

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4383899号
(P4383899)

(45) 発行日 平成21年12月16日(2009.12.16)

(24) 登録日 平成21年10月2日(2009.10.2)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 T 1/24 (2006.01)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)
GO 1 T 1/00 (2006.01)
GO 1 T 1/20 (2006.01)
H O 1 L 31/09 (2006.01)

GO 1 T 1/24
A 6 1 B 6/00 3 O O S
A 6 1 B 6/00 3 2 O Z
GO 1 T 1/00 B
GO 1 T 1/20 E

請求項の数 8 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-7035 (P2004-7035)
(22) 出願日 平成16年1月14日(2004.1.14)
(65) 公開番号 特開2004-251892 (P2004-251892A)
(43) 公開日 平成16年9月9日(2004.9.9)
審査請求日 平成19年1月12日(2007.1.12)
(31) 優先権主張番号 特願2003-17807 (P2003-17807)
(32) 優先日 平成15年1月27日(2003.1.27)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100090273
弁理士 國分 孝悦
(72) 発明者 石井 孝昌
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 辻井 修
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 山崎 達也
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】

基板上に行方向及び列方向に配置された複数の画素領域と、
前記複数の画素領域に接続された複数のプリント配線基板と、
前記複数の画素領域から前記複数のプリント配線基板を介して電気信号を読み出す読み
出し部と、

前記複数の画素領域の露出を制御する露出制御部と、を有し、
前記複数の画素領域は、撮像するための複数の第1の画素領域と、撮像するとともに露
出制御用の出力値を取得するための複数の第2の画素領域と、を有し、

前記第1の画素領域は、撮像するための複数の第1の画素を有し、複数の前記第1の画
素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第1の半導体変換素子と、前記第1の半導体
変換素子により変換された電気信号を出力するスイッチ素子と、を有し、

前記第2の画素領域は、撮像するための複数の第2の画素と、複数の前記第2の画素の
間に集合して配置された露出制御用の出力値を取得するための複数の第3の画素と、を有
し、複数の前記第2の画素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第2の半導体変換素
子と、前記第2の半導体変換素子により変換された電気信号を出力するスイッチ素子と、
を有し、複数の前記第3の画素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第3の半導体変
換素子と、を有し、

前記複数のプリント配線基板は、それぞれ予備配線を備えた複数の第1のプリント配線
基板と複数の第2のプリント配線基板とを有し、前記第1のプリント配線の予備配線は前

10

20

前記第 3 の画素と前記露出制御部とを接続せず、前記第 2 のプリント配線の予備配線は前記第 3 の画素と前記露出制御部とを接続することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】

前記第 2 の半導体変換素子は、第 1 の面積の半導体変換素子と、前記第 1 の面積よりも小さい第 2 の面積の半導体変換素子と、を含み、

前記第 2 の面積の半導体変換素子は、前記第 3 の半導体変換素子に隣接して配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

前記第 1 のプリント配線基板は、前記第 1 の画素からの電気信号を前記読み出し部に転送する第 1 の半導体チップを有し、

前記第 2 のプリント配線基板は、前記第 2 の画素からの電気信号を前記読み出し部に転送する第 2 の半導体チップを有し、

前記第 3 の半導体変換素子は、前記第 2 の半導体チップに接続されていないことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】

前記第 1 の半導体変換素子及び前記第 2 の半導体変換素子は、それぞれ、MIS 型光電変換素子を含み、

前記第 3 の半導体変換素子は、TFT 型センサを含み、

複数の前記プリント配線基板はそれぞれ、前記 TFT 型センサのゲート・ドレイン間にバイアス電圧を印加するためのゲート用及びドレイン用予備配線と、TFT 型センサのソースから出力された電気信号を前記露出制御部 AEC 用回路へ伝達するためのソース用予備配線と、を有する有ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記ソース用予備配線は、グランド電位に接続されていることを特徴とする請求項 4 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

前記複数の予備配線は、前記プリント配線基板の両側端部に配されることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】

前記放射線を発生させる放射線源と、

前記放射線源から入射された放射線を電気信号に変換する請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置と、

前記放射線撮像装置から出力された電気信号を画像処理する画像処理手段と、

前記画像処理手段により画像処理された電気信号を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする放射線撮像システム。

【請求項 8】

前記画像処理手段から出力された電気信号を伝送する伝送処理手段を更に備え、前記画像処理手段は、前記伝送処理手段を介して前記表示手段に前記電気信号を出力することを特徴とする請求項 7 に記載の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、医療用画像診断装置、非破壊検査装置、放射線を用いた分析装置等に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、線、線、線等の他に、可視光線、X 線等の電磁波も、放射線に含まれるものとする。

【背景技術】

【0002】

被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線の強度分布を検出して被写体の放射線画像を得る方法として最近では、微小な光電変換素子 (photoelectric conversion dev

10

20

30

40

50

ice)、スイッチング素子等からなる画素を格子状に配列した光電変換装置を使用し、デジタル画像を取得する技術が開発されている。これらの放射線撮像装置では、取得した画像データを即時に表示することが可能である。

【0003】

従来の放射線撮像装置において、放射線撮像装置に到達する放射線量が低領域になると、到達情報量の低下による量子ノイズや、装置が有するシステムノイズの影響が大きくなり、画像のS/N比が悪化する。このため、取得画像の必要最低限の品質を確保するために、最小限の到達放射線量を得る目的で、フォトタイマ等とよばれるX線自動露出制御(Automatic Exposure Control: AEC)回路が使用されている。図8(a)及び(b)に示すように、AEC回路で使用する放射線検出素子のAEC用放射線検出領域5は、例えば胸部撮影及び腹部撮影のいずれでも使用可能なように、2~3箇所とされている。

10

【0004】

このとき、上記放射線撮像装置の撮像素子として固体光検出素子を用いたフラットパネルディテクタ(FPD)の場合は、特許文献1(米国特許第5585638号明細書)に開示されているように、FPDの前面にFPDとは別体の放射線検出素子を配置して、AEC回路を動作させている。

【0005】

しかしながら、別途AEC制御用センサを設け、入射する放射線量を調整(AEC制御)する場合、このセンサの配置が問題となる。つまり、FPDの前面にAEC制御用センサを、画像撮像用センサによる撮像に支障のないように配置するためには、AEC制御用センサによる放射線の減衰を非常に小さなものとする必要となる。このため、装置全体のコスト上昇が引き起こされる。また、全く減衰の無いセンサは存在しないため、その分の撮像画像の画質低下は避けられない。

