

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-143114

(P2017-143114A)

(43) 公開日 平成29年8月17日(2017.8.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO 1 L 27/146 (2006.01)	HO 1 L 27/14 C	2G188
HO 1 L 27/144 (2006.01)	HO 1 L 27/14 K	4M118
HO 4 N 5/32 (2006.01)	HO 4 N 5/32	5C024
HO 4 N 5/369 (2011.01)	HO 4 N 5/335 690	
GO 1 T 7/00 (2006.01)	GO 1 T 7/00 A	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-22218 (P2016-22218)
 (22) 出願日 平成28年2月8日 (2016.2.8)

(71) 出願人 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 100076428
 弁理士 大塚 康德
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

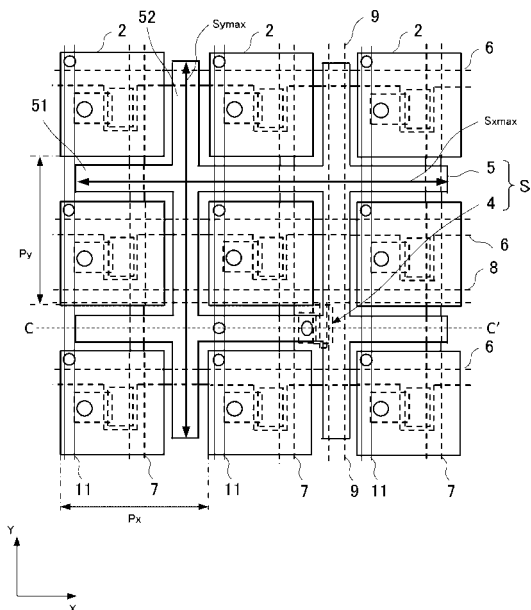
(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置および放射線撮像システム

(57) 【要約】

【課題】放射線照射の検出に対するグリッドや放射線透過率が低い部分の位置の影響を低減するために有利な技術を提供する。

【解決手段】放射線撮像装置は、放射線を検出する複数の画素が複数の行および複数の列を構成するように配置された撮像領域を有し、前記複数の画素の各々が第1光电変換部を有する。放射線撮像装置はまた、前記撮像領域に対する放射線の照射を検出する複数の照射検出部を備え、前記複数の照射検出部の各々は、第2光电変換部を含み、前記第2光电変換部は、複数の前記第1光电変換部の隙間に配置され、前記複数の行に沿った第1方向における最大寸法が前記複数の画素のうち1つの行を構成する画素の前記第1方向における配置ピッチより大きく、かつ、前記複数の列に沿った第2方向における最大寸法が前記複数の画素のうち1つの列を構成する画素の前記第2方向における配置ピッチより大きい。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を検出する複数の画素が複数の行および複数の列を構成するように配置された撮像領域を有し、前記複数の画素の各々が第 1 光電変換部を有する放射線撮像装置であって、

前記撮像領域に対する放射線の照射を検出する複数の照射検出部を備え、

前記複数の照射検出部の各々は、第 2 光電変換部を含み、前記第 2 光電変換部は、複数の前記第 1 光電変換部の隙間に配置され、前記複数の行に沿った第 1 方向における最大寸法が前記複数の画素のうち 1 つの行を構成する画素の前記第 1 方向における配置ピッチより大きく、かつ、前記複数の列に沿った第 2 方向における最大寸法が前記複数の画素のうち 1 つの列を構成する画素の前記第 2 方向における配置ピッチより大きい、
ことを特徴とする放射線撮像装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 光電変換部は、第 3 方向に延びた 1 又は複数の第 1 部分と、前記第 3 方向に交差する第 4 方向に延びた 1 又は複数の第 2 部分とを有する、
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 光電変換部は、前記第 3 方向に平行な辺および前記第 4 方向に平行な辺を有する、
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】

