

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5043448号
(P5043448)

(45) 発行日 平成24年10月10日 (2012.10.10)

(24) 登録日 平成24年7月20日 (2012.7.20)

(51) Int.Cl.	F I
HO 4 N 5/32 (2006.01)	HO 4 N 5/32
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/20 E
GO 1 T 1/24 (2006.01)	GO 1 T 1/24
HO 4 N 5/357 (2011.01)	GO 1 T 1/20 G
HO 4 N 5/374 (2011.01)	HO 4 N 5/335 5 7 O
請求項の数 12 (全 25 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2007-8140 (P2007-8140)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成19年1月17日 (2007.1.17)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2007-274672 (P2007-274672A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成19年10月18日 (2007.10.18)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成21年12月16日 (2009.12.16)		弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	特願2006-66089 (P2006-66089)	(74) 代理人	100124442
(32) 優先日	平成18年3月10日 (2006.3.10)		弁理士 黒岩 創吾
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	遠藤 忠夫
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ ノン株式会社内
		(72) 発明者	亀島 登志男
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ ノン株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置及び放射線撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

入射した放射線を電荷に変換する放射線検出素子を含む画素が2次元行列状に配置された放射線検出部と、

前記放射線検出部のうちの第1の放射線検出素子を、入射した放射線に応じて電荷を生成しない又は入射した放射線に応じて発生した電荷に基づかない電気信号のみを読み出すことができる無感状態とし、前記放射線検出部のうちの前記第1の放射線検出素子と異なる第2の放射線検出素子を入射した放射線に応じて発生した電荷に基づく電気信号を読み出すことができる有感状態とする、状態制御を行う制御部と、

前記制御部による状態制御に基づいて、前記第2の放射線検出素子に応じた電気信号から前記第1の放射線検出素子に応じた電気信号を減算する減算処理を行う信号処理部と、

前記放射線検出部の各放射線検出素子に対して少なくとも第1の電圧又は第2の電圧を供給する電圧供給部と、

を有する放射線撮像装置であって、

前記電圧供給部は、前記第1の放射線検出素子と接続する第1の電源部と、前記第2の放射線検出素子と接続する第2の電源部と、を備えており、前記第1の電源部及び前記第2の電源部にはそれぞれ前記第1の電圧と前記第2の電圧とを切り換えるスイッチが設けられており、

前記制御部は、前記状態制御を行う際に、前記第1の放射線検出素子に前記第1の電圧を供給するように前記第1の電源部のスイッチを制御するとともに、前記第2の放射線検

出素子に前記第 2 の電圧を供給するように前記第 2 の電源部のスイッチを制御することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】

入射した放射線を電荷に変換する放射線検出素子を含む画素が 2 次元行列状に配置された放射線検出部と、

前記放射線検出部のうちの第 1 の放射線検出素子及び前記第 1 の放射線検出素子と異なる第 2 の放射線検出素子を、入射した放射線に応じて電荷を生成しない、又は、入射した放射線に応じて発生した電荷に基づかない電気信号のみを読み出すことができる無感状態と、入射した放射線に応じて発生した電荷に基づく電気信号を読み出すことができる有感状態と、のいずれかの状態とする状態制御を行う制御部と、

10

前記制御部が前記第 1 の放射線検出素子を前記無感状態として前記第 2 の放射線検出素子を前記有感状態とした場合に、前記第 2 の放射線検出素子に応じた電気信号から前記第 1 の放射線検出素子に応じた電気信号を減算する減算処理を行う信号処理部と、を有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 3】

前記放射線検出部の各放射線検出素子に対して、第 1 の電圧及び第 2 の電圧を供給する電圧供給部を更に有し、

前記制御部は、前記第 1 の放射線検出素子を前記無感状態として前記第 2 の放射線検出素子を前記有感状態とする場合に、前記電圧供給部に対して、前記第 1 の電圧を前記第 1 の放射線検出素子に供給させるとともに、前記第 2 の電圧を前記第 2 の放射線検出素子に供給させて、前記状態制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮像装置。

20

【請求項 4】

前記画素は、前記放射線検出素子の電気信号を外部に転送するためのスイッチ素子が前記各放射線検出素子に対応して設けられており、

前記信号処理部は、前記放射線検出部から電気信号を読み出す読み出し回路を有し、

前記制御部は、前記第 1 の放射線検出素子を前記無感状態として前記第 2 の放射線検出素子を前記有感状態とする場合に、前記読み出し回路に対して与える制御信号によって、前記状態制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記画素は、前記放射線検出素子の電気信号を外部に転送するためのスイッチ素子が前記各放射線検出素子に対応して設けられており、

前記スイッチ素子を駆動させる駆動回路を更に有し、

前記駆動回路は、前記第 1 の放射線検出素子に対応して設けられた前記スイッチ素子を駆動させる第 1 の駆動回路と、前記第 2 の放射線検出素子に対応して設けられた前記スイッチ素子を駆動させる第 2 の駆動回路とを有して構成されており、

前記制御部は、前記第 1 の放射線検出素子を前記無感状態として前記第 2 の放射線検出素子を前記有感状態とする場合に、前記第 2 の駆動回路の駆動を行わせるとともに前記第 1 の駆動回路の駆動を禁止して、前記状態制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線撮像装置。

30

【請求項 6】

前記駆動回路は、行方向の複数の前記スイッチ素子を接続する駆動配線と接続されており、列毎に複数の前記放射線検出素子の電気信号を加算して読み出すために、前記駆動配線を介して複数の行のスイッチ素子を同時に駆動させることを特徴とする請求項 5 に記載の放射線撮像装置。

40

【請求項 7】

前記制御部は、前記放射線検出部のうちの奇数列の放射線検出素子を前記無感状態とするとともに偶数列の放射線検出素子を前記有感状態とする、又は、前記放射線検出部のうちの奇数列の放射線検出素子を前記有感状態とするとともに偶数列の放射線検出素子を前記無感状態とすることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

50

【請求項 8】

前記制御部は、前記放射線検出部の各画素のうちの 1 列の画素のみを前記無感状態とし、当該 1 列と異なる他の列の画素を前記有感状態とすることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】

前記放射線検出素子は、前記入射した放射線を光に変換する蛍光体と、当該蛍光体によって変換された光を前記電気信号に変換する光電変換素子とを備えることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 10】

前記光電変換素子は、アモルファスシリコンを主材料として形成されていることを特徴とする請求項 9 に記載の放射線撮像装置。

10

【請求項 11】

動画撮影モードでは、前記制御部は前記状態制御を行い、前記信号処理部は前記減算処理を行い、

静止画撮影モードでは、

前記制御部は、前記放射線検出部の全ての放射線検出素子を前記有感状態とし、前記信号処理部は、前記減算処理を行わないことを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 12】

請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置と、

20

前記放射線撮像装置に放射線を出射する放射線源とを備えることを特徴とする放射線撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いて好適な放射線撮像装置及び放射線撮像システムに関する。なお、本明細書では、X 線、線などの電磁波や線、線も放射線に含めるものとして説明する。

【背景技術】

【0002】

30

昨今、病院における X 線撮影は、フィルムを用いた従来のアナログ方式から、デジタル方式に変わりつつある。X 線撮影のデジタル化は、従来から指摘されていたフィルムの保管、現像液管理、撮影時間、撮影失敗時の患者へ負担などの問題を一挙に解決でき、時代に則した新しい医療環境を提供することができる。

【0003】

X 線撮影のデジタル方式としては、1980 年代から、イメージングプレート (IP) と呼ばれる輝尽性蛍光体を用いた CR 方式 (コンピューテッドラジオグラフィ) が主流となり、デジタル化の一翼を担っている。しかし、この CR 方式は、デジタル化の側面は持つものの、X 線撮影により IP に一旦潜像させた X 線画像を、レーザービームでスキャンして画像を得るといった 2 段階プロセスが必要である。したがって、CR 方式では、撮影から画像取得までの時間がかかるといったワークフロー上の問題は依然抱えている。

40

【0004】

近年、アモルファスシリコンやアモルファスセレンを主材料とする X 線検出素子を具備したデジタル X 線撮像装置が実用化されてきている。前者は、CsI: Tl や Gd₂O₃: Tb を主材料とする蛍光体によって X 線像を可視像に変換し、アモルファスシリコンを主材料とする X 線検出素子で当該可視像を電気信号に変換する間接方式である。一方、後者は、X 線を直接、アモルファスセレンを主材料とする X 線検出素子で電気信号に変換する直接方式である。どちらも、大面積で薄い X 線撮像装置を実現できることからフラットパネルディテクタ (FPD) と呼ばれ、撮影から画像を観察するまでの時間が非常

50

に短いという特徴を有している。近年のデジタル方式は、C R方式の要求は、依然高いものの、徐々にF P D方式が増えてきている。

【 0 0 0 5 】

次に、動画撮影（透視撮影）について簡単に述べる。動画撮影の例として、例えば胃の透視撮影検査では、造影剤のバリウムを飲んで、胃や十二支腸などの内壁をI . I .（イメージインテンシファイヤ）と呼ばれる撮像装置を用いて観察する。このI . I .は、非常に感度が高く、幅広く用いられている動画撮影用の装置である。しかし、I . I .は、X線を一旦可視像に変換して電子レンズを用いて集光しているために、装置が大きく重量があり、また、周辺画像の歪みが大きいという問題がある。また、I . I .は、ダイナミックレンジが小さいため、ハレーションを起す問題も指摘されている。また、I . I .は、劣化特性が著しく、寿命も短いため、使用の頻度にもよるが3～5年の間で交換しなければならないといった問題もある。胃の透視検査では、I . I .で透視を行って静止画撮影を行う場合、フィルムが装填されて撮影が行われる。

10

【 0 0 0 6 】

また、I . I .は、胃の透視検査以外にも、心臓や脳の血管の透視撮影にも使われている。動画撮影を行う場合、患者が長い時間、X線に晒されるために、単位時間あたりのX線量を減らして撮影を行う必要があるため、X線撮像装置における感度としては、静止画撮影の場合よりも高いものが要求される。

【 0 0 0 7 】

近年、静止画と動画が1つの装置で撮影できるようなF P Dが提案されてきている。動画撮影の場合、静止画と違って、高いフレームレートを確保しなければならない。撮影の部位と目的にもよるが、一般に心臓血管撮影の場合、30FPSのフレームレートが必要といわれ、例えば、画素加算方法を行いながらS/Nを向上させ、更にフレームレート高めている。

20

【 0 0 0 8 】

このF P Dでは、行単位で一定のノイズ量が重畳したような信号の乱れが発生する場合がある。これは、ラインノイズと呼ばれ、図23に示すような横（行方向の）スジ状のアーチファクトをもたらし、画像品位を大きく低下させる。

【 0 0 0 9 】

このラインノイズの原因としては、例えば、スイッチ素子を行単位で一括に動作させるために駆動回路から出力された駆動信号に、または何らかの理由によって信号配線信号配線に発生したノイズが混入し、同時に転送されるためであると考えられる。あるいは、信号配線の容量や読み出し回路内の容量素子をリセットする動作を行う際も、行単位で行うためにラインノイズになりやすい。このラインノイズは、駆動回路から混入する場合や各種電源系（GNDを含む）から混入する場合、あるいは、近接した機器で発生し空間を経由して混入してくる場合などが考えられる。そして、信号電荷の転送終了直前、もしくはリセット終了直前など、正しい電位を確定しなければならない時に、ラインノイズが飛び込んできた場合、行単位のラインノイズとなる。