20

【0006】

【特許文献1】米国特許第5585638号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、かかる問題点に鑑みてなされたものであって、検出前での放射線の減衰を抑制しながら、入射する放射線量を自動調整することができ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。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本願発明者は、前記課題を解決すべく鋭意検討を重ねた結果、以下に示す発明の諸態様に想到した。

【0009】

本願発明者等は、装置の小型化及び簡素化の要求や、低コスト化の要求、また製造技術の向上からFPD内部にAEC用放射線検出素子を配置することを可能とした。但し、この場合、AEC用放射線検出素子は、画像撮像用放射線検出画素の動作の妨げにならないよう配置することが望まれる。具体的には、FPDを構成する絶縁基板からテープキャリアパッケージ(TCP: Tape Carrier Package)等のプリント配線基板を介して信号が読み出される部分の構成を最適化することが望まれる。ここで、画像撮像用放射線検出画素の動作の妨げとは、FPD内にAEC用放射線検出画素が配置された結果、その付近の画像撮像用放射線検出画素の配線パターンが他の部分と相違するため、配線容量が増加してノイズが増加したり、画像撮像用放射線検出画素の著しい開口率の低下によって画質が低下したりすること等をいう。

40

【0010】

本発明に係る放射線撮像装置は、基板上に行方向及び列方向に配置された複数の画素領域と、前記複数の画素領域に接続された複数のプリント配線基板と、前記複数の画素領域から前記複数のプリント配線基板を介して電気信号を読み出す読み出し部と、前記複数の

50

画素領域の露出を制御する露出制御部と、を有し、前記複数の画素領域は、撮像するための複数の第1の画素領域と、撮像するとともに露出制御用の出力値を取得するための複数の第2の画素領域と、を有し、前記第1の画素領域は、撮像するための複数の第1の画素を有し、複数の前記第1の画素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第1の半導体変換素子と、前記第1の半導体変換素子により変換された電気信号を出力するスイッチ素子と、を有し、前記第2の画素領域は、撮像するための複数の第2の画素と、複数の前記第2の画素の間に集合して配置された露出制御用の出力値を取得するための複数の第3の画素と、を有し、複数の前記第2の画素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第2の半導体変換素子と、前記第2の半導体変換素子により変換された電気信号を出力するスイッチ素子と、を有し、複数の前記第3の画素はそれぞれ、放射線を電気信号に変換する第3の半導体変換素子と、有し、前記複数のプリント配線基板は、それぞれ予備配線を備えた複数の第1のプリント配線基板と複数の第2のプリント配線基板とを有し、前記第1のプリント配線の予備配線は前記第3の画素と前記露出制御部とを接続せず、前記第2のプリント配線の予備配線は前記第3の画素と前記露出制御部とを接続することを特徴とする。

10

【0011】

本発明においては、第3の半導体変換素子を介して検出された放射線量に基づいてAEC制御を行うことが可能である。このとき、第3の半導体変換素子が第2の半導体変換素子と同一の第2の画素領域に配置されているので、第3の半導体変換素子による放射線の減衰は生じない。また、第3の半導体変換素子は一部の画素領域内に設けられ、プリント配線基板単位で配置されているので、第3の半導体変換素子は第1及び第2の半導体変換素子の動作の妨げにならない。

20

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、画素領域内に第3の半導体変換素子が配置されているため、第3の半導体素子による放射線の減衰を抑制することができ、また、第3の半導体変換素子は第1及び第2の半導体変換素子の動作の妨げにならない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の好適な実施形態に係る放射線撮像装置について、添付の図面を参照して具体的に説明する。

30

【0014】

(第1の実施形態)

先ず、本発明の好適な第1の実施形態について説明する。図1は、本発明の好適な第1の実施形態に係る放射線撮像装置のレイアウトを示す模式図である。

【0015】

本実施形態においては、絶縁基板1上に、m列n行の撮像用放射線検出画素がマトリクス状に配置されている。1つの撮像用放射線検出画素には、放射線を電気信号に変換するための変換部が設けられている。この変換部は、MIS型光電変換素子(第1の半導体変換素子)と読出用の薄膜トランジスタ(TFT)(スイッチ素子)とから構成されている。m列の撮像用放射線検出画素は、例えば9個の群に区分けされており、この群ごとに、読出用TCPa1乃至a9のいずれかに接続されている。また、n行の撮像用放射線検出画素は、例えば8個の群に区分けされており、この群ごとに、駆動用TCPd1乃至d8のいずれかに接続されている。なお、読出用TCPa1乃至a9及び駆動用TCPd1乃至d9は、配線が形成されたテープ上に半導体チップがTAB(Tape Automated Bonding)により実装されて構成されている。そして、読出用TCPa1乃至a9は読み出し装置2に接続され、駆動用TCPd1乃至d8はゲート駆動装置3に接続されている。

40

【0016】

上述のように、m列の撮像用放射線検出画素が9個の群に区分けされ、n行の撮像用放射線検出画素が8個の群に区分けされている場合、これらの区分に応じて、m行n列の撮像用放射線検出画素は72個の画素領域4に区分けされ、1つの画素領域4に属する撮像

50

用放射線検出画素は、互いに同一の読出用 T C P 及び駆動用 T C P に接続されている。

【 0 0 1 7 】

更に、本実施形態においては、上記の 7 2 個の画素領域 4 のうちの 3 個に、複数の A E C 用放射線検出画素が配置されており、読出用 T C P a 3、a 5 及び a 7 が特定プリント配線基板となっている。A E C 用放射線検出画素には、T F T 型センサ（第 2 の半導体変換素子）が設けられている。本願明細書では、画素領域 4 のうちで、このような A E C 用放射線検出画素が設けられたものを A E C 用放射線検出領域 5 という。

【 0 0 1 8 】

次に、A E C 用放射線検出領域 5 の構成について説明する。図 2 は、第 1 の実施形態に係る放射線撮像装置における A E C 用放射線検出領域 5 の回路構成を示す等価回路図であり、図 3 は、A E C 用放射線検出領域 5 のレイアウトを示す模式図である。

10

【 0 0 1 9 】

1 個の A E C 用放射線検出領域 5 に、例えば 4 行 4 列（16 個）の撮像用放射線検出画素が配置されている。図 2 及び図 3 中の上から第 a 行、第 b 列の撮像用放射線検出画素には、光電変換素子 M b a 及び薄膜トランジスタ T b a が設けられている（a、b = 1、2、3、4）。また、第 3 列目の撮像用放射線検出画素と第 4 列目の撮像用放射線検出画素との間には、1 列 4 行（4 個）の A E C 用放射線検出画素が列をなして配置されている。図 2 及び図 3 中の上から第 a 行目の A E C 用放射線検出画素には、T F T 型センサ M A 3 a が設けられている。

