結された第 1 入力端子 5 0 と、コンデンサ放電回路 4 0 に連結された第 2 入力端子 5 2 とを有する。比較回路 4 6 の出力は、入力端子 5 2 のレベルが入力端子 5 0 のレベルを超える場合に H i g h にアサートされ、端子 5 2 のレベルが端子 5 0 のレベルと同一であるかまたは低い場合に、L o w にアサートされる。比較回路 4 6 の出力は、カウンタ 4 8 の計数制御入力部に印加されるイネーブル / ディスエーブル信号として機能する。カウンタ 4 8 への入力は、比較回路 4 6 からの入力と、電源 V + と、クロック信号と、アップ / ダウン制御信号と、シフト制御信号と、を含む。比較回路 4 6 を備えるコンデンサ放電回路 4 0 の構成は、コンデンサの電荷電圧を時間値に変換する機能を持つ周知のウィルキンソン回路を形成することは、当業者であれば理解され  
20 るであろう。

## 【 0 0 1 1 】

デジタル放射線撮影システムでは既に知られているが、デジタル画像処理装置 2 5 ( 図 1 ) に、線形出力データを非線形データに変換する変換処理を採用して、人間の視覚系に対応した表示およびハードコピー出力を行う。本発明において、このような変換処理は、カウンタの周波数を適宜変化させる可変周波数クロック制御を用いた A / D 変換において、直接的に、好適に実施されてよい。

## 【 0 0 1 2 】

図 6 は、放射線撮影パネル 1 2 ' を示す線図である。この放射線撮影パネル 1 2 ' において、カウンタ 4 8 は、一例として、4 0 0 0 × 4 0 0 0 配列のピクセルサイトを採用して構成される。本発明は他の配列においても効果的に利用でき、また、特定の配列構成は設計上の選択の問題であることは理解されるであろう。前述のカウンタは、デジタルデータカウンタとして機能すると共に、垂直列に整列されたシフトレジスタとして機能して、各ピクセルサイトで生成されたデータを列毎に順次読み取る。読み取られたデータは、特定用途向け集積回路 ( A S I C ) 6 0 に送られる。この A S I C は、読み出し効率を考慮して、各 A S I C がそれぞれ 2 5 6 列を処理する合計 1 6 個の A S I C で構成される。機能において、A S I C は、カウンタからのデータを順序付きデータマトリクスに配列するように設計されたもので、この順序付きデータマトリクスは、パネル 1 2 ' におけるピクセルサイト配列上の X 線フルエンスの二次元画像に対応する。A S I C からのデータは、次に、画像表示、ネットワーク通信、および長期保管というような後の利用に対応するため、周知の方法で R A M ユニット 6 2 に送られて保存される。  
30  
40

## 【 0 0 1 3 】

動作について、図 5 と、図 6 a ~ 6 d を同時に参照しながら説明する。パネル 1 2 ' に X 線が照射されると、光導電体 3 2 上の X 線フルエンスによって、ピクセルサイト上の X 線フルエンスの量に比例した電子が生成され、コンデンサ 3 6 に電子電荷値として保存される。時刻  $t_0$  において電荷値の読み出しが開始されると ( 図 6 a )、印加された切り替え制御信号が H i g h にアサートされて ( 図 6 b )、F E T スイッチ 4 2 を電子的に閉じると共に、定電流源 4 4 が制御速度でコンデンサ 3 6 を放電させる。下記の説明において、基準端子 5 0 はグラウンド電位にあるものとする。コンデンサ 3 6 の電圧が端子 5 0 の基準レベルよりも上であれば、比較回路 4 6 の出力レベルは H i g h のままである ( 図 6 c  
50

)。このHigh状態は、カウンタ48を有効化して、カウンタへのクロックパルスの供給時に計数を実行させる。時刻 $t_1$ において、コンデンサ36の電圧が完全に放電されて端子50の基準レベルになると、比較回路46の出力はLowになり、カウンタ48の計数を無効化または停止させる。これにより、コンデンサの電荷値 $V_s$ は、時間値 $t_1 - t_0$ に変換され、更に、カウンタ48によってデジタルカウント値 $C_s$ に変換される。