30

【 0 0 1 0 】

一般に、画像の粒状性に起因するノイズとしてランダムノイズがある。これは、センサ（放射線検出素子）のダーク電流に起因するショットノイズ、スイッチ素子の熱雑音、駆動配線や信号配線の配線抵抗による熱雑音や、読み出し回路のオペアンプの熱雑音などに起因する。ラインノイズは、図23に示すような行単位の画像の場合、その画像品位を著しく劣化させる。また、図23に示すような場合の単発性ではなく、行単位においてもランダム状の性質を持ったラインノイズであった場合、ランダムノイズの標準偏差（R）とラインノイズの標準偏差（L）との関係は、経験上、（L）が（R）の1/10以下が望ましい。つまり、ラインノイズは、画像上、極めて目立ちやすく、その低減は、非常に困難を極める。特に動画撮影においては、X線量が少ないため、ラインノイズが目立ちやすくなるという問題がある。

40

【 0 0 1 1 】

50

例えば、このラインノイズに対する撮像装置の先行技術文献として、以下のものが挙げられる。特許文献 1 には、メモリ回路に記憶された二次元エリアセンサの撮影出力から、ラインノイズの有無を検知するラインノイズ検知手段を備え、ラインノイズの出力量を演算して撮影出力からラインノイズを除去する補正を行う撮像装置が開示されている。また、特許文献 2 には、駆動配線を行単位の画素に接続するのではなくランダムに接続を行って、図 20 に見られるような横スジ状のラインノイズの発生を回避するようにした撮像装置が開示されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 7 5 5 1 号公報

【特許文献 2】米国特許第 6 7 3 4 4 1 4 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 2】

特許文献 1 の場合、ラインノイズの出力を行出力の平均から算出している。しかしながら、特に 4 0 c m × 4 0 c m の大面積の X 線撮像装置の場合、行単位に発生するラインノイズは、シェーディングを持っている可能性もあり、補正すべきラインノイズ量として正しい補正值を示さない可能性が示唆される。そして、これらを加味した演算手法を用いた場合、演算が長時間かかったりすると、リアルタイムな補正が困難となる問題が生じてくる。また、複雑なアルゴリズムは、装置開発の負荷が多大となり、コストも高くなるという問題もある。

【0 0 1 3】

また、特許文献 2 の場合、駆動配線をランダムに接続しているため、出力される信号は規則正しくなく、後段の処理回路において出力信号の並べ替え処理が必要となるため、出力信号の処理時間がかかるとともに、装置構成のコストアップにつながる。また、駆動配線の結線が複雑化するために、製造上の歩留まりの低下が懸念され、しいては製造コストのコストアップを誘発する問題が考えられる。

【0 0 1 4】

すなわち、従来においては、大幅なコストアップをすることなく比較的簡素な構成で、画像上に生じる極めて目立ちやすいラインノイズを低減させることを実現することが困難であった。特に、X 線量を少なくして撮影を行わなければならない動画撮影（透視撮影）モードにおいては、比較的簡素な構成で、ラインノイズを低減させることが非常に困難であった。

【0 0 1 5】

本発明は上述の問題点にかんがみてなされたものであり、比較的簡素な構成で、画像上に生じる極めて目立ちやすいラインノイズを低減させることを実現する放射線撮像装置及び放射線撮像システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 6】

本発明の放射線撮像装置は、入射した放射線を電荷に変換する放射線検出素子を含む画素が 2 次元行列状に配置された放射線検出部と、前記放射線検出部のうちの第 1 の放射線検出素子を、入射した放射線に応じて電荷を生成しない、又は、入射した放射線に応じて発生した電荷に基づかない電気信号のみを読み出すことができる無感状態とし、前記放射線検出部のうちの前記第 1 の放射線検出素子と異なる第 2 の放射線検出素子を、入射した放射線に応じて発生した電荷を読み出すことができる有感状態とする状態制御を行う制御部と、前記制御部による状態制御に基づいて、前記第 2 の放射線検出素子に応じた電気信号から、前記第 1 の放射線検出素子に応じた電気信号を減算する減算処理を行う信号処理部と、前記放射線検出部の各放射線検出素子に対して、少なくとも第 1 の電圧又は第 2 の電圧を供給する電圧供給部と、を有する放射線撮像装置であって、前記電圧供給部は、前記第 1 の放射線検出素子と接続する第 1 の電源部と、前記第 2 の放射線検出素子と接続する第 2 の電源部とを備えており、前記第 1 の電源部及び前記第 2 の電源部には、それぞれ、前記第 1 の電圧と前記第 2 の電圧とを切り換えるスイッチが設けられており、前記制御

10

20

30

40

50

部は、前記状態制御を行う際に、前記第１の放射線検出素子に前記第１の電圧を供給するように前記第１の電源部のスイッチを制御するとともに、前記第２の放射線検出素子に前記第２の電圧を供給するように前記第２の電源部のスイッチを制御することを特徴とする。また、本発明の放射線撮像装置は、入射した放射線を電荷に変換する放射線検出素子を含む画素が２次元行列状に配置された放射線検出部と、前記放射線検出部のうちの第１の放射線検出素子及び前記第１の放射線検出素子と異なる第２の放射線検出素子を、入射した放射線に応じて電荷を生成しない、又は、入射した放射線に応じて発生した電荷に基づかない電気信号のみを読み出すことができる無感状態と、入射した放射線に応じて発生した電荷に基づく電気信号を読み出すことができる有感状態と、のいずれかの状態とする状態制御を行う制御部と、前記制御部が前記第１の放射線検出素子を前記無感状態として前記第２の放射線検出素子を前記有感状態とした場合に、前記第２の放射線検出素子に応じた電気信号から前記第１の放射線検出素子に応じた電気信号を減算する減算処理を行う信号処理部と、を有する。

10

【００１７】

本発明の放射線撮像システムは、前記放射線撮像装置と、当該放射線撮像装置に放射線を出射する放射線源とを備える。

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、比較的簡素な構成で、画像上に生じる極めて目立ちやすいラインノイズを低減させることができる。さらに、本発明によれば、特に動画撮影を行う場合に、画素信号を加算して読み出すことにより、フレームレートを高くすることができるとともに、その信号量を大きくすることができるため、高速でしかもラインノイズを低減させた動画を生成することができる。また、１つの放射線撮像装置で静止画撮影と動画撮影とを兼用することができる。しかも、本発明によれば、コストを大きく増加させないで、ラインノイズを低減できる効果がある。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１９】

以下、本発明を適用した好適な実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、本発明の実施形態では、放射線としてＸ線を適用した例を示すが、本発明においてはこれに限定されるわけではなく、例えば、線、線、線などの他の放射線も本発明に含まれる。

30

【００２０】

（第１の実施形態）

図１は、第１の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示すブロック図である。

第１の実施形態に係る放射線撮像装置は、読み出し回路１１０２と、駆動回路１１０３と、放射線検出部１１０４と、制御部１１５０と、信号処理回路１１６０と、センサバイアス供給部（電圧供給部）１１７０を有して構成されている。

【００２１】

放射線検出部１１０４は、放射線検出素子、スイッチ素子、駆動配線、信号配線などから構成され、入射したＸ線等の放射線を検知し信号電荷に変換するものである。駆動回路１１０３は、放射線検出部１１０４の放射線検出素子における信号電荷に基づく電気信号を読み出す際に、放射線検出部１１０４のスイッチ素子を駆動させるものである。読み出し回路１１０２は、放射線検出部１１０４の放射線検出素子における信号電荷に基づく電気信号の読み出しを行うものである。

40

【００２２】

信号処理回路１１６０は、読み出し回路１１０２で読み出された電気信号に対して種々の処理を行って画像データを生成する。本発明では、読み出し回路１１０２と信号処理回路１１６０によって信号処理部を構成しているが、信号処理部としてはその他に例えばメモリなど他の回路要素を有していてもよい。センサバイアス供給部１１７０は、放射線検出部１１０４の各放射線検出素子に対して、センサバイアスを供給する。制御部１１５０

50

は、読み出し回路 1102、駆動回路 1103、放射線検出部 1104、信号処理回路 1160 及びセンサバイアス供給部 1170 を制御して、放射線撮像装置における動作を統括的に制御する。

【0023】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図であり、図 1 のブロック図を具体化した例を示したものである。図 2 においては、説明を簡単化するため、画素は 6×6 の 36 画素分記載している。

【0024】

放射線検出素子 S1-1 ~ S6-6 は、入射した放射線を電荷に変換するものである。間接方式の場合にはアモルファスシリコン等で形成されており、直接方式の場合にはアモルファスセレン等で形成されている。放射線検出素子 S1-1 ~ S6-6 は、センサバイアス源 1501 によってそれぞれバイアスされている。スイッチ素子 T1-1 ~ T6-6 は、各放射線検出素子に対応して設けられており、対応する放射線検出素子の電荷に応じた電気信号を外部に転送するものである。スイッチ素子 T1-1 ~ T6-6 は、一般にはアモルファスシリコンを用いた薄膜トランジスタ TFT (Thin-Film-Transistor) で形成されている。

【0025】

駆動配線 G1 ~ G6 は、スイッチ素子 T1-1 ~ T6-6 を駆動するための配線である。信号配線 (信号配線) M1 ~ M6 は、スイッチ素子 T1-1 ~ T6-6 を介して各放射線検出素子の電気信号を読み出すための配線である。駆動配線 G1 ~ G6 は、主にシフトレジスタ回路で構成される駆動回路 1103 で駆動される。また、信号配線 M1 ~ M6 は、読み出し回路 1102 に接続され、読み出し回路 1102 によって各放射線検出素子の電気信号が読み出される。ここで、放射線検出素子 S1-1 ~ S6-6、スイッチ素子 T1-1 ~ T6-6、駆動配線 G1 ~ G6 及び信号配線 M1 ~ M6 をあわせて、「放射線検出部」1104 と称する。すなわち、放射線検出部 1104 には、放射線検出素子とスイッチ素子とを 1 つずつ含む画素が 2 次元行列状に配置されている。

【0026】

放射線検出素子は、前述した間接方式の場合、入射した放射線を光に変換する蛍光体 (不図示) と、当該蛍光体によって変換された光を電荷に変換する光電変換素子から構成される。この場合、光電変換素子は、アモルファスシリコンを主材料とする厚さ $1 \mu\text{m}$ 程度の半導体薄膜を用いて形成される。また、蛍光体は、光電変換素子と実質上密着した位置に配置されており、例えば、 $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ 、 Gd_2O_3 及び CsI のうちのいずれか 1 種を主材料として形成されている。

【0027】

一方、放射線検出素子は、前述した直接方式の場合、例えば、ヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛及びシリコンのうちのいずれか 1 種を主材料として形成されている。この場合、X 線を吸収する必要があるため、 $500 \sim 1000 \mu\text{m}$ の厚さが必要になる。

【0028】

各放射線検出素子は、第 1 のバイアス線 VS1 (1111) 又は第 2 のバイアス線 VS2 (1112) に接続されている。図 2 の場合には、左側から数えて、偶数列の放射線検出素子は、第 1 のバイアス線 VS1 (1111) に接続されており、一方、奇数列の放射線検出素子は、第 2 のバイアス線 VS2 (1112) に接続されている。