【 0 0 2 0 】

20

また、第 b 列に配置された 4 個の M I S 型光電変換素子は共通のバイアス線 V s b に接続されており、読み出し装置 2 から一定バイアスが印加されている。第 a 行に配置された 4 個の読出用 T F T のゲート電極は、共通のゲート線 V g a に接続されており、ゲート駆動装置 3 によりゲートの O N / O F F が制御される。更に、第 b 列に配置された 4 個の読出用 T F T のソース電極又はドレイン電極は、共通の信号線 S i g b に接続されている。信号線 S i g 1 ~ S i g 4 は、読み出し装置 2 に接続されている。

【 0 0 2 1 】

次に、読出用 T C P 及び駆動用 T C P と画素内の電極との接続関係について説明する。図 4 は、読出用 T C P a と A E C 用放射線検出領域 5 との接続関係を示す模式図である。なお、図 2 及び図 3 には、撮像用放射線検出画素が 4 列配置され、A E C 用放射線検出画素が 1 列のみ配置された A E C 用放射線検出領域を示しているが、図 4 には、撮像用放射線検出画素が k 列配置され、A E C 用放射線検出画素が複数列配列された A E C 用放射線検出領域を示す。

30

【 0 0 2 2 】

図 4 に示すように、読出用 T C P a には、増幅器の半導体チップ（Amp IC）6 が実装されている。半導体チップ 6 には、撮像用放射線検出画素の信号線 S i g a 1 ~ S i g a k からの出力信号が入力される信号入力線 S i g c 1 ~ S i g c k、及びこれらの信号入力線から入力された信号を増幅して読み出し装置 2 に出力する信号出力線が接続されている。また、読出用 T C P a には、撮像用放射線検出画素のバイアス線 V s a 1 ~ V s a k が接続されて読み出し装置 2 に連絡するバイアス連絡線 V s c、並びに夫々列を構成する A E C 用放射線検出画素の T F T 型センサのゲート線 G L、ソース線 S L、ドレイン線 D L が接続されて読み出し装置 2 に連絡する予備配線 G、予備配線 S 及び予備配線 D が設けられている。読出用 T C P a には、更に、予備配線 G N D が設けられている。信号線 S i g a 1 等は、図 2 及び図 3 中の信号線 S i g 1 等に相当し、バイアス線 V a s 1 等は、図 2 及び図 3 中のバイアス線 V s 1 等に相当する。

40

【 0 0 2 3 】

また、駆動用 T C P には、半導体チップ（ドライバ IC）（図示せず）が実装され、この半導体チップには、撮像用放射線検出画素のゲート線にゲート駆動パルス印加するゲートパルス出力線が接続されている。

【 0 0 2 4 】

50

そして、AEC用放射線検出領域5内では、撮像用放射線検出画素の全列の間で、バイアス線Vsa1～Vsa_kが共通化され、読出用TCPaのバイアス連絡配線Vscに接続されている。信号線Sig a1～Sig a_kは、夫々読出用TCPaの信号入力線Sig c1～Sig c_kに接続されている。また、AEC用放射線検出画素のTF T型センサについては、AEC用放射線検出領域5内の全列の間で、ソース線SL、ドレイン線DL及びゲート線GLが、夫々共通化され、読出用TCPaの予備配線S、予備配線D、予備配線Gに接続されている。

【0025】

また、読み出し装置2には、半導体チップ6から出力された信号を読み出す読み出し回路7、予備配線Gに定電圧VGを供給する直流電源8、予備配線Dに定電圧VDを供給する直流電源9、予備配線Sが接続される増幅器10、ゲインの切り替え回路11及びAD変換回路12が設けられている。ここでは、図示しないが、直流電源8、直流電源9、増幅器10に接続される配線は、読み出し装置2内で共通化され、全ての読み出し用TCPの各予備配線と夫々接続されるようように配置されている。また、読み出し回路7には、図4に示すように、信号入力線Sig c1から半導体チップ6に入力され、半導体チップ6によって増幅された信号用のサンプルホールド容量CL1が設けられている。また、この信号用に、サンプルホールド容量CL1と読み出し回路7の出力との間にスイッチSr1が設けられている。同様にして、図示しないが、信号入力線Sig c2、Sig c3、Sig c4、・・・、Sig c_k用に、夫々サンプルホールド容量CL2、CL3、CL4、・・・、CL_k、及びスイッチSr2、Sr3、Sr4、・・・、Sr_kが設けられている。更に、スイッチSr1、Sr2、Sr3、Sr4、・・・、Sr_kのオン/オフを切り替えるパルスを順次発生させるシフトレジスタSRが設けられている。

【0026】

次に、上述のように構成された第1の実施形態に係る放射線撮像装置の動作について、図2、図3及び図4を参照して説明する。

【0027】

このように構成された放射線撮像装置上で、人体等の被検体に向けてX線が曝射されると、このX線は被検体により減衰を受けながら、被検体を透過し、蛍光体層（図示せず）で可視光線に変換される。そして、この可視光線がMIS型光電変換素子M11等に入射し、電荷に変換される。この電荷は、ゲート駆動装置3により印加されるゲート駆動パルスに応じて読出用TF T11等を介して信号線Sig 1等に転送され、読み出し装置2を介して外部に出力される。その後、MIS型光電変換素子M11等で発生し転送されなかった電荷が共通のバイアス線Vs1等から除去される。

【0028】

この一方で、TF T型センサMA31～MA34に対しては、例えばTF Tの半導体層を空乏化させる一定バイアスを、直流電源8及び9から予備配線G及びDを介してゲート及びドレイン電極間に印加しておく。このように、一定バイアスを印加しておくことにより、入射光に応じた電荷が常に出力される。従って、この出力値を増幅器（AMP）10で増幅させ、加算することにより、X線の総照射量を読み出し装置により検出することができる。そして、X線の総照射量に基づいてX線の曝射を制御する。

【0029】

ここで、AEC用放射線検出画素であるTF T型センサとAEC用回路の概念図を図11に、本実施形態における駆動タイミングチャートを図12に示し、図2、図4、図11及び図12を用いて駆動タイミングを説明する。

【0030】

先ず、ON/OFF回路1101にX線STARTの信号を入力することにより、X線源1102からX線が曝射される。このX線は被検体（図示せず）により減衰を受け、被検体を透過し、蛍光体層1103により、MIS型光電変換素子（図2の光電変換素子Mab）及びTF T型センサMAで感知可能な光（可視光）に波長変換される。この波長変換された光は、MIS型光電変換素子及びTF T型センサMAに入射し、各素子で電荷が