#### 【0014】

固有暗電流値に対する放射線撮影システムのキャリブレーションは、配列内のピクセル毎に異なるものであるが、図7a~7dを参照しながら後述するように、本システムの動作において容易に達成される。ここで、カウンタはゼロカウントに初期化され、コンデンサも同様にゼロの電荷値に初期化されるものとする。初期化を行ってX線源をオフに切り替えた後、コンデンサ36において、蓄積された正電荷 $V_D$ (図7a)が暗電流によって増大する。キャリブレーションの開始時である時刻 $t_0$ においてFETスイッチ42が閉じられると、コンデンサの正電荷により、比較回路46がカウンタ48へのイネーブル信号をアサートする(図7c)。また、アップ/ダウン信号もLowに設定される(図7d)ため、クロックパルスがカウンタに印加されると同時に、カウンタがカウントダウンする。時刻 $t_D$ に、コンデンサが端子50の基準レベルまで放電されると、比較回路46の出力がLowになり、カウンタ48は、ピクセル内の暗電流に起因する電荷値を表す $-C_D$ のカウント値で停止する(図7e)。このカウント値は、患者にX線が照射されるまでカウンタ48に保存されたまま残る。時刻 $t_1$ において、コンデンサの電荷値は、キャリブレーションと患者の照射線量の読み出しの間で繰り返し発生する暗電流の値の合計値に、患者のX線暴露によって生じるX線フルエンスに由来する電荷値 $V_s$ を加えた値になる。ただし、カウンタは、 $-C_D$ のキャリブレーション値から始まるため、コンデンサ36が完全に放電されてカウンタ48が停止する時刻 $t_2$ に残っている正味カウントは、患者への照射によって生じるX線フルエンスを表す所望のカウント値 $C_s$ である。このように、単純な技法で暗電流キャリブレーションが可能になる。前述のシステムで、正のカウント値のみを計数するカウンタを用いる他のキャリブレーションを適用してもよい。この技法では、患者にX線を照射する前に、正の暗電流キャリブレーション値を読み出してメモリに保存し、後に、この保存されたキャリブレーション値を利用して、患者の読み取りカウント値をデジタルデータ後処理で補正する。もちろん、前述した負のカウント値も、同様に読み出して、デジタル後処理のために保存することができる。後から説明した2つの技法では、いずれも、X線源をオンにして患者への照射を行う前に、カウンタをゼロにリセットする。前述したようにカウンタの周波数を変えることでデータ変換処理を適用する場合、この周波数変更は、通常、キャリブレーション段階に続く出力データの生成中のみ行われることは理解されるであろう。

#### 【0015】

電流源の変動のような構成要素の変動に起因するピクセルごとのばらつきは、外部の電源から各ピクセルコンデンサ36を周知の電荷に帯電させ、その後で、前述した処理のうちの1つに従って生成される電荷値を読み取ることで補正できる。このカウント値は、ピクセル単位でメモリ内に保存されて、システム内の構成要素の変動を補正する際に利用される。これに変わる方法では、本システムはX線源を利用して露光できるため、複数の異なる平坦フィールドがデジタル化される。そこで、このデジタル値を利用して、前述のばらつきをデジタルで補正する。

#### 【0016】

再び図4を参照して、集積回路34が、ピクセルサイト30の一部の領域を占有していることを確認されたい。もちろん、集積回路領域によって形成される占有率を最小限に抑えることが望ましい。図9と図10に示す本発明の代替実施形態において、占有率を抑制するという目的は、階層化ピクセルサイト70を用いることで達成される。この階層化ピクセルサイト70において、光導電体32と、コンデンサ36と、変形集積回路64とは、基板74の片側に形成された第1階層72に配置される。変形集積回路64は、放電回路40と比較回路46とを含む。カウンタ回路40は、基板74の反対側に位置する集積

10

20

30

40

50

回路材料の第２階層７６に移動される。この配置では、カウンタ回路に関連する集積回路の大部分が基板の裏側に移されているため、ピクセルサイトの光導電体部分の占有率は大幅に削減される。

【００１７】

比較回路４６の出力からカウンタ４８の入力にイネーブル／ディスエーブル信号を伝達する手段を提供する必要がある。この伝達はいくつかの異なる方法で実現できる。このため、集積回路６４の一部と集積回路層７６のセグメント６６とを、イネーブル／ディスエーブル信号の伝達に利用する。図９の実施形態において、イネーブル状態とディスエーブル状態の間の正と負の遷移は、容量結合部７８によって、コンデンサプレート７９ａと７９ｂに挟まれた基板７４を介して正と負のパルスとして伝達される。この両極のパルスは、カウンタ４８への印加の前段でピーク検出器８６によって検出される。図１０の実施形態において、イネーブル／ディスエーブル遷移は、基板７４の反対側の集積回路に形成されたコイル８０ａとコイル８０ｂの間の誘導結合によって伝達される。次に、これらのパルスはピーク検出器８９によって検出されて、カウンタ４８に印加される。本実施形態の特に好ましい形式において、前記誘導結合は、追加のコンデンサ８２ａ，８２ｂを利用することで、異なる結合周波数に同調する。これにより、隣接するピクセルサイトを異なる結合周波数に同調させることができ、隣接するピクセル間のクロストークを最小限に抑えられる。図１１に示す更に他の実施形態において、比較回路出力とカウンタの間の結合は、比較回路出力側のＲＦ回路８８とＲＦアンテナ９０ａから、カウンタ４８入力側の受信アンテナ９０ｂとピーク検出器９２への通信によって実現される。