【0029】

センサバイアス供給部 1170 は、第 1 のバイアス線 VS1 を介して放射線検出素子にバイアスを供給する第 1 の電源部 1171 と、第 2 のバイアス線 VS2 を介して放射線検出素子にバイアスを供給する第 2 の電源部 1172 を有して構成されている。第 1 の電源部 1171 には、制御部 1150 による制御に基づいて電源 1101 と GND とを切り換える第 1 のスイッチ 1109 が設けられており、当該切り換えに応じて第 1 のバイアス線 VS1 を介して偶数列の放射線検出素子にバイアス電圧が供給される。第 2 の電源部 11

10

20

30

40

50

72には、制御部1150による制御に基づいて電源1100とGNDとを切り換える第2のスイッチ1110が設けられており、当該切り換えに応じて第2のバイアス線VS2を介して奇数列の放射線検出素子にバイアス電圧が供給される。ここで、電源1100と電源1101は、同じ電圧を供給するものであってもよい。

【0030】

電源1100及び電源1101は、放射線検出素子にバイアスを与え、この状態で放射線検出素子は、入射した放射線量に応じて電荷を生成する。この状態を放射線検出素子の「有感状態」と称する。また、第1のスイッチ1109又は第2のスイッチ1110によりGNDに接続された場合、放射線検出素子は、放射線が照射されていても電荷を生成しない。この状態を放射線検出素子の「無感状態」と称する。

10

【0031】

ここで、本発明において、放射線検出素子の有感状態とは、入射した放射線に応じて当該放射線検出素子で発生した電荷を当該放射線検出素子から取り出すことができる状態をいう。一方、放射線検出素子の無感状態とは、入射した放射線に応じて当該放射線検出素子で発生した電荷を当該放射線検出素子から取り出すことができない状態をいう。また、言い換えれば、放射線検出素子の有感状態とは、入射した放射線に応じて当該放射線検出素子で発生した電荷に基づく電気信号を読み出し回路で読み出すことができる状態をいう。一方、放射線検出素子の無感状態とは、入射した放射線に応じて当該放射線検出素子で発生した電荷に基づかない電気信号のみ読み出し回路で読み出すことができる状態をいう。第1の実施形態の場合には、放射線検出素子に対してGNDに係る電圧（第1の電圧）、すなわち0Vを供給することにより、放射線検出素子は無感状態としている。具体的に、放射線検出素子の電極間をほぼ電位差のない状態として、放射線検出素子内で発生した電子・ホール対を再結合させ、当該放射線検出素子から電荷を取り出すことができず、電荷に基づかない電気信号しか読み出すことができないようにしている。ここで、本実施形態では、放射線検出素子が無感状態とするのに際して、放射線検出素子に対してGNDに係る電圧を供給するようにしているが、放射線検出素子の電極間に順バイアスを供給するようにした形態であってもよい。また、第1の実施形態の場合には、放射線検出素子に対して電源1100又は電源1101からバイアス電圧（第2の電圧）を供給することにより、放射線検出素子を有感状態としている。具体的に、放射線検出素子の電極間に逆バイアスを供給して、放射線検出素子内で発生した電子・ホール対を再結合させることなく当該放射線検出素子から電荷を取り出せるようにしている。

20

30

【0032】

本実施形態においては、図2に示すように、無感状態となる放射線検出素子群（第1の放射線検出素子の群）を偶数列に設定し、有感状態となる放射線検出素子群（第2の放射線検出素子の群）を奇数列に設定している。すなわち、制御部1150は、第1のスイッチ1109及び第2のスイッチ1110の切り換えを制御して、放射線検出部1104に対して、偶数列の放射線検出素子が無感状態とし、奇数列の放射線検出素子を有感状態とする状態制御を行っている。

【0033】

読み出し回路1102は、駆動回路1103からの駆動信号及び制御部1150による制御に基づいて、放射線検出部1104における各放射線検出素子S1-1～S6-6の電気信号を読み出す。そして、信号処理回路1160は、制御部1150による制御に基づいて、読み出し回路1102で読み出された、有感状態の放射線検出素子からの電気信号から、無感状態の放射線検出素子からの電気信号を減算する減算処理を行って画像データを生成する。

40

【0034】

なお、図2の例では、偶数列の放射線検出素子群を無感状態とし、奇数列の放射線検出素子群を有感状態とするようにしているが、逆に、奇数列の放射線検出素子群を無感状態とし、偶数列の放射線検出素子群を有感状態とするようにしてもよい。この場合、制御部1150は、第1のスイッチ1109を電源1101側に切り換えるとともに、第2のス

50

イチ 1 1 1 0 を GND 側に切り換える形態を採る。また例えば、放射線検出装置の設置の環境がよく、ラインノイズが観察されない場合には、あえて無感状態の放射線検出素子を設定してラインノイズを除去する処理を実施しなくてもよい。こういった場合、奇数列の放射線検出素子群も偶数列の放射線検出素子群も有感状態とするようにしてもよい。この場合、制御部 1 1 5 0 は、第 1 のスイッチ 1 1 0 9 を電源 1 1 0 1 側に切り換えるとともに、第 2 のスイッチ 1 1 1 0 を電源 1 1 0 0 側に切り換える形態を採る。このように、放射線検出素子に与えるバイアスを切り換える形態をとることにより、無感状態の放射線検出素子群が必要ない場合には、全ての放射線検出素子群を有感状態として有効画素数を低減させることなく解像度の良い画像を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

10

図 3 は、図 1 又は 2 に示す駆動回路 1 1 0 3 の内部構成を示す回路図である。駆動回路 1 1 0 3 は、D フリップフロップ 1 2 0 1 と、アンド素子 1 2 0 2 と、レベルシフト回路 1 2 0 3 を図 3 に示すように構成することにより、シフトレジスタ回路が構成されている。駆動回路 1 1 0 3 は、OE、SIN、SCLK という 3 つの制御信号によって制御される。一般に、D フリップフロップ 1 2 0 1、アンド素子 1 2 0 2 は、デジタル回路であってその入出力電圧は、当該素子を作製するプロセス工程に関連する。一般に、Hi 論理の入出力電圧は 5 V 系であったが、昨今の低消費電力化の要望とプロセス技術の進歩もあって、3.3 V 系あるいはそれ以下の電圧で動作するデバイスも世の中に出てきている。しかし、一般に、放射線検出部 1 1 0 4 のスイッチ素子は、アモルファスシリコンを主材料として形成されており、少なくとも現在の技術では、駆動電圧が 5 V 以上であることが望ましい。したがって、レベルシフト回路 1 2 0 3 を設けて、アモルファスシリコン TFT の特性に整合した駆動電圧に変換する。

20

【 0 0 3 6 】

図 4 は、図 3 で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）1 1 0 3 の第 1 の動作例を示すタイミングチャートである。この図 4 の場合、各駆動配線 G 1 ~ G 6 に駆動信号を 1 段ずつシフトして出力している。

【 0 0 3 7 】

図 5 は、図 3 で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）1 1 0 3 の第 2 の動作例を示すタイミングチャートである。この図 5 の場合、駆動配線 G 1 及び G 2 に同時に駆動信号を出力し、次にシフトレジスタが 2 段分シフトして駆動配線 G 3 及び G 4 に同時に駆動信号を出力し、更にシフトレジスタが 2 段分シフトして駆動配線 G 5 及び G 6 に同時に駆動信号を出力している。この動作の意図するところは、図 2 において、行単位での画素加算（画素加算数 $n = 2$ ）が行われることであり、この場合の画素ピッチは 2 倍に粗くなり、また、駆動時間は 2 分の 1 に短縮される。

30

【 0 0 3 8 】

図 6 は、図 3 で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）1 1 0 3 の第 3 の動作例を示すタイミングチャートである。この図 6 の場合、駆動配線 G 1、G 2 及び G 3 に同時に駆動信号を出力し、次にシフトレジスタが 3 段分シフトして駆動配線 G 4、G 5 及び G 6 に同時に駆動信号を出力している。この動作の意図するところは、図 2 において、行単位での画素加算（画素加算数 $n = 3$ ）が行われることであり、この場合の画素ピッチは 3 倍に粗くなり、また、駆動時間は 3 分の 1 に短縮される。

40

【 0 0 3 9 】

図 7 は、図 2 に示す読み出し回路 1 1 0 2 の内部構成を示す回路図である。オペアンプ A 1 ~ A 6 は、それぞれ容量素子 CF 1 ~ CF 6 を図 7 のように構成することにより積分器として機能する。スイッチ素子 SW 1 ~ SW 6 は、それぞれ容量素子 CF 1 ~ CF 6 の積分電荷を制御信号 RC によってリセットする。容量素子 C 1 ~ C 6 は、オペアンプ A 1 ~ A 6 の信号をサンプルホールドするためのものであり、スイッチ素子 S n 1 ~ S n 6 がオンすることにより信号がサンプルホールドされる。

【 0 0 4 0 】

スイッチ素子 S n 1 ~ S n 6 は、制御信号 S M P L によってオン / オフされる。パッ

50

アンプ B 1 ~ B 6 は、容量素子 C 1 ~ C 6 の信号電位を正しく伝達するものである。そして、各バッファアンプ B 1 ~ B 6 からの出力は、シフトレジスタ 1 3 0 1 からの制御信号がスイッチ素子 S r 1 ~ S r 6 に印加されることによって並列信号が直列信号に変換され、アンプ 1 3 0 2 を介して出力される。

【 0 0 4 1 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

先ずは、1 行目の動作について説明する。1 行目の放射線検出素子 S 1 - 1 ~ S 6 - 1 で光電変換された信号電荷は、駆動配線 G 1 への制御信号によって 1 行目のスイッチ素子 T 1 - 1 ~ T 6 - 1 がオンし、信号配線 M 1 ~ M 6 を経由してオペアンプ A 1 ~ A 6 にそれぞれ出力される（転送動作）。結果として、オペアンプ A 1 ~ A 6 にそれぞれ出力された信号電荷は、容量素子 C F 1 ~ C F 6 に蓄積される。その後、この蓄積された信号電荷は、制御信号 S M P L の入力によってサンプルホールド用の容量素子 C 1 ~ C 6 にそれぞれ一括転送される。そして、容量素子 C 1 ~ C 6 の信号電荷は、シフトレジスタ 1 3 0 1 からの制御信号が次々にスイッチ素子 S r 1 ~ S r 6 に入力されることにより、並列データが時系列化した直列データに並べ替えられて 1 行分のアナログ信号として出力される（直列変換動作）。

【 0 0 4 2 】

次に、2 行目の動作について説明する。図 8 のタイミングチャートによれば、1 行目の放射線検出素子の信号電荷を、制御信号 S M P L によって容量素子 C 1 ~ C 6 にサンプルホールドした後は、2 行目の放射線検出素子の信号電荷の転送動作が可能となる。すなわち、容量素子 C F 1 ~ C F 6 を制御信号 R C によりリセットを行い、その後、駆動配線 G 2 による上述の転送動作が行われて、その後、上述の直列変換動作が行われる。以下、3 行目、4 行目、・・・と同様の動作を繰り返す。つまり、図 2 0 の回路では、サンプルホールド回路があるために、n 行目の転送動作と n + 1 行目の直列変換動作を同時に行うことができる。

【 0 0 4 3 】

図 8 において、読み出し回路 1 1 0 2 からのアナログ信号の出力を示す V o u t は、信号出力が 1 画素おきに出力されている。これは、前述した制御部 1 1 5 0 により、奇数列の放射線検出素子を有感状態とし、偶数列の放射線検出素子は無感状態とする制御に基づいて、このようなアナログ信号の出力となっている。