10

20

30

40

50

発生する。

【 0 0 3 1 】

T F T 型センサ M A で発生した電荷は、予備配線 S を介して積分回路 1 1 0 5 で電圧値 $V_{a e c}$ として積分される。電圧値 $V_{a e c}$ が比較回路 1 1 0 6 の設定値（例えば、2 V）に達すると、比較回路 1 1 0 6 から X 線 O F F の信号 S 1 が O N / O F F 回路 1 1 0 1 に入力される。これにより X 線は遮断される（図 1 2 を参照）。

【 0 0 3 2 】

上記説明及び図 1 1 では、アナログの積分回路 1 1 0 5 を使用する例を挙げたが、図 4 のように T F T 型センサ M A の出力を A / D 変換し、メモリ（図示せず）に書き込み、演算回路で設定値と比較しても良い。

【 0 0 3 3 】

次に、上記の M I S 型光電変換素子で発生した電荷を読み出す。図 2 を参照すると、読み出し動作は、1 行目の光電変換素子 M 1 1 ~ M 4 1、次に 2 行目の光電変換素子 M 1 2 ~ M 4 2、次に 3 行目の光電変換素子 M 1 3 ~ M 4 3 の順で行われる。まず、1 行目の光電変換素子 M 1 1 ~ M 4 1 を読み出しするためにスイッチ素子（T F T）T 1 1 ~ T 4 1 のゲート配線 $V_{g 1}$ にゲートパルスを与える（図 1 2 を参照）。これにより、スイッチ素子 T 1 1 ~ T 4 1 がオン状態になり、光電変換素子 M 1 1 ~ M 4 1 に蓄積されていた電荷が、信号線 $S i g 1 \sim S i g 4$ に転送される。信号線 $S i g 1 \sim S i g 4$ には、読み出し容量（図示せず）が付加されており、光電変換素子 M 1 1 ~ M 4 1 に蓄積された電荷は T F T を介して、読み出し容量に転送されることになる。例えば、信号線 $S i g 1$ に付加されている読み出し容量は、信号線 $S i g 1$ に接続されているスイッチ素子 T 1 1 ~ T 1 4 の各 T F T のゲート / ソース間の電極間容量（ $C_{g s}$ ）の総和（4 個分）である。信号線 $S i g 1 \sim S i g 4$ に転送された電荷は、信号入力線 $S i g c 1 \sim S i g c 4$ を介して半導体チップ（Amp IC）6 に入力され、半導体チップ（Amp IC）6 により増幅される。次いで、読み出し回路 7 内のサンプルホールド容量 $C L 1 \sim C L 4$ に夫々転送されてホールドされる。次に、読み出し回路 7 内のシフトレジスタ S R から読み出し回路 7 内のスイッチ $S r 1$ 、 $S r 2$ 、 $S r 3$ 、 $S r 4$ の順番でパルスを印加することにより（図 1 2 を参照）、サンプルホールド容量 $C L 1 \sim C L 4$ にホールドされていた信号が、サンプルホールド容量 $C L 1$ 、 $C L 2$ 、 $C L 3$ 、 $C L 4$ の順で読み出し回路 7 の外部に出力される。結果として、図 1 2 に示すように、光電変換素子 M 1 1 ~ M 4 1 の 1 行分の光電変換信号が読み出し回路 7 から $V o u t$ として順次出力される。2 行目の光電変換素子 M 1 2 ~ M 4 2 の読み出し動作、3 行目の光電変換素子 M 1 3 ~ M 4 3 及びそれ以降の読み出し動作も同様に行われる。

【 0 0 3 4 】

このような第 1 の実施形態によれば、絶縁基板 1 上に A E C 用の T F T 型センサを M I S 型光電変換素子とは別に設けているため、M I S 型光電変換素子に X 線が入射するまでの間に、A E C 用放射線検出画素により X 線が減衰を受けることはない。従って、良好な画質を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

なお、A E C 用放射線検出領域 5 内であれば、T F T 型センサは必要な場所に選択的に配置することができる。A E C 用放射線検出画素に隣接する撮像用放射線検出画素においては、M I S 型光電変換素子の開口率が減少してしまうが、この面積の減少分は読み出した後の画像補正により容易に補うことが可能である。

【 0 0 3 6 】

また、同一の T C P に接続される画素が集合して構成された画素領域 4 のいくつかが A E C 用放射線検出領域 5 と設定され、この A E C 用放射線検出領域 5 内に A E C 用放射線検出画素が配置されている。このため、A E C 用放射線検出画素に接続された配線（ゲート線 $G L$ 、ソース線 $S L$ 及びドレイン線 $D L$ ）を容易に読出用 T C P まで引き出すことが可能である。

【 0 0 3 7 】

そして、各読出用 T C P には、その両側端部に予備配線 G、S 及び D を設け、各予備配線 G、S 及び D を読み出し装置 2 内の所定の回路（直流電源 8 及び 9 並びに増幅器 10）に接続しておくことにより、A E C 用放射線検出画素を所定の回路に接続することが可能となる。従って、安価に放射線撮像装置を製造することが可能となる。

【0038】

本発明の好適な実施の形態に係る読出用 T C P は、複数の予備配線を具備していること、また、必要な A E C 領域に接続する場合は、先述の予備配線を介して所定の回路に接続することに特徴がある。即ち、読出用 T C P は予備配線を使用する場合と使用しない場合がある。

【0039】

また、使用されない予備配線は、全てグランドに直結することにより、外来ノイズ及び静電気に対してより安定な状態を保つことが可能となる。

【0040】

言い換えれば、予備配線を具備した T C P を用いることにより、A E C センサ駆動、及び、出力を読み出すことは勿論のこと、環境安定性をも同時に達成し、且つ、複数の種類の T C P を準備する必要がなくなり高品質、低価格を可能とするものである。

【0041】

なお、第 1 の実施形態では、A E C 用放射線検出画素の配線が読出用 T C P に接続される構成となっているが、図 9 に示すように、駆動用 T C P に接続される構成となってもよい。この場合、例えば、各画素のレイアウトは図 3 と同様のものとし、配線のレイアウトについては、A E C 用放射線検出画素のソース線 S L 及びドレイン線 D L は、夫々コンタクトホール C N T 1、C N T 2 を介して、ゲート配線層（ゲート配線 G L と同じ配線層）に配置された配線に夫々接続される。また、直流電源 8 及び 9 並びに増幅器 10 等はゲート駆動装置に設けられる。

【0042】

また、絶縁基板 1 上のバイアス線は、A E C 用放射線検出領域内で共通化されているだけでなく、例えば全ての画素領域 4 内で共通化されていてもよい。

【0043】

更に、図 2 及び図 3 には、1 個の A E C 用放射線検出領域に 4 行 4 列（16 個）の画素が設けられている例を示しているが、その数はこれに限定されるものではない。また、絶縁基板 1 上には、例えば総計で 2000 × 2000 画素が設けられていてもよい。