10

20

【００１８】

本発明について、特定の好ましい実施形態を参照しながら詳細に説明したが、各種の変更および修正も、本発明の精神および範囲内において有効であることは理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】従来のデジタル放射線撮影システムを示す図である。

【図２】図１のシステムについての従来のピクセルサイトを示す側面図である。

【図３】図１のシステムのピクセルサイト配列の一部を示す図である。

【図４】本発明に係るデジタル放射線撮影パネルのピクセルサイトを示す図である。

30

【図５】図４のピクセルサイトの集積回路部分を示す概略回路図である。

【図６】本発明のデジタル放射線撮影パネルを示す図である。

【図７Ａ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図７Ｂ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図７Ｃ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図７Ｄ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

40

【図８Ａ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図８Ｂ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図８Ｃ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図８Ｄ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

【図８Ｅ】本発明のデジタル放射線撮影システムの動作を説明するためのタイミング図である。

50



【図 9】本発明の代替実施形態に対応したピクセルサイトを示す側面図である。

【図 10】図 9 のピクセルサイトの分解図である。

【図 11】図 9 のピクセルサイトについての信号結合方式の代替実施形態を示す簡略回路図である。

【図 12】図 9 のピクセルサイトについての信号結合方式の代替実施形態を示す簡略回路図である。

【図 13】図 9 のピクセルサイトについての信号結合方式の代替実施形態を示す簡略回路図である。

【符号の説明】

【0020】

10

10 従来のデジタル放射線撮影システム

12 デジタル放射線撮影パネル

14 放射線撮影センサ

16 コンデンサ

17 ピクセルサイト

18 切り替え制御回路

19 導電体

20 固体スイッチ

22 読み出しライン

30 ピクセルサイト

20

32 光導電体

34 集積回路

36 コンデンサ

38 A / D 変換器

40 コンデンサ放電回路

42 FET スイッチ

44 定電流源

46 比較回路

48 Nビットカウンタ

50 基準入力端子

30

52 放電回路出力端子

60 ASIC

62 RAM ユニット

70 階層化ピクセルサイト

72 第 1 階層

74 基板

76 第 2 階層

78 容量結合

79 a, b コンデンサプレート

80 a, b コイル

40

82 a, b 同調コンデンサ

86 ピーク検出器

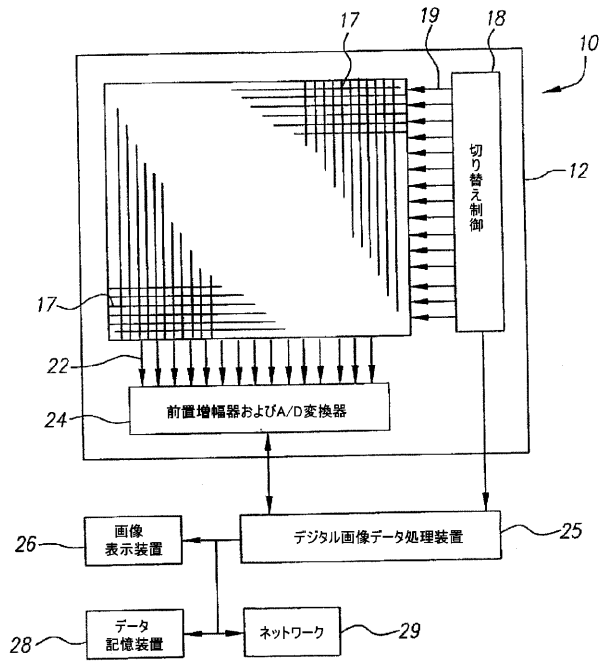
88 RF 回路

89 ピーク検出器

90 a, b RF アンテナ

92 ピーク検出器

【図 1】



【図 2】

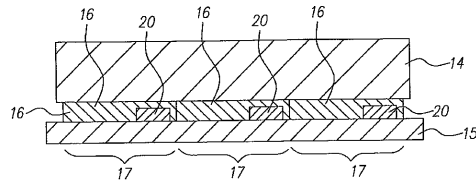
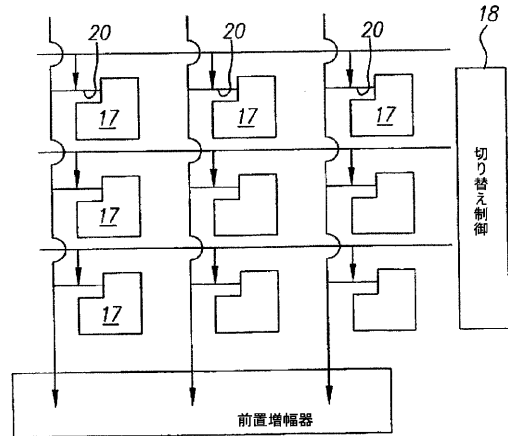
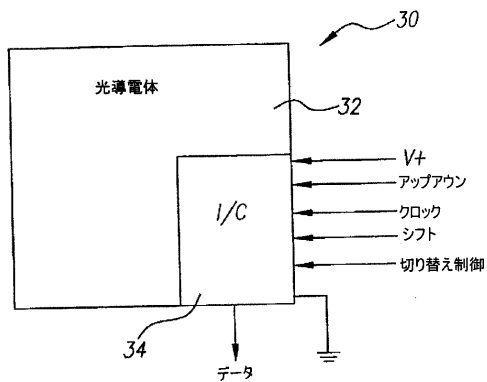