【 0 0 4 4 】

図 8 には、5 行目の放射線検出素子 S 5 - 1 ~ S 5 - 6 における出力信号（V o u t）に、行単位で一定のノイズ量が重畳する、いわゆるラインノイズの重畳部分 3 1 0 が存在している。これは、有感状態である奇数列の画素と無感状態である偶数列の画素に等量のラインノイズが重畳されている状態を示している。このラインノイズは、信号処理回路 1 1 6 0 で減算処理される。

【 0 0 4 5 】

図 9 は、信号処理回路 1 1 6 0 の内部構成を示す回路図である。信号処理回路 1 1 6 0 には、読み出し回路 1 1 0 2 で直列変換され、最終段のアンプ 1 3 0 2 を介して出力されたアナログ信号が入力される。スイッチ 2 2 0 4 と容量素子 2 2 0 6 によって無感状態である放射線検出素子の電気信号をサンプルホールドし、スイッチ 2 2 0 5 と容量素子 2 2 0 7 によって有感状態である放射線検出素子の電気信号をサンプルホールドする。例えば、図 2 に示すように、奇数列の放射線検出素子が有感状態であり、偶数列の放射線検出素子が無感状態である場合、奇数列の信号と偶数列の信号が交互に入力されるので、それに同期してスイッチ 2 2 0 4 及び 2 2 0 5 は交互にオンすることになる。

【 0 0 4 6 】

容量素子 2 2 0 7 にサンプルホールドされた有感状態の放射線検出素子の電気信号と容量素子 2 2 0 6 にサンプルホールドされた無感状態の放射線検出素子の電気信号とは、それぞれバッファアンプ 2 2 0 3 及び 2 2 0 2 を介して、アンプ 2 2 0 1 に入力される。図

10

20

30

40

50

9に示すアンプ2201周辺の4つの抵抗の抵抗値を同じ値に設定することにより、アンプ2201は差動アンプとして機能する。すなわち、差動アンプ2201は、バッファアンプ2203から送られた有感状態の放射線検出素子の電気信号から、バッファアンプ2202から送られた無感状態の放射線検出素子の電気信号を減算する減算処理を行う。つまり、同一行において、1列目の放射線検出素子の電気信号から2列目の放射線検出素子の電気信号を引き算し、3列目の放射線検出素子の電気信号から4列目の放射線検出素子の電気信号を引き算するといったように、有感状態である奇数列の放射線検出素子の電気信号から無感状態である偶数列の放射線検出素子の電気信号を減算処理する。

【0047】

差動アンプ2201からの出力は、AD変換器2220に入力され、当該AD変換器2220においてアナログ信号がデジタル信号に変換されて、画像データが生成される。このような信号処理を行うことによって、図8において5行目の放射線検出素子における出力信号(Vout)に重畳したラインノイズをキャンセルすることができる。

【0048】

本実施形態のように、奇数列の放射線検出素子を有感状態にし、偶数列の放射線検出素子は無感状態に設定した場合、最終的に得られる出力信号は、2画素分で1つの出力信号となる。このため、2次元行列状に配置された放射線検出素子の画素のピッチ(サンプリングピッチ)は、行方向において2倍となる。つまり、例えば、160 μ mで配列された画素は、上記の場合、行方向(横方向)に限り320 μ mピッチとして読み出されることになる。

【0049】

信号処理回路1160のスイッチ2250は、信号処理回路内のサンプルホールド回路や差動増幅回路(差動アンプ)2201を経由せず、直接AD変換器2220にアナログ信号を入力するためのバイパス用のスイッチである。例えば、図2において、制御部1150によって、無感状態の放射線検出素子を設定せずに、全ての放射線検出素子(画素)を有感状態に設定することができる。例えば、放射線検出装置の設置の環境がよく、ラインノイズが観察されない場合には、あえて無感状態の放射線検出素子を設定してラインノイズを除去する処理を実施しなくてもよい。こういった場合、制御部1150によってスイッチ2250をオンし、読み出し回路1102からの出力信号を直接、AD変換器2220に入力する。

【0050】

図9では、信号処理回路1160の回路例として、サンプルホールド回路と差動増幅回路(差動アンプ)を用いる場合について説明したが、これに限った回路方式ではなくてもよい。例えば、アナログ信号を直接AD変換器に入力し、メモリ回路(不図示)で記憶した後に、デジタルデータとしてハードウェア上で前述した減算処理を行っても良いし、コンピュータを用いて前述した減算処理をソフトウェア処理してもよい。

【0051】

(第2の実施形態)

図10は、第2の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

第2の実施形態では、第1の実施形態と同様に、制御部1150による制御により、奇数列の放射線検出素子を有感状態とし、偶数列の放射線検出素子は無感状態とする設定がされている。これにより、図10においても、読み出し回路1102からのアナログ信号の出力を示すVoutは、信号出力が1画素おき、即ち奇数列の放射線検出素子における信号のみ出力されている。そして、図5に示すように、第2の実施形態では、駆動回路(シフトレジスタ回路)1103において、2つの駆動配線に対して駆動信号を同時に入力する制御を行っている。こうすることにより、読み出し回路1102において、1行目及び2行目の放射線検出素子の電気信号を加算し、3行目及び4行目の放射線検出素子の電気信号を加算し、5行目及び6行目の放射線検出素子の電気信号を加算して読み出すことができる。

【 0 0 5 2 】

また、図 9 に示すような信号処理回路 1 1 6 0 を用いることにより、サンプリングピッチは、行方向、列方向ともに 2 倍になる。つまり、例えば、1 6 0 μm で配列された画素は、行方向（横方向）で 3 2 0 μm ピッチとして読み出されることになり、列方向（縦方向）で 3 2 0 μm ピッチとして駆動されたことになる。列方向の場合は、各奇数列において画素の電気信号が 2 画素分加算されて出力されることになる。図 5 のタイミングチャートを繰り返すことにより、動画撮影が可能となる。この場合、図 3 に示すタイミングチャートに比べ、1 フレーム分を読み出しする時間を 1 / 2 にすることができる。このことは、動画撮影としてフレームレートを 2 倍にできることを意味する。

【 0 0 5 3 】

10

第 2 の実施形態における応用例を以下に説明する。図 1 1 は、第 2 の実施形態に係る放射線撮像装置において、静止画撮影と動画撮影との動作例を示すシーケンス図である。

【 0 0 5 4 】

動画撮影モードにおいて、図 1 0 に示すように行方向及び列方向ともに 2 倍のサンプリングピッチで読み出し動作を行いながら（透視状態）、画像を記録したい時に静止画撮影モードに遷移して、通常のサンプリングピッチで読み出し動作を行う。動画撮影モードの場合は、入射する放射線量（X 線量）が小さいため、ラインノイズを除去しながらしかもフレームレートを高めた撮影を行い、静止画撮影モードの場合は、高解像度での撮影を行う。

【 0 0 5 5 】

20

具体的に、動画撮影モードでは、制御部 1 1 5 0 は、放射線検出部 1 1 0 4 の一部の放射線検出素子を無感状態とし、当該一部以外の他の放射線検出素子を有感状態とする状態制御を行う。そして、信号処理回路 1 1 6 0 は、制御部 1 1 5 0 による制御に基づいて、読み出し回路 1 1 0 2 で読み出された有感状態の放射線検出素子の電気信号から、無感状態の放射線検出素子の電気信号を減算する減算処理を行って、画像データを生成する。

【 0 0 5 6 】

一方、静止画撮影モードでは、制御部 1 1 5 0 は、放射線検出部 1 1 0 4 の全ての放射線検出素子を有感状態とし、信号処理回路 1 1 6 0 において前記減算処理を行わないように制御する。また、図 1 1 においては、透視モード（図 1 0）から静止画モードで終了しているタイミングチャートであるが、透視モード 静止画モード 動画モード 静止画モードと繰り返して動作させてもよい。

30

【 0 0 5 7 】

（第 3 の実施形態）

図 1 2 は、第 3 の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。図 1 2 において、図 2 と同様の構成については、同様の符号を付している。また、説明を簡単化するため、画素は 6 × 6 の 3 6 画素分記載している。

【 0 0 5 8 】

図 1 2 が図 2 と異なる点は、放射線検出部 1 1 0 4 の各放射線検出素子に対するバイアス線（V S 1、V S 2）の接続である。具体的に、図 1 2 では、1 列目の放射線検出素子 S 1 - 1 ~ S 6 - 1 に対して第 1 のバイアス線 V S 1（1 1 1 1）が接続されており、2 列目 ~ 6 列目の放射線検出素子に対して第 2 のバイアス線 V S 2（1 1 1 2）が接続されている。そして、図 1 2 では、1 列目の放射線検出素子に対して第 1 の電源部 1 1 7 1 から G N D に係る電圧（第 1 の電圧）が供給され、2 列目 ~ 6 列目の放射線検出素子に対して第 2 の電源部 1 1 7 2 から電源 1 1 0 1 に係る電圧（第 2 の電圧）が供給されている。すなわち、本実施形態では、制御部 1 1 5 0 により、放射線検出部 1 1 0 4 の各放射線検出素子のうち、1 列目の放射線検出素子のみを無感状態とし、その他の列（2 ~ 6 列）の放射線検出素子を有感状態とする制御が行われている。

40

【 0 0 5 9 】

図 1 3 は、第 3 の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。図 1 3 において、読み出し回路 1 1 0 2 からのアナログ信号の出力を示す V o u t

50

は、各行毎の出力において、１列目の放射線検出素子の信号出力がなく、２列目～６列目の放射線検出素子の信号出力が現れていることがわかる。

【００６０】

図１４は、第３の実施形態に係る信号処理回路１１６０の動作例を示すタイミングチャートである。第３の実施形態に係る信号処理回路１１６０も、第１の実施形態の場合と同様に、図９に示す回路図の構成となる。この場合、読み出し回路１１０２における直列変換動作において、無感状態である１列目の放射線検出素子の信号が、有感状態である他の列の放射線検出素子の信号よりも先に読み出されるために、信号処理回路１１６０においてサンプルホールドが可能である。もし、そうでない場合、図９の信号処理回路１１６０においては、本発明の目的とする減算処理ができない。その場合、信号処理回路１１６０では、全ての放射線検出素子の信号をＡＤ変換してメモリ（不図示）に一旦記憶した後に、メモリからのデータに対して、所望の信号処理を行えばよい。

10

【００６１】

そして、本実施形態の信号処理回路１１６０においても、読み出し回路１１０２で読み出された、有感状態の放射線検出素子の電気信号から、無感状態の放射線検出素子の電気信号を減算処理することにより、図１４に示すラインノイズを除去することができる。

【００６２】

本実施形態では、制御部１１５０によって無感状態に設定された１列目の放射線検出素子の出力信号が画像データではなくなり、もともと有効画素数が６行×６列＝３６画素であった放射線撮像装置の画素領域が６行×５列＝３０画素になる。この場合、例えば、隣接列である２列目の画素信号を用いて補間処理を施し、３６画素として表示してもよい。医療用のＸ線撮像装置の場合、人体胸部を撮影するためには、実際の画像領域が４０ｃｍ×４０ｃｍの大面積であるため、２００μｍ以下の画素ピッチで放射線撮像素子を並べるのがよい。このような大面積の放射線撮像装置の場合、図７に示す本実施形態の放射線撮像装置のように端部の画素列のみを無感状態に設定した場合には、列数が２０００列もあるので、あえて補間処理を施すまでもない。また例えば、放射線検出装置の設置の環境がよく、ラインノイズが観察されない場合には、あえて無感状態の放射線検出素子を設定してラインノイズを除去する処理を実施しなくてもよい。こういった場合、１列目の放射線検出素子群も有感状態とするようにしてもよい。この場合、制御部１１５０は、第１のスイッチ１１０９を電源１１０１側に切り換える形態を採る。このように、放射線検出素子に与えるバイアスを切り換える形態をとることにより、無感状態の放射線検出素子群が必要ない場合には、全ての放射線検出素子群を有感状態として有効画素数を低減させることなく解像度の良い画像を得ることができる。