【0044】

ここで、本実施の形態において、第 1 の半導体変換素子として M I S 型光電変換素子を示したが、P I N 型光電変換素子を用いても構わない。また、撮像用放射線検出画素の構造に関しては、第 1 の半導体変換素子とスイッチ素子が同一層で構成されている平面型でも、スイッチ素子が形成されている層上に第 1 の半導体変換素子が形成されている積層型でも構わない。また更に、第 1 の半導体変換素子が、放射線を直接電気信号に変換する、例えば、アモルファスセレン（a - S e）や多結晶 C d S 等の直接変換膜を用いた変換素子であり、シンチレータを用いず放射線を直接電気信号に変換する放射線撮像装置を用いても構わない。

【0045】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の好適な第 2 の実施形態について説明する。図 5 は、本発明の好適な第 2 の実施形態に係る放射線撮像装置のレイアウトを示す模式図である。

【0046】

本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、絶縁基板 1 上に、m 列 n 行の撮像用放射線検出画素がマトリクス状に配置されている。m 列の撮像用放射線検出画素は、例えば 9 個の群に区分けされている。また、n 行の撮像用放射線検出画素は、例えば 8 個の群に区分けされており、この群ごとに、駆動用 T C P d 1 乃至 d 8 のいずれかに接続されている。9 個の群に区分けされた m 列の撮像用放射線検出画素のうちで駆動用 T C P d 1 乃

10

20

30

40

50

至 d 4 のいずれかに接続されているものは、読出用 T C P a 1 乃至 a 9 のいずれかに接続され、駆動用 T C P d 5 乃至 d 8 のいずれかに接続されているものは、読出用 T C P b 1 乃至 b 9 のいずれかに接続されている。

【 0 0 4 7 】

そして、これらの区分に応じて、m 行 n 列の撮像用放射線検出画素は 7 2 個の画素領域 4 に分けられ、1 つの画素領域 4 に属する撮像用放射線検出画素は、互いに同一の読出用 T C P 及び駆動用 T C P に接続されている。読出用 T C P a 1 乃至 a 9 は読み出し装置 2 に接続され、読出用 T C P b 1 乃至 b 9 は読み出し装置 2 b に接続され、駆動用 T C P d 1 乃至 d 8 はゲート駆動装置 3 に接続されている。読出用 T C P b 1 乃至 b 9 は、読出用 T C P a 1 乃至 a 9 と同様に構成され、読み出し装置 2 b は、読み出し装置 2 と同様に構成されている。好適には、読出用 T C P a 1 ~ a 9 及び読出用 T C P b 1 ~ b 9 は、放射線を電気信号に変換する変換部を挟むように絶縁基板 1 の互いに対向する 2 辺に同数ずつ配置される。

10

【 0 0 4 8 】

本実施形態においては、上記の 7 2 個の画素領域 4 のうちの 6 個に、複数の A E C 用放射線検出画素が配置されており、読出用 T C P a 3、a 5、a 7、b 3、b 5 及び b 7 が特定プリント配線基板となっている。

【 0 0 4 9 】

このように構成された第 2 の実施形態においては、同時に 2 行分の撮像用放射線検出画素からの読み出しを行うことができる。従って、第 1 の実施形態と比較すると、1 / 2 の時間で撮像用放射線検出画素からデータの読み出しを完了させることができる。

20

【 0 0 5 0 】

また、例えば、絶縁基板 1 の互いに対向する 2 辺に平行な境界線によって n 行の撮像用放射線検出画素を上下に n / 2 行ずつに区分けして、この境界線を基準として、A E C 用放射線検出領域 5 を線対称に配置してもよい。

【 0 0 5 1 】

また、図 6 に示すように、m 列の撮像用放射線検出画素を、例えば 8 個の群に区分けし、n 行の撮像用放射線検出画素を、例えば 9 個の群に区分けすると共に、ゲート駆動装置 3 の他に、ゲート駆動装置 3 e を設けてもよい。このとき、m 列の撮像用放射線検出画素を左右に m / 2 列ずつに区分けして、これらの境界を基準として、A E C 用放射線検出領域 5 を線対称に配置してもよい。

30

【 0 0 5 2 】

この場合、ゲート駆動装置 3 側に、駆動用 T C P d 1 乃至 d 8 に駆動用 T C P d 9 を追加すると共に、ゲート駆動装置 3 e 側に駆動用 T C P e 1 乃至 e 9 を設ければよい。駆動用 T C P d 9 及び e 1 乃至 e 9 は、駆動用 T C P d 1 乃至 d 8 と同様に構成され、ゲート駆動装置 3 e は、ゲート駆動装置 3 と同様に構成されている。そして、駆動用 T C P d 3、d 5、d 7、e 3、e 5 及び e 7 が特定プリント配線基板となる。

【 0 0 5 3 】

ところで、F P D の平面形状を従来の銀塩フィルムと同様に長方形、例えば半切フィルムサイズの長方形とした場合、撮影を行う対象者（被検体）の体格に合わせて F P D の長手方向を縦又は横のいずれかの方向に配置して撮影を行うことになる。しかし、このように F P D を回転させて使用する場合には、F P D に組み込まれた A E C 用放射線検出領域は、図 8 (a) 及び (b) に示すような従来の 2 ~ 3 箇所では十分とはいえない。即ち、図 8 (a) に示すように、F P D の長手方向を縦置きにした場合には、2 ~ 3 箇所の A E C 用放射線検出領域 5 が肺野部 2 1 の位置に配置されるように最適化されているが、図 8 (b) に示すように、F P D 長手方向を横置きにした場合には、A E C 用放射線検出領域 5 のうち肺野部 2 1 の位置に配置されていない領域が生じ、最適な配置がなされていない。

40

【 0 0 5 4 】

これに対し、本発明の好適な実施の形態では、図 5 又は図 6 に示すように、F P D の 6

50

箇所には A E C 用放射線検出領域 5 を設けた場合には、図 7 (a) 及び (b) に示すように、縦置き、横置きのいずれであっても、A E C 用放射線検出領域 5 が最適な位置に配置される。即ち、図 7 (a) に示すように、F P D 2 2 を縦置きにしても、図 7 (b) に示すように、F P D 2 2 を横置きにしても、肺野部 2 1 に対する A E C 用放射線検出領域 5 の配置が適切なものとなる。

【 0 0 5 5 】

このように、各 T C P の両側端部に予備配線を設け、T C P 単位で A E C 用放射線検出領域を配置可能にすることにより、必要な場所に容易にその配置ができるため、縦置き、横置きに拘わらず、最適な位置に A E C 用放射線検出領域 5 を配置でき、かつ安価に放射線撮像装置を製造することができる。