FIG. 2

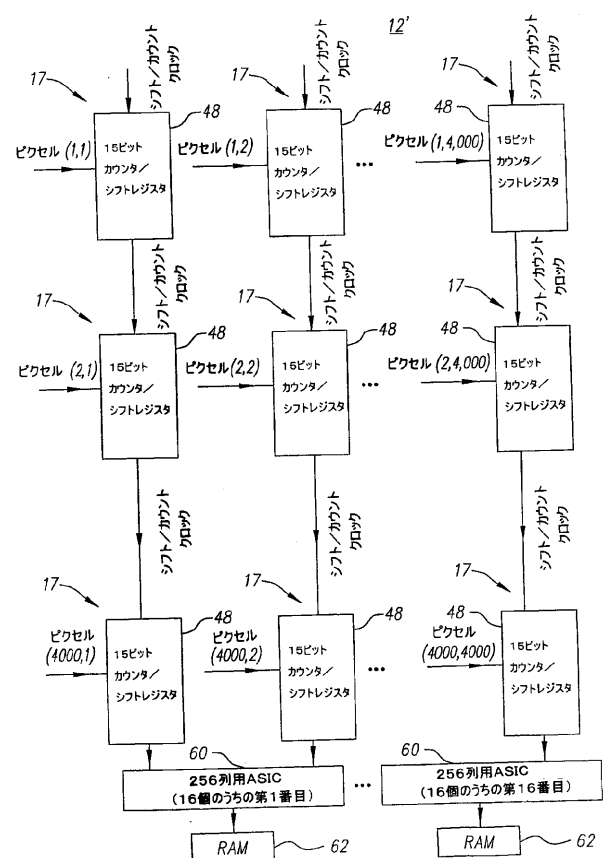
【図 3】



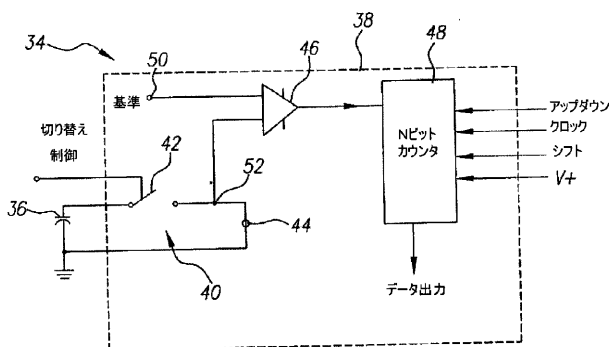
【図 4】



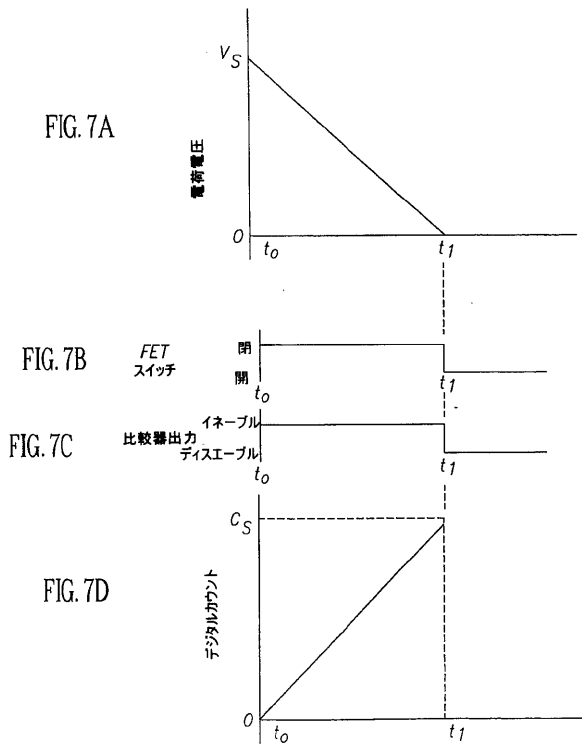
【図 6】



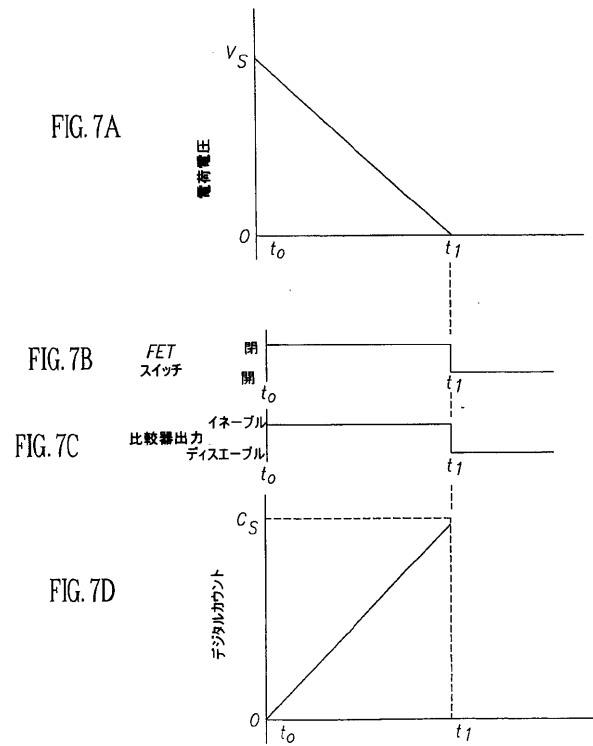
【図 5】



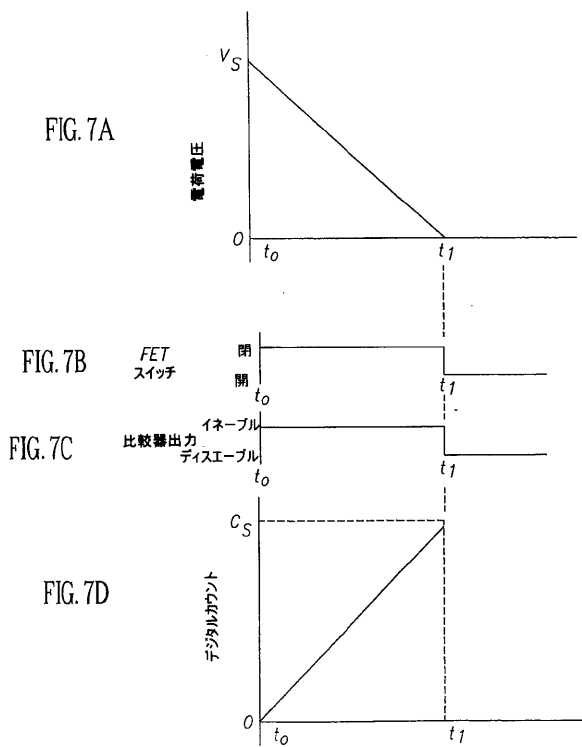
【図 7 A】



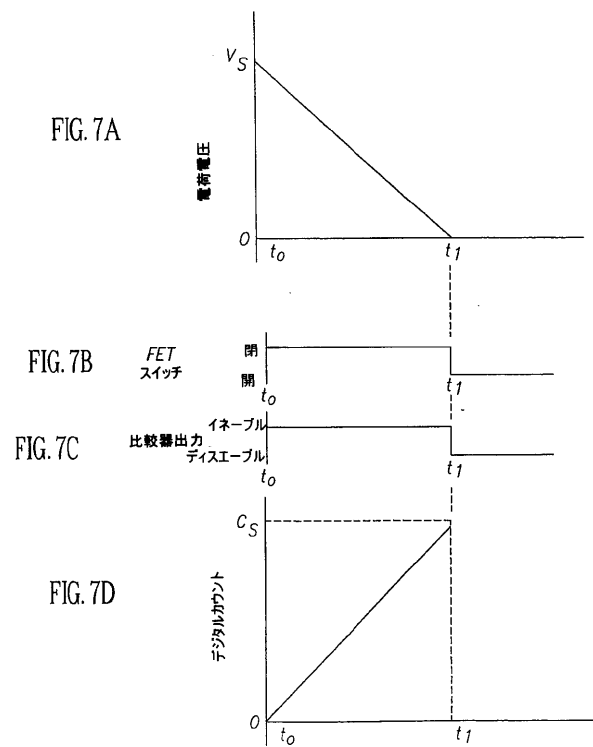
【図 7 B】



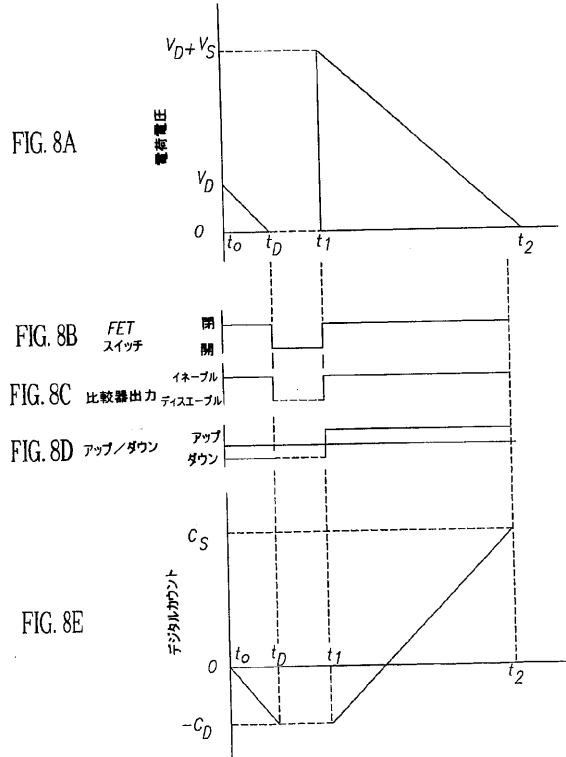
【図 7 C】



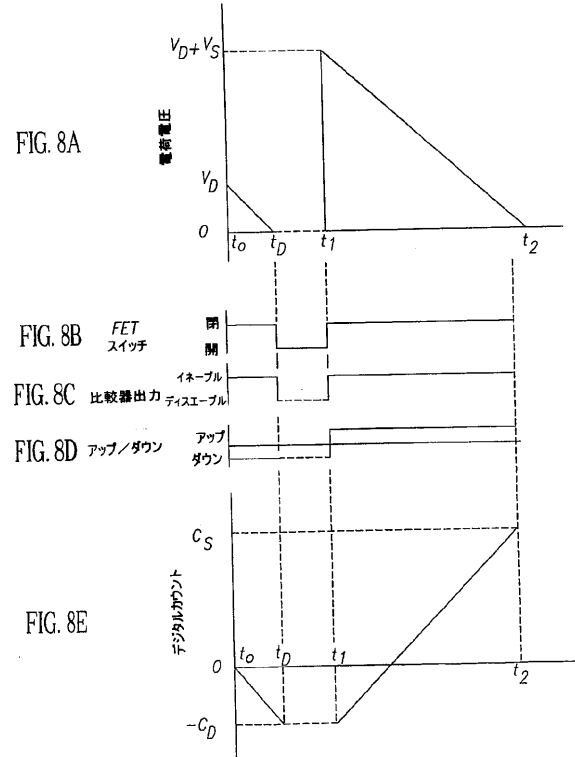
【図 7 D】



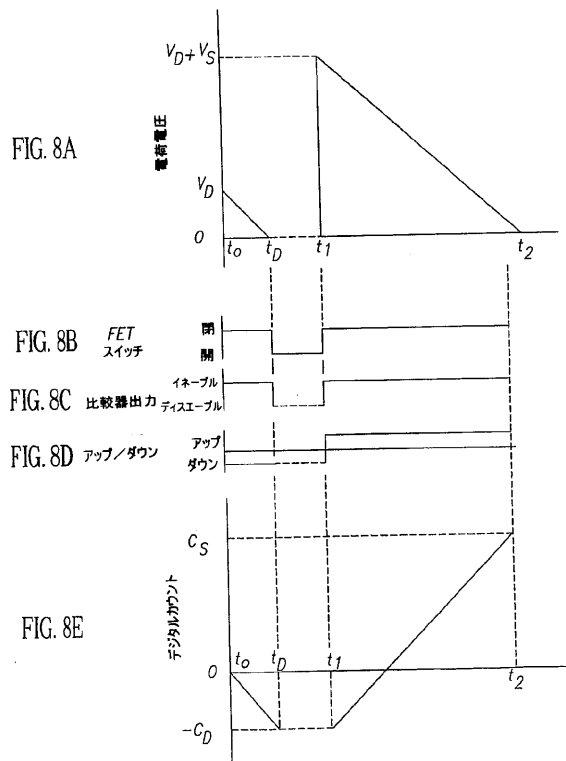
【図 8 A】



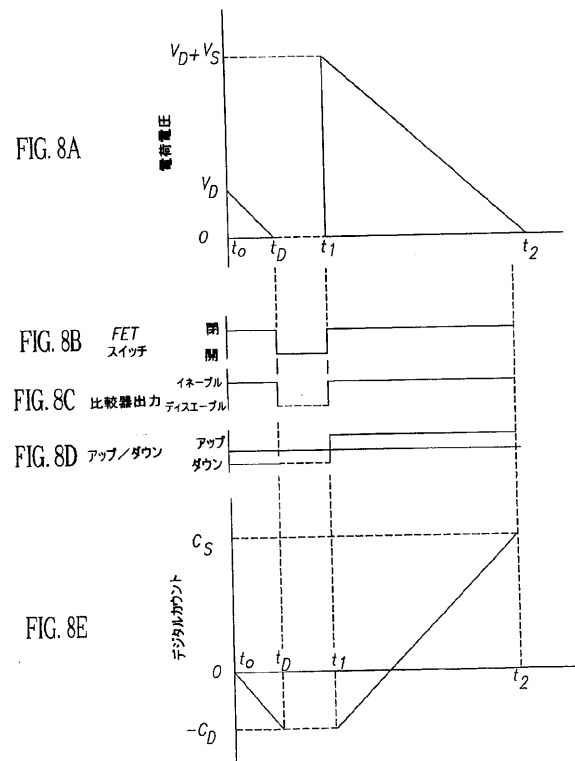
【図 8 B】



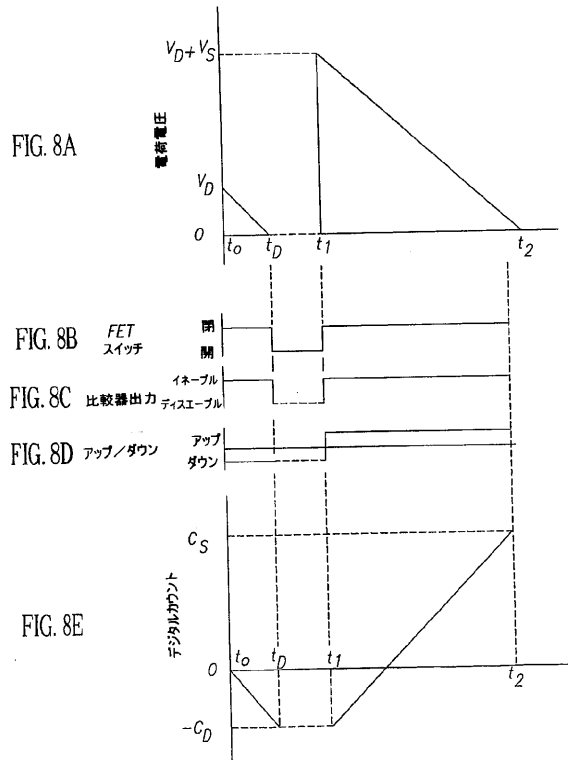
【図 8 C】



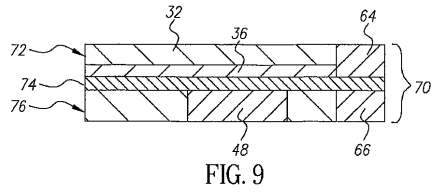
【図 8 D】



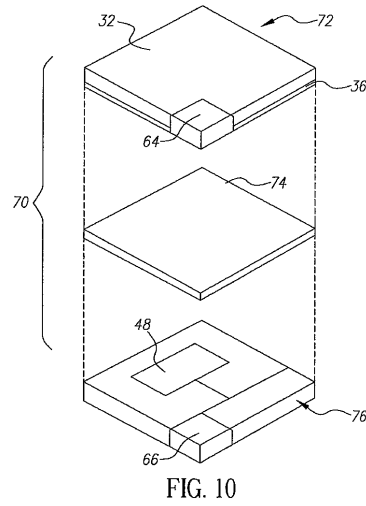
【図 8 E】



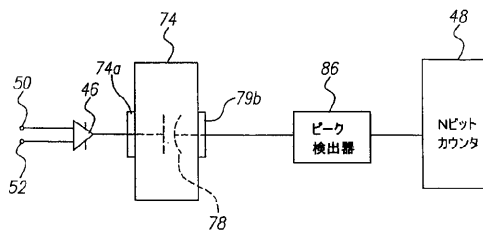
【図 9】



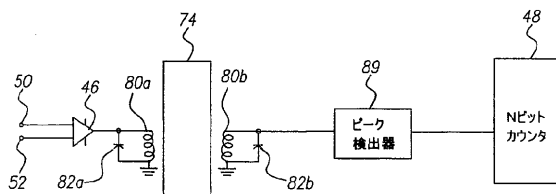
【図 10】



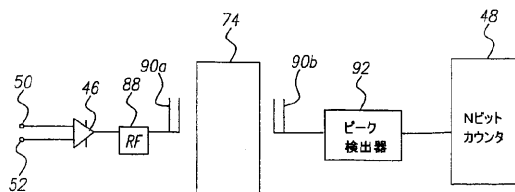
【図 11】



【図 12】