前記第 3 方向は、前記第 1 方向に平行であり、前記第 4 方向は、前記第 2 方向に平行である、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記第 3 方向は前記第 1 方向および前記第 2 方向と交差する方向である、および / または、前記第 4 方向は前記第 1 方向および前記第 2 方向と交差する方向である、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

前記第 2 光電変換部は、第 3 方向に延びた 1 又は複数の第 1 部分と、前記第 3 方向に交差する第 4 方向に延びた 1 又は複数の第 2 部分と、前記第 3 方向および前記第 4 方向と交差する第 5 方向に延びた第 3 部分とを有する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

30

【請求項 7】

前記第 3 方向は前記第 1 方向および前記第 2 方向と交差する方向である、および / または、前記第 4 方向は前記第 1 方向および前記第 2 方向と交差する方向である、および / または、前記第 5 方向は前記第 1 方向および前記第 2 方向と交差する方向である
ことを特徴とする請求項 6 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

前記第 2 光電変換部は、前記複数の行のうちの 1 つの行である第 1 行と前記第 1 行に隣接する第 2 行との間に配置された部分と、前記第 2 行と前記第 2 行に隣接しかつ前記第 1 行とは異なる行である第 3 行との間に配置された部分と、前記複数の列のうちの 1 つの列である第 1 列と前記第 1 列に隣接する第 2 列との間に配置された部分と、前記第 2 列と前記第 2 列に隣接しかつ前記第 1 列とは異なる列である第 3 列との間に配置された部分と、
を含む、

40

ことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】

前記第 2 光電変換部は、# 形状部を含む、

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】

50

前記第 2 光電変換部は、下部電極と、上部電極と、前記下部電極と前記上部電極との間に配置された半導体層とを含む、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 光電変換部は、下部電極と、上部電極と、前記下部電極と前記上部電極との間に配置された半導体層とを含む、

前記第 1 光電変換部の前記下部電極と前記第 2 光電変換部の前記下部電極とは同一の層に配置され、前記第 1 光電変換部の前記上部電極と前記第 2 光電変換部の前記上部電極とは同一の層に配置され、前記第 1 光電変換部の前記半導体層と前記第 2 光電変換部の前記半導体層とは同一の層に配置されている、

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 2】

前記複数の照射検出部から信号を読み出す読出回路を更に備え、

前記複数の照射検出部の各々は、前記第 2 光電変換部を前記読出回路に接続するスイッチを更に含む、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 3】

前記複数の照射検出部の個数は、前記複数の画素の個数より少ない、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 2 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 4】

前記複数の照射検出部の全部または一部の出力に基づいて、放射線の照射の開始が検出される、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 5】

前記複数の照射検出部の全部または一部の出力に基づいて、放射線の照射を停止させるべきタイミングが決定される、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 乃至 1 5 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を制御する制御部と、

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、放射線画像を撮像する放射線撮像装置および放射線撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

X 線等の放射線による医療画像診断や非破壊検査に用いる放射線撮影装置として、TF T (薄膜トランジスタ) 等のスイッチと光電変換素子等の変換素子とを組み合わせた画素が配列されたアレイを有する放射線撮像装置が実用化されている。放射線撮像装置の中には、放射線の照射が開始されたことを検出したり、放射線の照射を終了させるべきタイミングを検出したりするために、画素とは別に、放射線の照射を検出する素子を備えるものがある。

【0003】

特許文献 1 には、撮像用の複数の第 1 の変換素子と、放射線の照射を検出するために隣接する第 1 の変換素子の間に配置された第 2 の変換素子とを有する放射線撮像装置が記載されている。第 2 の変換素子は、画素ピッチより狭い幅を持つ細長い形状を有する。特許文献 2 には、放射線画像撮影用の画素と放射線検出用の画素を走査配線と信号配線との交差部に設けた放射線画像撮像装置が記載されている。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4217506号公報