10

【 0 0 5 6 】

ここで、本実施の形態において、第 1 の半導体変換素子として M I S 型光電変換素子を示したが、P I N 型光電変換素子を用いても構わない。また、撮像用放射線検出画素の構造に関しては、第 1 の半導体変換素子とスイッチ素子が同一層で構成されている平面型でも、スイッチ素子が形成されている層上に第 1 の半導体変換素子が形成されている積層型でも構わない。また更に、第 1 の半導体変換素子が、放射線を直接電気信号に変換する、例えば、アモルファスセレン (a - S e) や多結晶 C d S 等の直接変換膜を用いた変換素子であり、シンチレータを用いず放射線を直接電気信号に変換する放射線撮像装置を用いても構わない。

20

【 0 0 5 7 】

(応用例)

以下に、本発明の好適な実施の形態に係る放射線撮像装置を用いた放射線撮像システムについて説明する。図 1 0 は、本発明の好適な実施の形態に係る放射線撮像装置の放射線撮像システムへの応用例を示した模式図である。

【 0 0 5 8 】

X 線チューブ 6 0 5 0 で発生した X 線 6 0 6 0 は患者又は被験者 6 0 6 1 の胸部 6 0 6 2 を透過し、図 1 に示したような放射線検出装置 (放射線撮像装置) 6 0 4 0 に入射する。この入射した X 線には患者 6 0 6 1 の体の内部の情報が含まれている。X 線の入射に対応してシンチレータ (蛍光体) は発光し、これをセンサーパネルの光電変換素子が光電変換して、電気的情報を得る。放射線検出装置 (放射線撮像装置) 6 0 4 0 は、この情報を電気信号としてイメージプロセッサ 6 0 7 0 に出力する。画像処理手段としてのイメージプロセッサ 6 0 7 0 は、放射線検出装置 (放射線撮像装置) 6 0 4 0 から出力された電気信号をデジタル信号に変換した後に、このデジタル信号を画像処理して、制御室の表示手段であるディスプレイ 6 0 8 0 に出力する。ユーザは、ディスプレイ 6 0 8 0 に表示された画像を観察して、患者 6 0 6 1 の体の内部の情報を得ることができる。

30

【 0 0 5 9 】

また、イメージプロセッサ 6 0 7 0 は、放射線検出装置 (放射線撮像装置) 6 0 4 0 から出力された電気信号を電話回線 6 0 9 0 等の伝送処理手段を介して遠隔地へ転送し、ドクタールーム等の別の場所にある表示手段 (ディスプレイ) 6 0 8 1 に表示することもできる。また、放射線検出装置 (放射線撮像装置) 6 0 4 0 から出力された電気信号を光ディスク等の記録手段に保存し、この記録手段を用いて遠隔地の医師が診断することも可能である。また、記録手段となるフィルムプロセッサ 6 1 0 0 によりフィルム 6 1 1 0 に記録することもできる。

40

【 0 0 6 0 】

ここで、本応用例において、放射線撮像装置は、放射線を直接電気信号に変換する、例えば、アモルファスセレン (a - S e) や多結晶 C d S 等の直接変換膜を用いた変換素子であり、シンチレータを用いず放射線を直接電気信号に変換する放射線撮像装置を用いても構わない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 1 】