【図 13】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2006/027377

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G01T1/17 G01T1/24

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01T H01L A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 101 40 863 A1 (SIEMENS AG [DE]) 13 March 2003 (2003-03-13)	1-4,10
A	column 1, line 3 - line 8 column 2, line 35 - line 56 figures 1,2	5
A	----- WO 2004/071299 A (SIEMENS AG [DE]; HEISMANN BJOERN [DE]; VON DER HAAR THOMAS [DE]) 26 August 2004 (2004-08-26) figures page 3, line 17	1,5
A	----- WO 01/69284 A (PLANMED OY [FI]; STROEMMER PEKKA [FI]) 20 September 2001 (2001-09-20) figures page 7, line 11 - line 21 page 8, line 28 - page 9, line 14 page 2, line 20 - line 25 ----- -/-	1,5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 December 2006

Date of mailing of the international search report

27.02.2007

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Eberle, Katja

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2006/027377

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 936 660 A (IMEC INTER UNI MICRO ELECTR [BE]; YEDA RES & DEV [IL]; UNIV BRUXELLES) 18 August 1999 (1999-08-18) figures column 5, line 19 - line 26 column 6, line 21 - line 27 column 6, line 54 - column 7, line 17 column 8, line 21 - line 37 -----	5

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US2006/027377

**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-10

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.



International Application No. PCT/ US2006/ 027377

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-10