20

30

【００６３】

（第４の実施形態）

図１５は、第４の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。第１～第３の実施形態と同様に、放射線検出部１１０４は、放射線検出素子、スイッチ素子、駆動配線、信号配線などから構成され、入射したＸ線等の放射線を検知し電気信号に変換するものである。図１５の示す第４の実施形態が他の実施形態（例えば、図１）と異なる点は、駆動回路１１０３及び読み出し回路１１０２が複数に分割されて構成されていることである。

40

【００６４】

医療用のＸ線撮像装置において、人体胸部を撮影するためには、放射線検出部１１０４が４０ｃｍ×４０ｃｍ以上の大面積であり、２００μｍ以下の画素ピッチの放射線撮像素子を２次元行列状に配置するのが望ましい。このような大面積のＸ線撮像装置の場合、２０００本以上の駆動配線や信号配線が必要になってくる。

【００６５】

駆動回路１１０３は、シフトレジスタ回路で構成され、通常、結晶シリコンを主材料とした半導体プロセスで作製される集積回路（ＩＣ）からなる。個々のＩＣは、ポリイミドなどを主材料にしたフィルム上に実装されたＴＣＰモジュールとなり、ガラス基板上にア

50

モルファスシリコン半導体薄膜が成膜されている放射線検出部 1 1 0 4 に接続される。

【 0 0 6 6 】

読み出し回路 1 1 0 2 も同様であり、駆動回路 1 1 0 3 よりも更に複雑化した大規模集積回路 (L S I) からなる。これらは、ポリイミドなどを主材料にしたフィルム上に実装された T C P モジュールとなり、放射線検出部 1 1 0 4 に複数個、接続される。そして、本実施形態の場合、制御部 1 1 5 0 において、それぞれの読み出し回路 1 1 0 2 が受け持つ列領域の中で無感状態の列と有感状態の列を設定し、減算処理を行うように制御するようにしてもよい。例えば、図 1 2 に示すように、有感状態の列が連続して複数存在する中に、無感状態の列を 1 列だけ設定するような構成としてもよい。この場合、無感状態に設定された列の放射線検出素子に係る画像情報が欠落するが、隣接する有感状態の列の画素出力で補間すればよい。この場合の隣接する有感状態の列の画素出力は、両隣りの 2 列の画素出力を補間処理の対象に用いることができる。

10

【 0 0 6 7 】

また、無感状態と有感状態の設定の方法は、様々な形態がある。例えば、第 1 の実施形態において図 2 に模式的に示したように奇数列及び偶数列毎に有感状態及び無感状態を設定する形態や、第 3 の実施形態において図 1 2 に模式的に示したように放射線検出部 1 1 0 4 の面内で端部の 1 列だけ無感状態を設定した形態がある。後者の場合は、例えば 4 0 c m といった長い行の範囲において、偏らずにラインノイズが重畳すればその補正をすることができる。また、前者は、有感状態の画素の近傍の画素が常に無感状態に設定されているために、ラインノイズ量が等しく重畳するため、ラインノイズの補正の精度は高いが、反面、行方向の解像度が半減する。本実施形態においては、読み出し回路 1 1 0 2 が複数に分割して構成され、それぞれの読み出し回路の中で、1 列だけ無感状態を設定すれば、図 2 と図 1 4 の場合の中間的な効果が期待できる。すなわち、行方向の解像度を劣化させることなく、ラインノイズの補正の精度を確保することができる。また、ラインノイズが観察されない場合には、あえて無感状態の放射線検出素子を設定してラインノイズを除去する処理を実施しなくてもよい。こういった場合、それぞれの読み出し回路の中で 1 列だけ設定されていた無感状態の放射線検出素子群も有感状態とするようにしてもよい。この場合、制御部 1 1 5 0 は、第 1 のスイッチ 1 1 0 9 を電源 1 1 0 1 側に切り換える形態を採る。このように、放射線検出素子に与えるバイアスを切り換える形態をとることにより、無感状態の放射線検出素子群が必要ない場合には、全ての放射線検出素子群を有感状態として有効画素数を低減させることなく解像度の良い画像を得ることができる。

20

30

【 0 0 6 8 】

(第 5 の実施形態)

図 1 6 は、第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。本実施形態の放射線撮像装置では、放射線検出部 1 1 0 4 の各放射線検出素子 S 1 - 1 ~ S 6 - 6 は、同一のセンサバイアス源 1 5 0 1 によってそれぞれバイアスされている。そして、本実施形態の放射線撮像装置には、各スイッチ素子 T 1 - 1 ~ T 6 - 6 を駆動させる駆動回路として、奇数列のスイッチ素子を駆動させる第 1 の駆動回路 1 1 1 3 と、偶数列のスイッチ素子を駆動させる第 2 の駆動回路 1 1 2 3 が設けられている。

【 0 0 6 9 】

第 1 の駆動回路 1 1 1 3 は、制御部 1 1 5 0 による制御に基づいて、駆動配線 G 1 ~ G 6 を介して行毎に奇数列のスイッチ素子を駆動させる。第 2 の駆動回路 1 1 2 3 は、制御部 1 1 5 0 による制御に基づいて、駆動配線 G 7 ~ G 1 2 を介して行毎に偶数列のスイッチ素子を駆動させる。

40

【 0 0 7 0 】

図 1 7 は、第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の第 1 の動作例を示すタイミングチャートである。この図 1 7 には、制御部 1 1 5 0 により、放射線検出部 1 1 0 4 に無感状態の放射線検出素子を設定せずに、全ての放射線検出素子を有感状態と設定した場合の通常の読み出し動作におけるタイミングチャートが示されている。この通常の読み出し動作を行う場合としては、例えば、静止画撮影モードの場合が挙げられる。

50

【 0 0 7 1 】

制御部 1 1 5 0 は、通常の読み出し動作を行う場合、図 1 7 に示すように、駆動配線 G 1 及び G 7、G 2 及び G 8、G 3 及び G 9、G 4 及び G 1 0、G 5 及び G 1 1、G 6 及び G 1 2 のいずれかの組に同時に駆動信号が供給されるように、第 1 の駆動回路 1 1 1 3 及び第 2 の駆動回路 1 1 2 3 を制御する。

【 0 0 7 2 】

図 1 8 は、第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の第 2 の動作例を示すタイミングチャートである。この図 1 8 には、制御部 1 1 5 0 により、放射線検出部 1 1 0 4 の奇数列の放射線検出素子を有感状態に設定し、偶数列の放射線検出素子を無感状態に設定した場合の読み出し動作におけるタイミングチャートが示されている。

10

【 0 0 7 3 】

具体的に、図 1 8 に示す動作を行う場合、制御部 1 1 5 0 は、第 1 の駆動回路 1 1 1 3 を駆動させて各駆動配線 G 1 ~ G 6 から駆動信号を供給させるとともに、第 2 の駆動回路 1 1 2 3 の駆動を禁止する制御を行う。これにより、偶数列の放射線検出素子に対応して設けられたスイッチ素子が動作しないため、当該放射線撮像素子に蓄積された信号電荷は転送されず、信号配線の電位が空読みされた結果、当該放射線撮像素子が無感状態となる。この場合、例えば、読み出し回路 1 1 0 2 の初段アンプの容量 C F 1 ~ C F 6 (図 1 6 には不図示) をリセットする際に重畳するラインノイズが読み出されることになる。

【 0 0 7 4 】

そして、本実施形態の信号処理回路 1 1 6 0 においても、読み出し回路 1 1 0 2 で読み出された、有感状態の奇数列の放射線検出素子の電気信号から、無感状態の偶数列の放射線検出素子の電気信号を減算する減算処理を行う。これにより、ラインノイズを除去することができる。

20

【 0 0 7 5 】

本実施形態においては、放射線検出部 1 1 0 4 の奇数列の放射線検出素子を有感状態とし、偶数列の放射線検出素子を無感状態とする場合を示したが、例えば、逆に、奇数列の放射線検出素子を無感状態とし、偶数列の放射線検出素子を有感状態としてもよい。この場合には、制御部 1 1 5 0 において、第 1 の駆動回路 1 1 1 3 の駆動を禁止するとともに、第 2 の駆動回路 1 1 2 3 を駆動させて各駆動配線 G 7 ~ G 1 2 から駆動信号を供給させる制御を行う形態と採る。奇数列を有感状態でかつ偶数列を無感状態とした時の画像は、列の解像度は半分になり、反対に、偶数列を有感状態でかつ奇数列を無感状態とした時の画像も、同様に列の解像度は半分になる。しかし、前者を読み出した後に後者を読み出せば、読み出し時間は 2 倍になるが、列の解像度が損なわれずに読み出すことができる。また、例えば、放射線検出部 1 1 0 4 の各放射線検出素子のうち、1 列目の放射線検出素子のみを無感状態とし、その他の列 (2 ~ 6 列) の放射線検出素子を有感状態としてもよい。この場合、図 1 6 及び図 1 8 に示す放射線撮像装置に対して、例えば、第 6 列のスイッチ素子のみを第 2 の駆動回路 1 1 2 3 に接続し、他の列のスイッチ素子を第 1 の駆動回路 1 1 1 3 に接続して、当該第 6 列の放射線検出素子のみを無感状態とする形態と採る。

30

【 0 0 7 6 】

(第 6 の実施形態)

40

図 1 9 は、第 6 の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。第 6 の実施形態に係る放射線撮像装置は、図 1 6 に示す第 5 の実施形態と同様の構成である。すなわち、制御部 1 1 5 0 において、第 1 の駆動回路 1 1 1 3 を駆動させるとともに、第 2 の駆動回路 1 1 2 3 の駆動を禁止する制御を行うことによって、奇数列の放射線検出素子を有感状態にし、偶数列の放射線検出素子を無感状態に設定している。

【 0 0 7 7 】

図 1 9 に示すように、第 6 の実施形態では、第 1 の駆動回路 1 1 1 3 おいて、2 つの駆動配線に対して駆動信号を同時に入力する制御を行っている。こうすることにより、読み出し回路 1 1 0 2 において、1 行目及び 2 行目の放射線検出素子の電気信号を加算し、3 行目及び 4 行目の放射線検出素子の電気信号を加算し、5 行目及び 6 行目の放射線検出素

50

子の電気信号を加算して読み出すことができる。

【 0 0 7 8 】

そして、図 9 の信号処理回路 1 1 6 0 を用いることにより、読み出し回路 1 1 0 2 で読み出された、有感状態の奇数列の放射線検出素子の電気信号から、無感状態の偶数列の放射線検出素子の電気信号の減算処理が行われ、ラインノイズを除去することができる。