50

【図 1】本発明の好適な第 1 の実施形態に係る放射線検出装置のレイアウトを示す模式図である。

【図 2】第 1 の実施形態に係る放射線撮像装置における A E C 用放射線検出領域の回路構成を示す等価回路図である。

【図 3】A E C 用放射線検出領域 5 のレイアウトを示す模式図である。

【図 4】読み出し用 T C P a と A E C 用放射線検出領域 5 との接続関係を示す模式図である。

【図 5】本発明の好適な第 2 の実施形態に係る放射線検出装置のレイアウトを示す模式図である。

【図 6】本発明の好適な第 2 の実施形態の変形例に係る放射線検出装置のレイアウトを示す模式図である。

10

【図 7】A E C 用放射線検出領域と肺野部との位置関係を示す模式図である。

【図 8】従来の放射線撮像装置における A E C 用放射線検出領域と肺野部との位置関係を示す模式図である。

【図 9】第 1 の実施形態の変形例を示す模式図である。

【図 10】本発明の好適な実施の形態に係る放射線撮像装置の放射線撮像システムへの応用例を示す模式図である。

【図 11】本発明の好適な実施の形態に係る T F T 型センサと A E C 用回路とを示す模式図である。

【図 12】図 11 における駆動タイミングチャートを示す図である。

20

【符号の説明】

【0062】

1：絶縁基板

2、2b：読み出し装置

3、3e：ゲート駆動装置

4：画素領域

5：A E C 用放射線検出領域

6040：放射線検出装置（放射線撮像装置）

6050：X線チューブ

6060：X線

30

6061：被験者（患者）

6062：胸部

6070：イメージプロセッサ

6080、6081：ディスプレイ

6090：電話回線

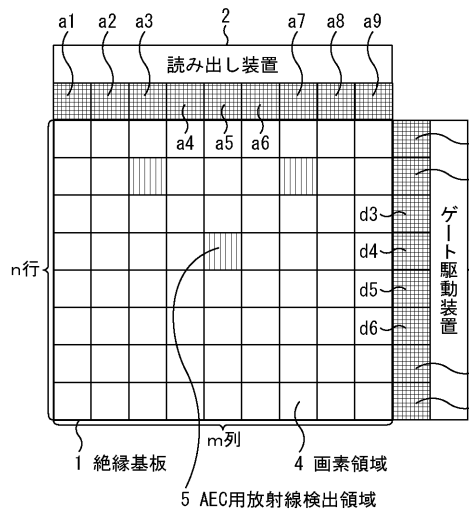
6100：フィルムプロセッサ

6110：フィルム

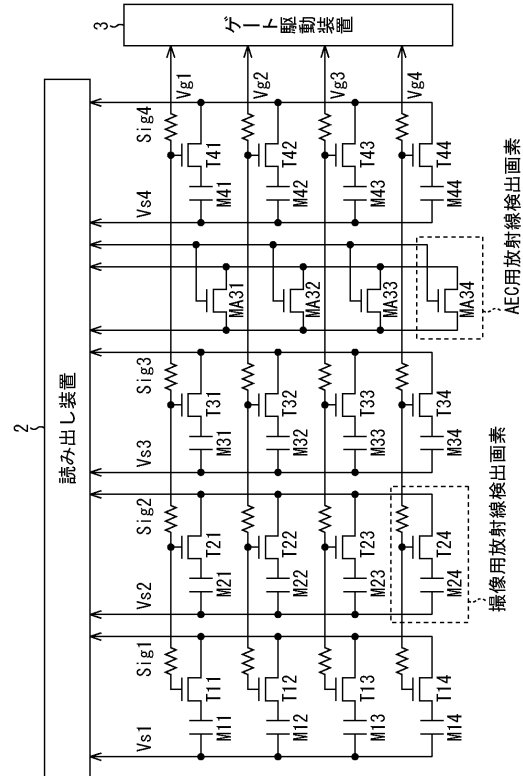
a、a1～a9、b1～b9：読出用 T C P

d1～d9、e1～e9：駆動用 T C P

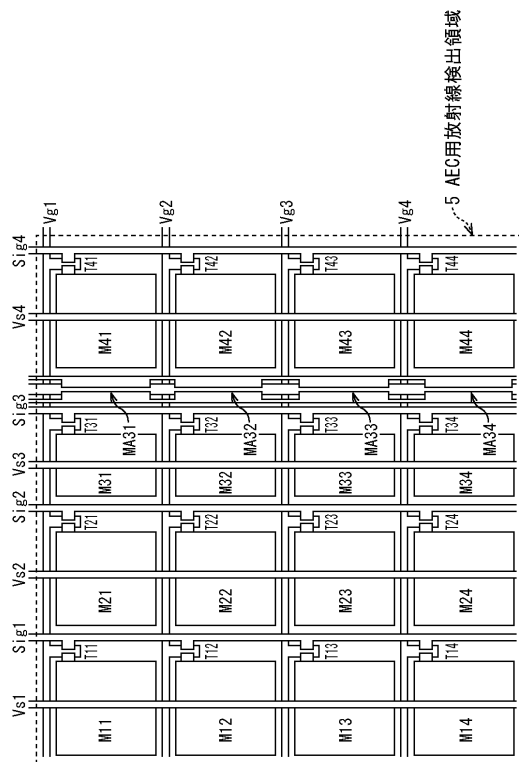
【図 1】



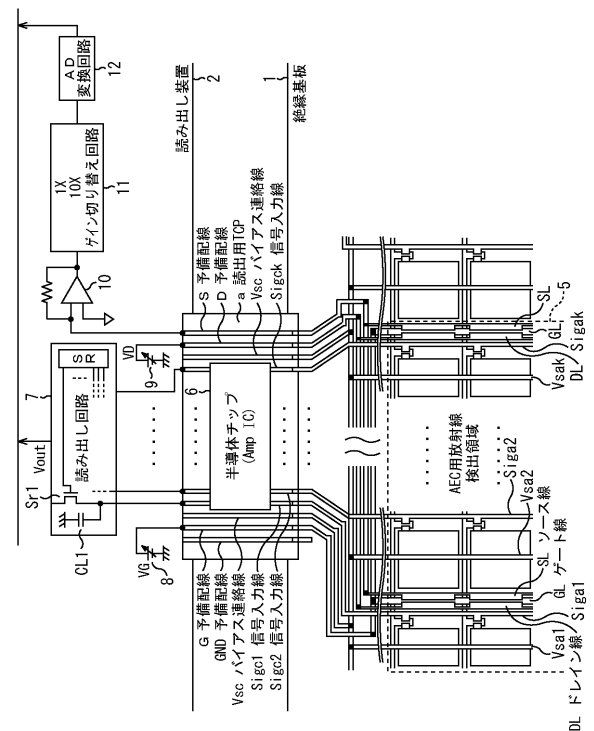
【図 2】



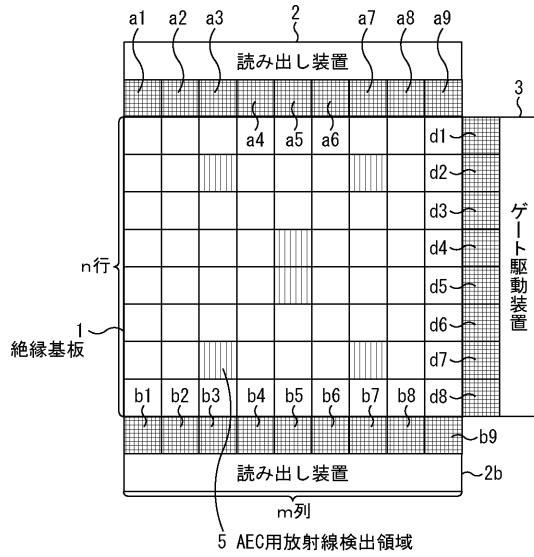
【図 3】



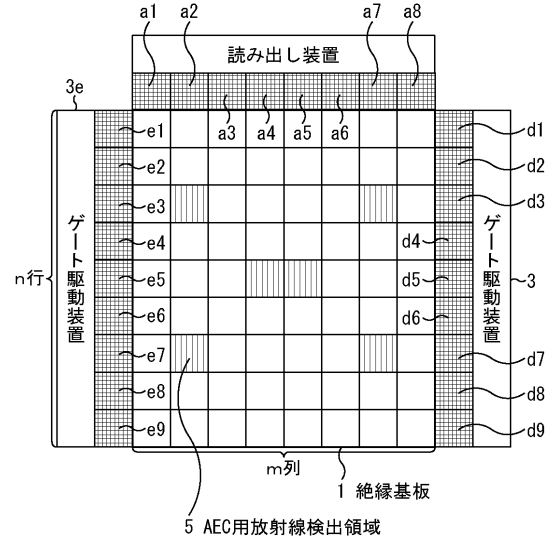