A low noise electronic data capture and read-out system for digital radiography with a two dimensional array of discrete X-ray detection pixel sites characterised by each pixel site including a first tier layer and a second tier layer formed on opposite sides of the substrate, the first tier layer including an X-ray sensitive capture medium, a charge storage element and an integrated circuit means including stored charge-to-time conversion circuit and the second tier layer including an analog-to-digital converter.

---

2. claims: 11-14

A method of operating an imaging panel for a low noise digital radiography system to compensate for dark current values in pixel sites on the panel characterised by accumulating a dark current generated charge on the storage element; converting the dark current charge to a first time value; converting the first time value to a dark current digital value at the pixel site; storing the dark current digital value and combining the stored dark current digital value with a cumulative digital value to generate a residual digital value.

---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2006/027377

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 10140863 A1	13-03-2003	JP 2003179493 A US 2003053587 A1	27-06-2003 20-03-2003
WO 2004071299 A	26-08-2004	CN 1750786 A DE 10307752 A1 JP 2006519368 T US 2006081785 A1	22-03-2006 26-08-2004 24-08-2006 20-04-2006
WO 0169284 A	20-09-2001	AU 4658101 A EP 1266241 A1 FI 20000592 A JP 2003527610 T US 2003035510 A1	24-09-2001 18-12-2002 15-09-2001 16-09-2003 20-02-2003
EP 0936660 A	18-08-1999	NONE	

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 2G088 EE03 FF02 GG21 JJ05 JJ09 JJ33 KK32 LL11 LL17  
4C093 AA01 CA06 EB12 EB13 EB17 EB20 FC19 FD01  
5C024 AX11 CX03 DX04 GX02 GY35 HX23 HX32 HX35 HX48 HX50