【 0 0 7 9 】

また、図 9 に示す信号処理回路 1 1 6 0 を用いることにより、サンプリングピッチは、行方向、列方向ともに 2 倍となる。つまり、例えば 1 6 0 μm で配列された画素は、行方向（横方向）で 3 2 0 μm ピッチとして読み出されることになり、列方向（縦方向）で 3 2 0 μm ピッチとして駆動されたことになる。列方向（縦方向）の場合は、奇数列の場合、画素信号が 2 画素分加算されて出力されることになる。そして、図 1 9 のタイミングチャートを繰り返すことにより動画撮影が可能となる。この場合、図 1 8 に示されたタイミングチャートに比べて、1 フレーム分を読み出す時間を 1 / 2 にすることができる。このことは、動画撮影としてのフレームレートを 2 倍にできることを意味する。また、第 6 の実施形態の応用例としては、図 1 1 に示すような静止画撮影と動画撮影とを混在した撮影シーケンスに適用することが挙げられる。

【 0 0 8 0 】

（第 7 の実施形態）

図 2 0 は、本発明の第 7 の実施形態を示すための放射線撮像装置の読み出し回路図である。図 2 0 の特徴は、オペアンプ A 1 ~ A 6 の積分容量 C F 1 ~ C F 6 をリセットするための制御信号が R C と R C 1 に分けられているところである。すなわち、図 2 0 では、制御信号 R C 1 は、信号配線 M 1 に接続された積分アンプの積分容量 C F 1 をリセットし、また、制御信号 R C は、M 2 ~ M 6 の信号配線に接続されたオペアンプ A 2 ~ A 6 の積分容量 C F 2 ~ C F 6 をリセットする。

【 0 0 8 1 】

図 2 1 は、読み出し回路に接続される放射線検出手段の例である。図 2 1 は、図 2 や図 1 2 と異なるところは、放射線検出素子をバイアスするバイアス線が、複数系統に分けられていない点にある。但し、本実施形態に接続する放射線検出回路部は、バイアス線の電位をそれぞれの系統で同じに設定すれば、図 2 や図 1 2 でもよい。本実施形態の特徴は、読み出し回路の制御線 R C と R C 1 とを別個に設けることにより、無感領域に該当する放射線検出画素を、読み出し回路によって形成することにある。

【 0 0 8 2 】

本実施形態により、R C 1 に該当する M 1 信号配線に列の無感領域に設定することができる。図 2 2 は図 2 0 の動作を示すタイミングチャートである。R C 1 は、T F T をオンさせる駆動配線 G 1 ~ G 6 に与えられる駆動信号に重ねてオンさせている。このようにすることにより、M 1 列に該当する放射線検出素子の信号電荷は、C F 1 に積分されず無感領域とすることができる。

【 0 0 8 3 】

制御信号 R C 1 の信号がオフした後に、サンプルホールド用の制御信号 S M P L をオンさせることにより、サンプルホールド容量 C 1 ~ C 6 に、C F 1 ~ C F 6 の電荷がサンプルホールドされる。この時、サンプルホールド信号に同期して、信号配線 M 1 ~ M 6 やオペアンプ A 1 ~ A 6 の出力端子に対し電源ラインや G N D ラインや、空間を介して混入するノイズが、図 2 2 の V o u t に図示しているように、ラインノイズとしてサンプルホールドされる。これらは、別途、例えば図 9 に示されるような処理回路で減算され補正されることになる。

【 0 0 8 4 】

なお、本実施形態では、M 1 ラインに該当するオペアンプの制御線を別系統にして説明してきたが、これまで説明してきたように、奇数と偶数とに分けて構成してもよい。

【 0 0 8 5 】

また、図 2 2 のタイミングチャートでは、制御信号 R C 1 を T F T をオンさせる駆動信

10

20

30

40

50

号に完全に重なるように制御しているが、無感領域として動作させる目的、すなわちラインノイズを重畳させるためであれば、完全に重ねなくてもよい。

【0086】

なお、本発明の各実施形態において、放射線検出素子の無感状態とは、前述したように、当該放射線検出素子から電気信号を取り出すことができない状態であるが、換言すればラインノイズのみを検出することができる状態という意味でもある。また、放射線検出素子の有感状態とは、前述したように、当該放射線検出素子から電気信号を取り出すことができる状態であるが、換言すれば当該放射線検出素子の電気信号にラインノイズ成分が含まれ得る状態という意味でもある。また、本発明の各実施形態において、放射線検出画素の無感状態とは、放射線検出素子、またはスイッチ素子、または信号処理回路が電氣的に制御され、放射線により当該放射線検出素子で発生した電荷に基づく放射線検出素子からの電気信号を取り出すことができない状態のことを言う。さらに、放射線検出画素の有感状態とは、放射線検出素子、またはスイッチ素子、または信号処理回路が電氣的に制御され、放射線により当該放射線検出素子で発生した電荷に基づく放射線検出素子からの電気信号を取り出すことができる状態のことを言う。

10

【0087】

さらに、本発明に係る他の実施形態として、放射線撮像システムを提供することができる。例えば、当該放射線撮像システムとしては、第1～第6の実施形態のいずれかの放射線撮像装置と、被写体を介して当該放射線撮像装置に放射線を出射する放射線源とを具備するシステムが考えられる。このような放射線撮像システムにおいても、前述した本発明の効果を奏することが可能である。

20

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明は、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いて好適な放射線撮像装置及び放射線撮像システムに利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図1】第1の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】第1の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

【図3】図2に示す駆動回路の内部構成を示す回路図である。

30

【図4】図3で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）の第1の動作例を示すタイミングチャートである。

【図5】図3で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）の第2の動作例を示すタイミングチャートである。

【図6】図3で示す駆動回路（シフトレジスタ回路部）の第3の動作例を示すタイミングチャートである。

【図7】図2に示す読み出し回路の内部構成を示す回路図である。

【図8】第1の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

。

【図9】図2に示す信号処理回路の内部構成を示す回路図である。

40

【図10】第2の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【図11】第2の実施形態に係る放射線撮像装置において、静止画撮影と動画撮影との動作例を示すシーケンス図である。

【図12】第3の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

【図13】第3の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【図14】第3の実施形態に係る信号処理回路の動作例を示すタイミングチャートである。

。

【図15】第4の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

50

【図 16】第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

【図 17】第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の第 1 の動作例を示すタイミングチャートである。

【図 18】第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の第 2 の動作例を示すタイミングチャートである。

【図 19】第 6 の実施形態に係る放射線撮像装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【図 20】第 7 の実施形態に係る放射線撮像装置の読み出し回路の内部構成を示す回路図である。