【図 4】



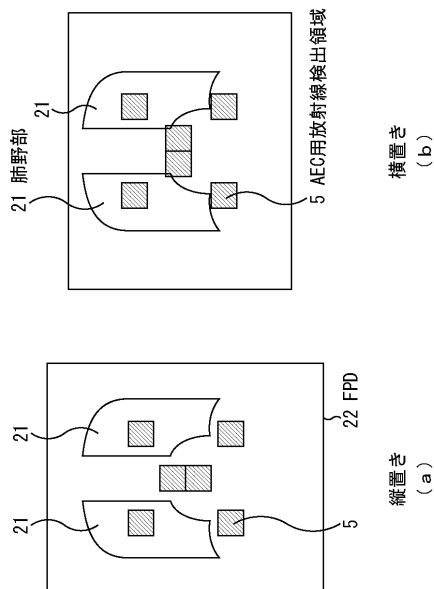
【図 5】



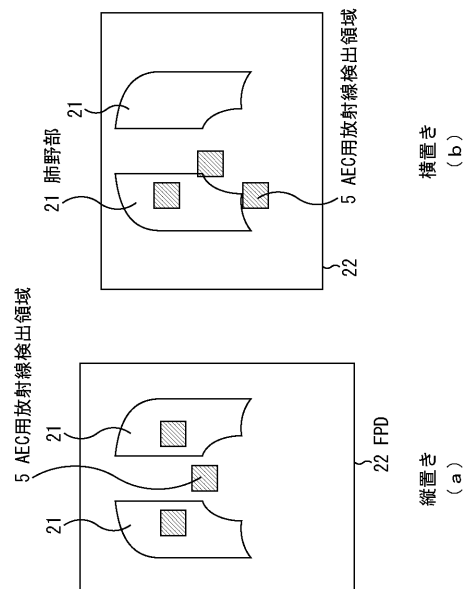
【図 6】



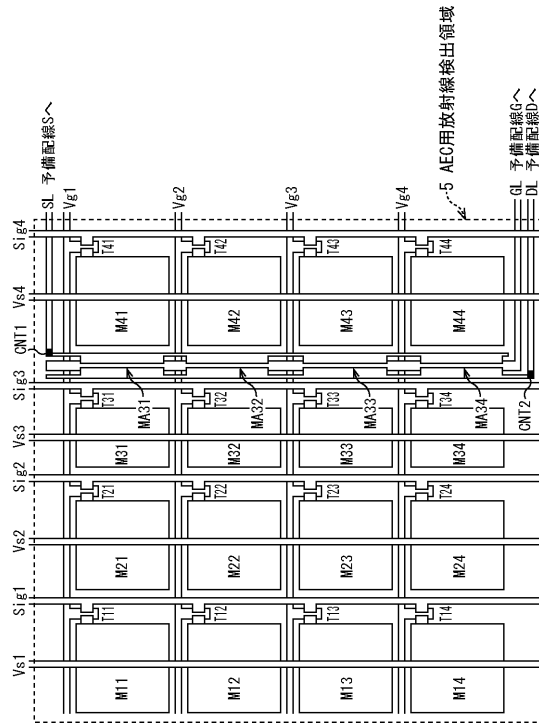
【図 7】



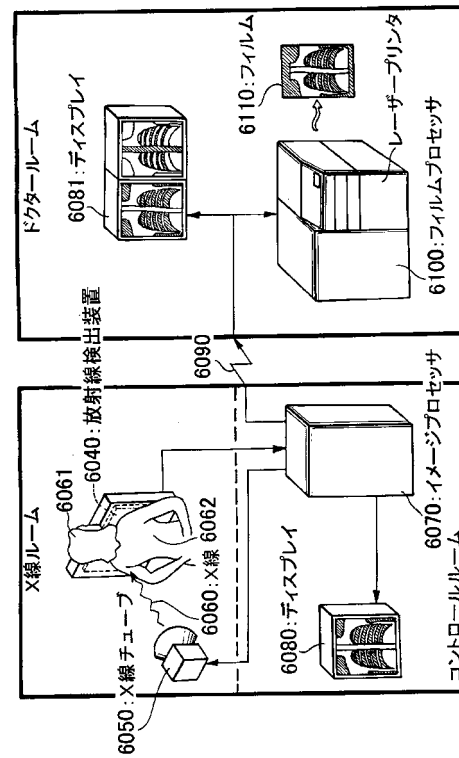
【図 8】



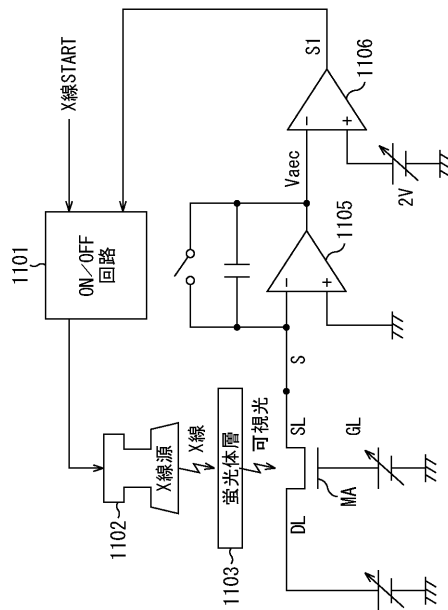
【図 9】



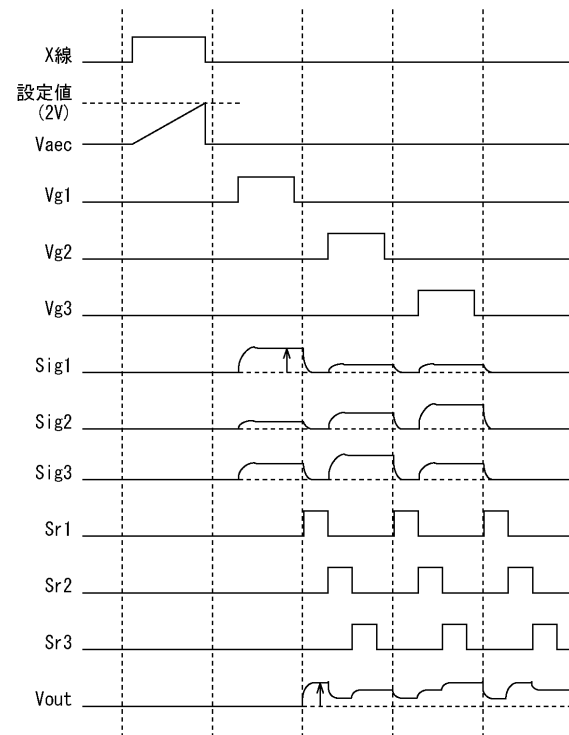
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
H 0 1 L 27/14 (2006.01)		G 0 1 T 1/20	G
H 0 4 N 5/32 (2006.01)		H 0 1 L 31/00	A
		H 0 1 L 27/14	K
		H 0 4 N 5/32	

(72)発明者 平井 明
 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 田村 敏和
 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 野中 秀樹
 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 森下 正和
 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 岡 崎 輝雄

(56)参考文献 特開2001-116846(JP,A)
 国際公開第01/076228(WO,A1)
 特開2002-090461(JP,A)
 特開平09-073144(JP,A)
 特開2002-000590(JP,A)
 特開2002-045354(JP,A)
 特開2002-090462(JP,A)
 特開2002-369077(JP,A)
 特開2002-369078(JP,A)
 実開昭60-074074(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 T	1 / 2 4
A 6 1 B	6 / 0 0
G 0 1 T	1 / 0 0
G 0 1 T	1 / 2 0
H 0 1 L	2 7 / 1 4
H 0 1 L	3 1 / 0 9
H 0 4 N	5 / 3 2