【図 21】第 7 の実施形態に係る放射線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

10

【図 22】第 7 の実施形態に係る放射線撮像装置のタイミングチャートである。

【図 23】ラインノイズがのった画像例を示す図である。

【符号の説明】

【0090】

1100、1101 電源

1102 読み出し手段（読み出し用回路部）

1103 駆動手段（シフトレジスタ回路部）

1104 放射線検出手段

1109 第 1 のスイッチ

1110 第 2 のスイッチ

20

1111 第 1 のバイアス線 V S 1

1112 第 2 のバイアス線 V S 2

1150 制御手段

1160 信号処理手段

1170 センサバイアス供給手段（電圧供給手段）

1171 第 1 の電源部

1172 第 2 の電源部

1201 D フリップフロップ

1202 アンド素子

1203 レベルシフト回路

30

1302 オペアンプ（バッファアンプ）

1301 シフトレジスタ

2201 オペアンプ（差動アンプ）

2202 オペアンプ（バッファアンプ）

2203 オペアンプ（バッファアンプ）

2204、2205、2250 スイッチ

2206、2207 容量素子（サンプルホールド用コンデンサ）

2220 AD 変換器

S 1 - 1 ~ S 6 - 6 放射線検出素子（X 線検出素子）

T 1 - 1 ~ T 6 - 6 スイッチ素子（T F T）

40

G 1 ~ G 6、G 7 ~ G 12 ゲート配線

M 1 ~ M 7 読み出し配線（信号配線）

A 1 ~ A 6 オペアンプ

B 1 ~ B 6 オペアンプ（バッファアンプ）

C F 1 ~ C F 6 容量素子

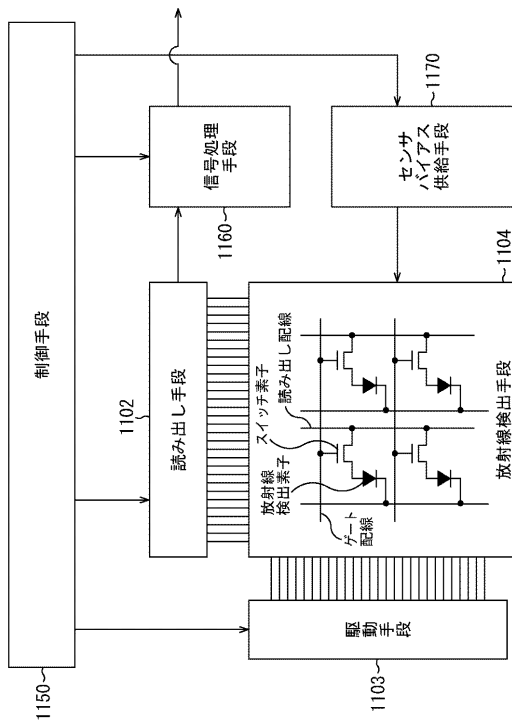
C 1 ~ C 6 容量素子（サンプルホールド用コンデンサ）

S W 1 ~ S W 6 スイッチ素子（リセット用スイッチ）

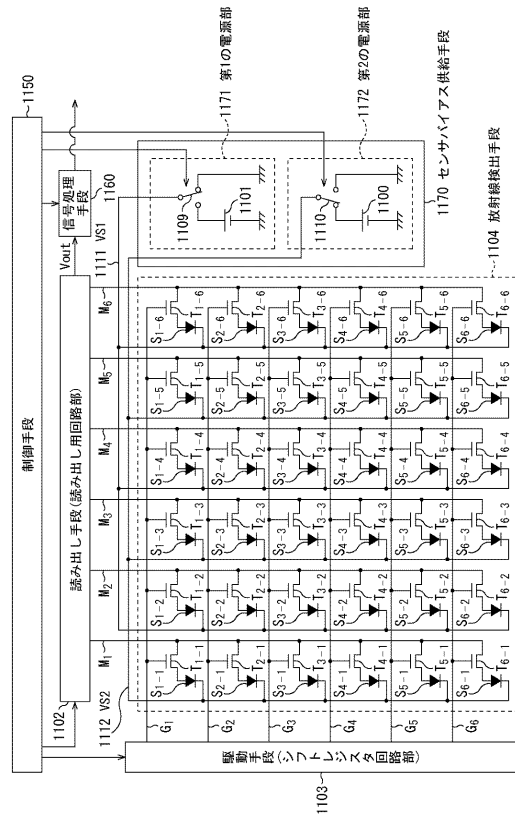
S r 1 ~ S r 6 スイッチ素子（直列変換用）

S n 1 ~ S n 6 スイッチ素子（サンプルホールド用）

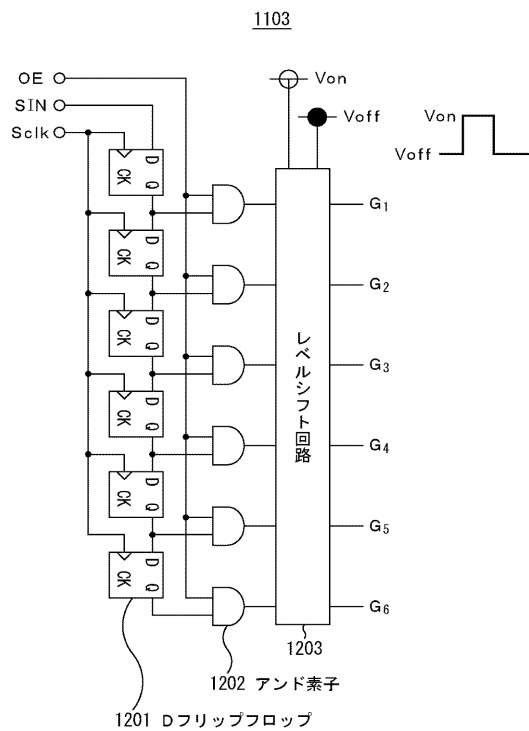
【 図 1 】



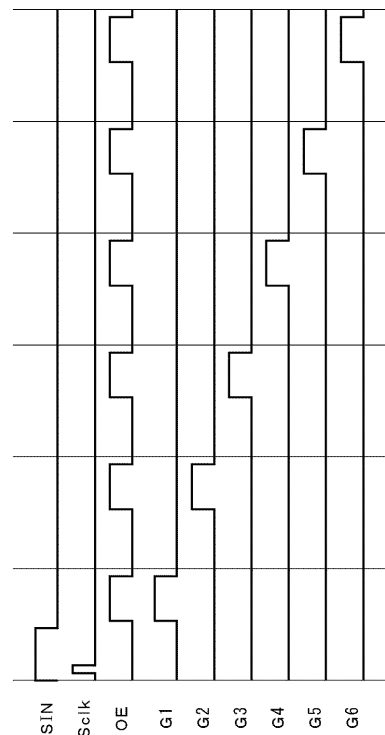
【 図 2 】



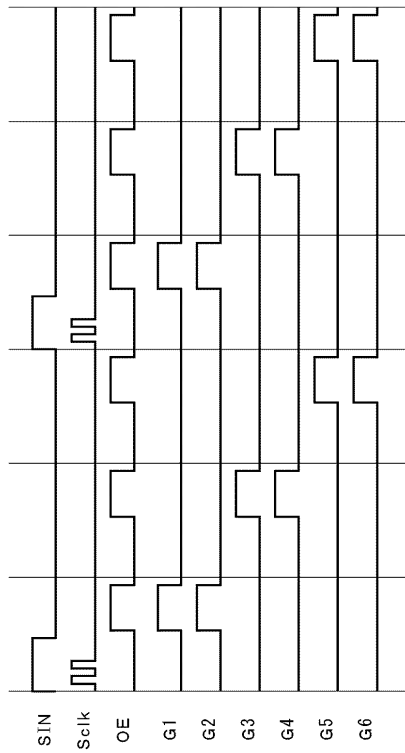
【 図 3 】



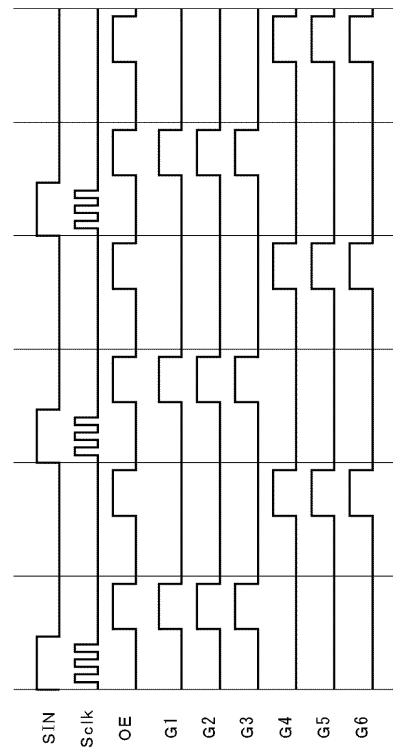
【 図 4 】



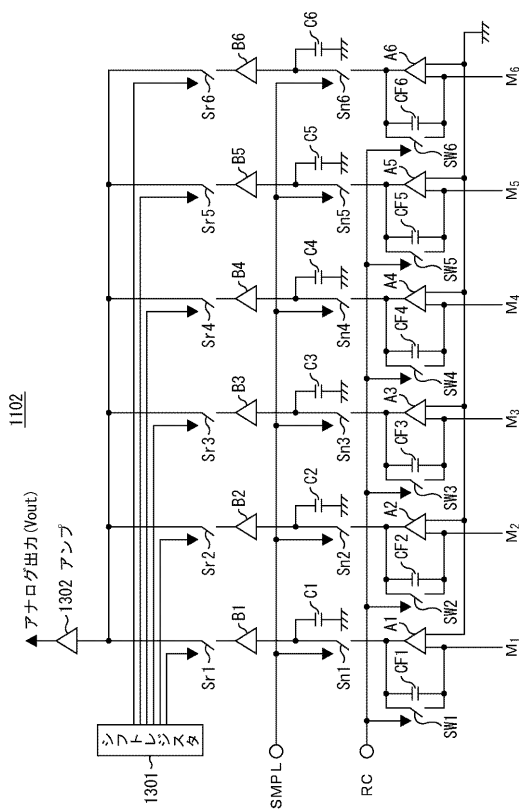
【図 5】



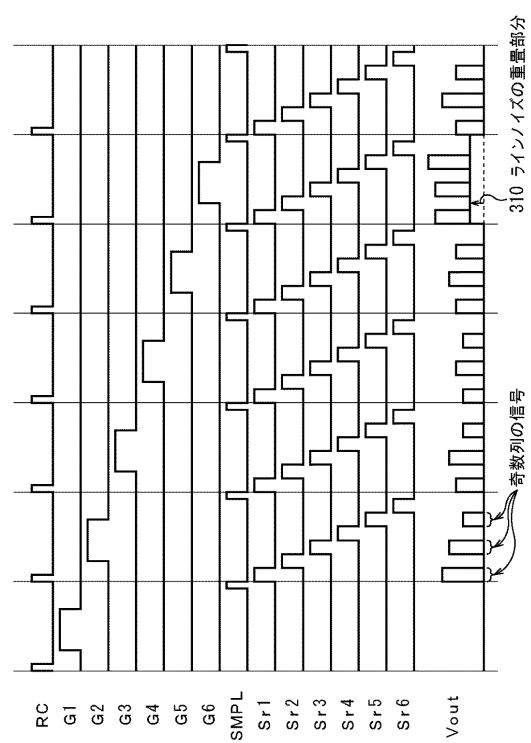
【図 6】



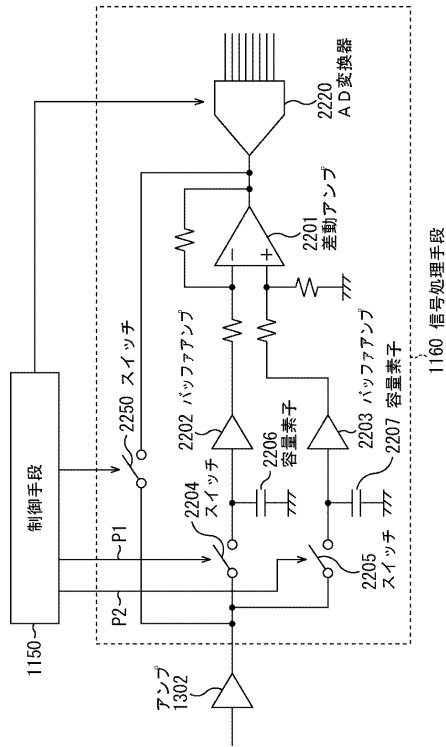
【図 7】



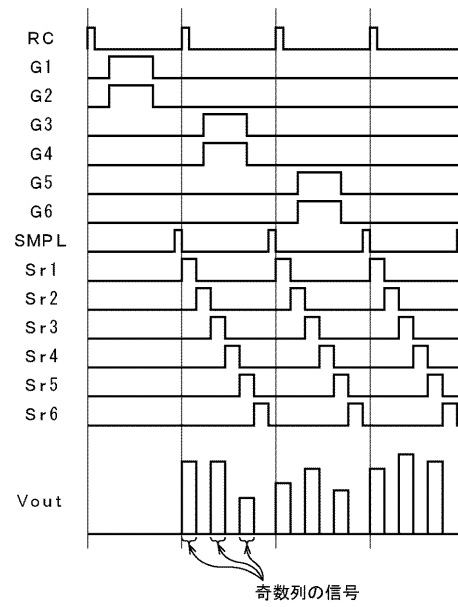
【図 8】



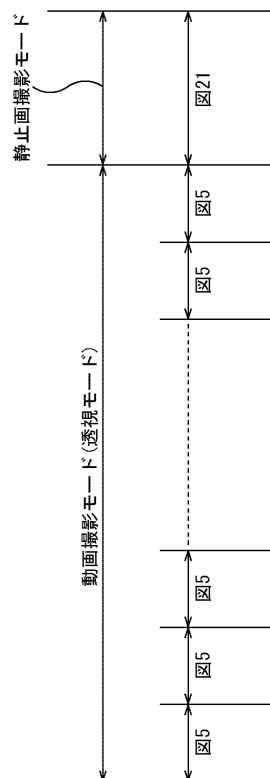
【 図 9 】



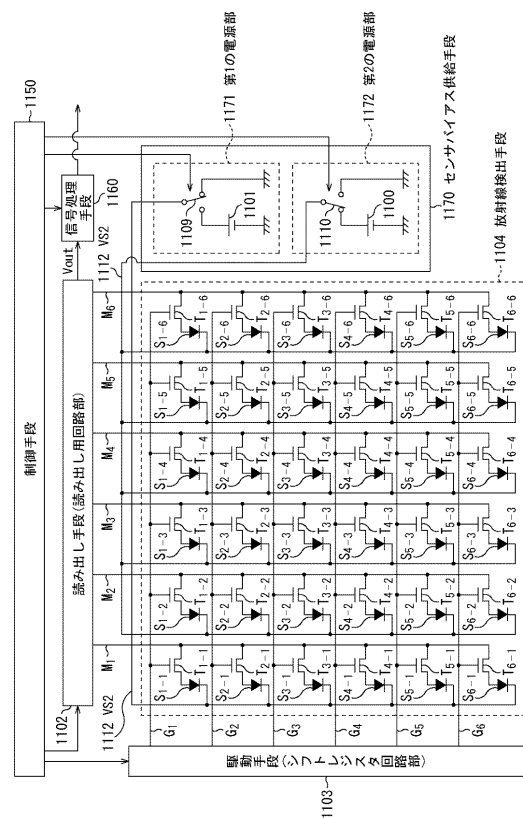
【 図 1 0 】



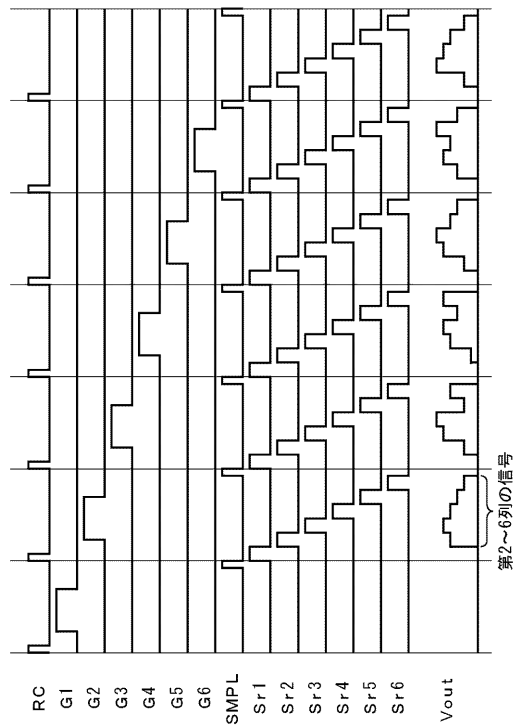
【 図 1 1 】



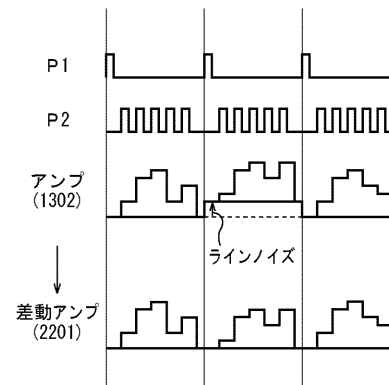
【 図 1 2 】



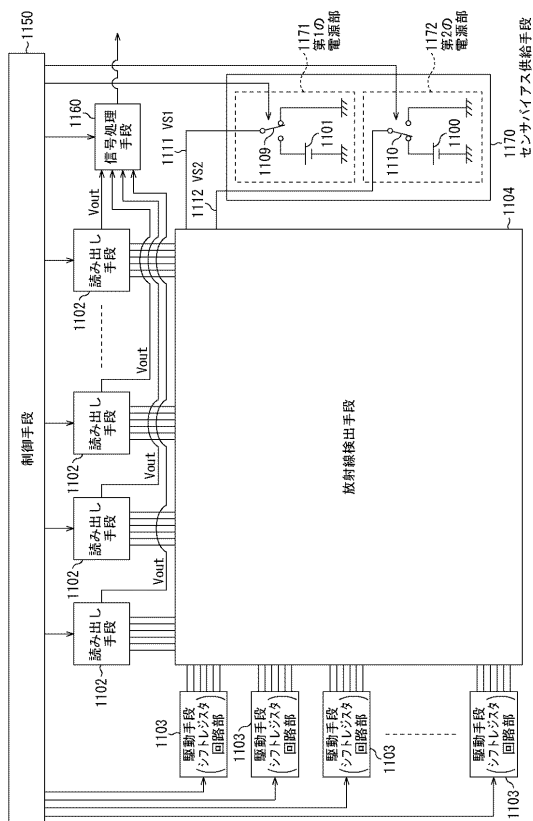
【図 13】



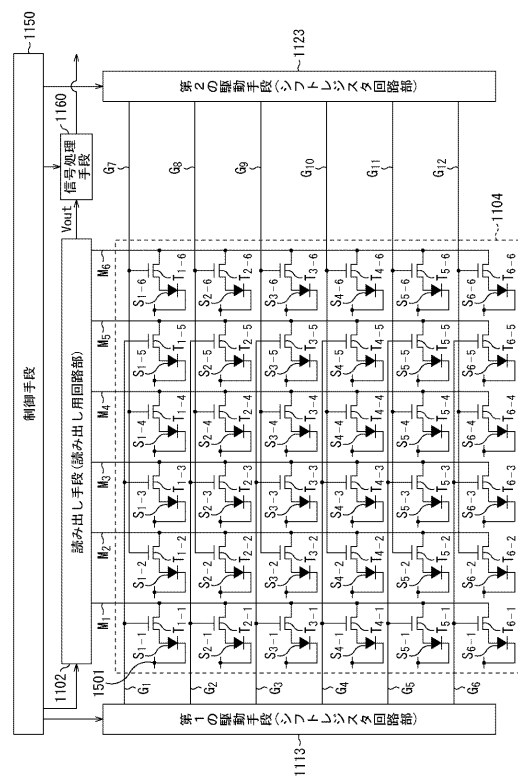
【図 14】



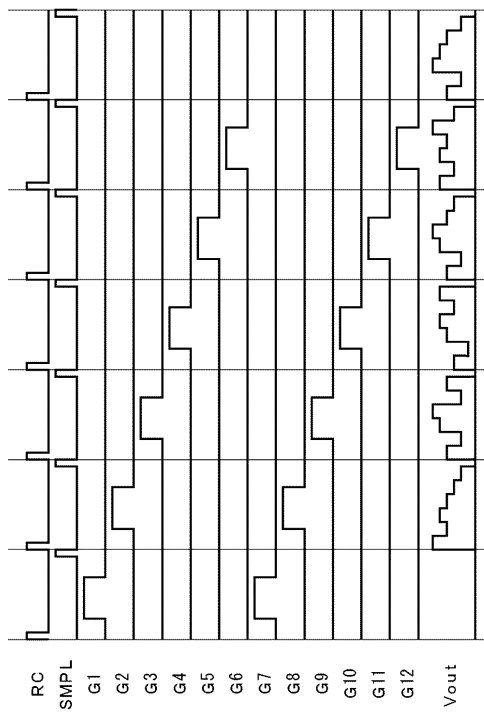
【図 15】



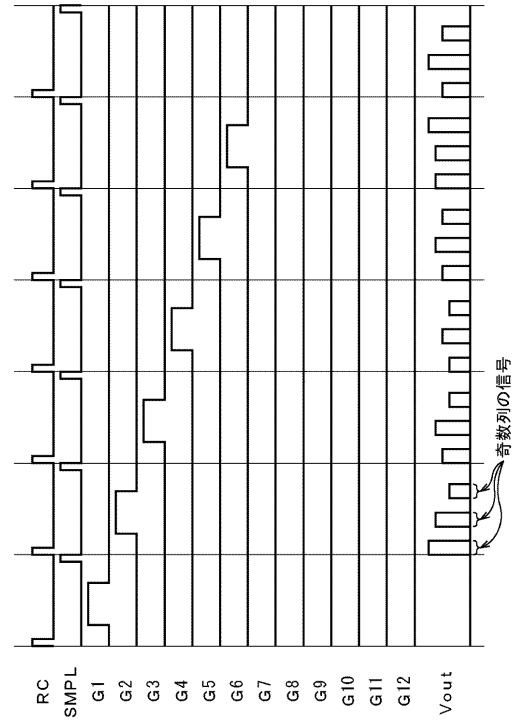
【図 16】



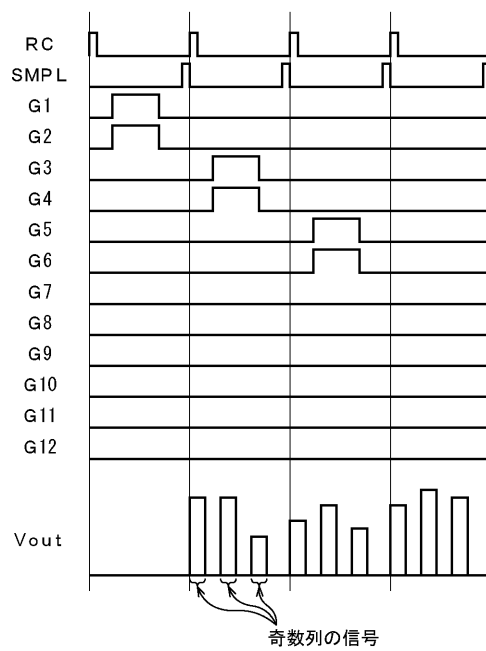
【図 17】



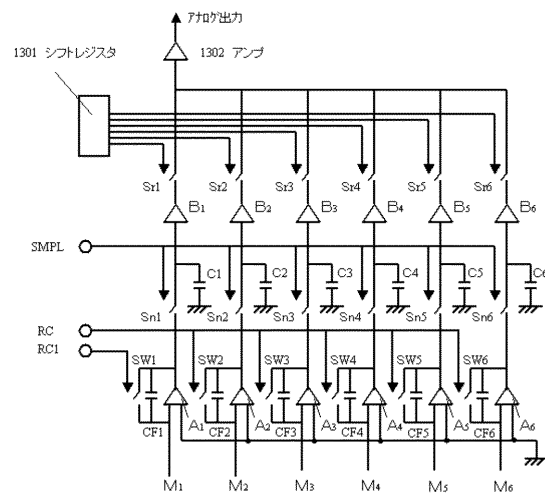
【図 18】



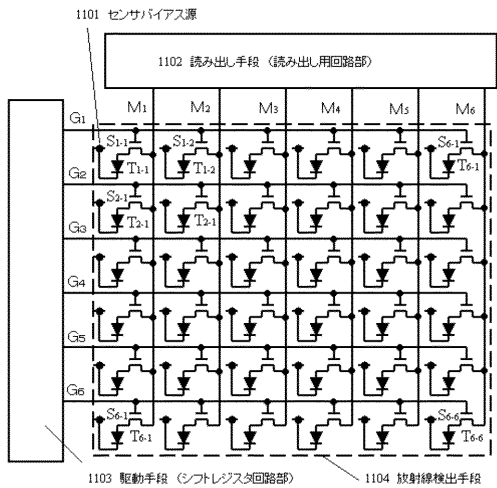
【図 19】



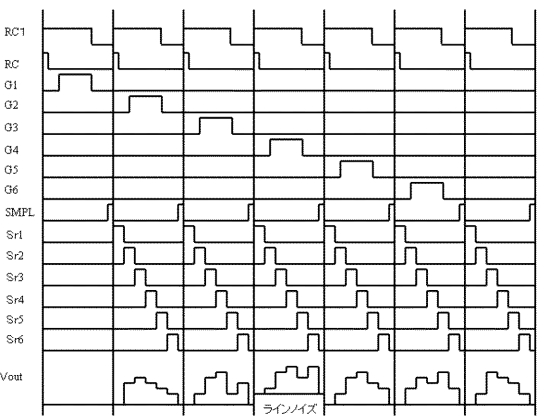
【図 20】



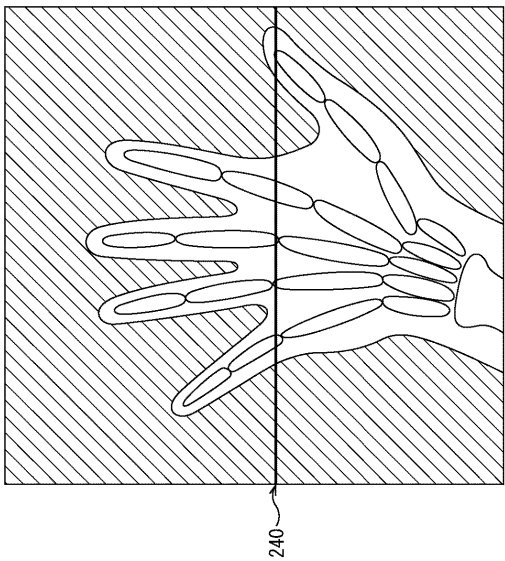
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 5/376 (2011.01) H 0 4 N 5/335 7 4 0
 H 0 4 N 5/335 7 6 0

(72)発明者 八木 朋之
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
 (72)発明者 竹中 克郎
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
 (72)発明者 横山 啓吾
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内

審査官 鈴木 肇

(56)参考文献 特開平09-131337(JP,A)
 特開2000-224377(JP,A)
 特開2002-300477(JP,A)
 特開平07-087284(JP,A)
 特開平09-321267(JP,A)
 特表2002-513465(JP,A)
 特開平10-066686(JP,A)
 特開2002-101343(JP,A)
 特開平09-322062(JP,A)
 特開2001-285717(JP,A)
 特開昭63-158982(JP,A)
 特開2006-101394(JP,A)
 特開2007-266760(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
 H 0 4 N 5 / 3 0 - 5 / 3 7 8
 H 0 1 L 2 1 / 3 3 9
 H 0 1 L 2 7 / 1 4 - 2 7 / 1 4 8
 H 0 1 L 2 9 / 7 6 2
 G 0 1 T 1 / 0 0 - 7 / 1 2