【特許文献2】特開2012-075077号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載された放射線撮像装置では、放射線の照射を検出するための第2の変換素子が画素ピッチより狭い幅しか有しない。したがって、例えば、散乱した放射線を除去するためのグリッド（以下、単に「グリッド」という。）や、被検体の肋骨などのように放射線透過率が低い部分の下に第2の変換素子が位置する場合に放射線の検出の精度が低下しうる。換言すると、グリッド又は放射線透過率が低い部分の下に第2の変換素子が位置するかどうかによって第2の変換素子からの出力に大きな差が生じてしまう。また、特許文献2に記載された放射線画像撮像装置においても、放射線検出用の画素が放射線画像撮像用の画素が抜けた部分に配置されているので、特許文献1の放射線撮像装置と同様の問題が生じうる。

10

【0006】

本発明は、上記の課題認識を契機としてなされたものであり、放射線照射の検出に対するグリッドや放射線透過率が低い部分の位置の影響を低減するために有利な技術を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の1つの側面は、放射線を検出する複数の画素が複数の行および複数の列を構成するように配置された撮像領域を有し、前記複数の画素の各々が第1光電変換部を有する放射線撮像装置であって、前記撮像領域に対する放射線の照射を検出する複数の照射検出部を備え、前記複数の照射検出部の各々は、第2光電変換部を含み、前記第2光電変換部は、複数の前記第1光電変換部の隙間に配置され、前記複数の行に沿った第1方向における最大寸法が前記複数の画素のうち1つの行を構成する画素の前記第1方向における配置ピッチより大きく、かつ、前記複数の列に沿った第2方向における最大寸法が前記複数の画素のうち1つの列を構成する画素の前記第2方向における配置ピッチより大きい。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、放射線照射の検出に対するグリッドや放射線透過率が低い部分の位置の影響を低減するために有利な技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の1つの実施形態の放射線撮像装置の構成を示す図。

【図2】図1の放射線撮像装置の撮像領域の一部を拡大した図。

【図3】読出回路の構成例を示す図。

【図4】本発明の1つの実施形態の放射線撮像装置の動作を示すタイミングチャート。

40

【図5】1つの画素の模式的な平面図。

【図6】図5のA-A'線の模式的な断面図(a)、および、図5のB-B'線の模式的な断面図。

【図7】複数の画素とそれらの間に配置された照射検出部とを示す模式的な平面図。

【図8】図7のC-C'線の模式的な断面図。

【図9】複数の照射検出部の配置例を示す図。

【図10】本発明の第2実施形態の放射線撮像装置における画素および照射検出部の構成を模式的に示す平面図。

【図11】本発明の第3実施形態の放射線撮像装置における画素および照射検出部の構成を模式的に示す平面図。

50

【図 1 2】本発明の一実施形態の放射線撮像システムの構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付図面を参照しながら本発明のその例示的な実施形態を通して説明する。

【0011】

この明細書において、放射線の概念には、放射線崩壊によって放出される粒子（光子を含む）の作るビームである線、線、線などの他に、同程度以上のエネルギーを有するビーム、例えば X 線や粒子線、宇宙線なども含まれるものとする。

【0012】

図 1 には、本発明の第 1 実施形態の放射線撮像装置 DR の構成が示されている。放射線撮像装置 DR は、放射線を検出する複数の画素 1 が複数の行および複数の列を構成するように配置された撮像領域 IR を有する。図 2 には、放射線撮像装置 DR の撮像領域 IR の一部を拡大した図が示されている。各画素 1 は、第 1 光電変換部 2 を有する。第 1 光電変換部 2 は、放射線を直接に電荷に変換するように構成されてもよいし、シンチレータによって放射線から変換された光を電荷に変換するように構成されてもよい。また、各画素 1 は、第 1 光電変換部 2 によって検出された信号を第 1 読出信号線 7 に出力する回路として、第 1 スイッチ 2 を有しうる。

10

【0013】

放射線撮像装置 DR は、露出制御のために、撮像領域 IR に対する放射線の照射を検出する複数の照射検出部 S を備えている。露出制御は、例えば、放射線撮像装置 DR（撮像領域 IR）に対する放射線の照射の開始を検出して、複数の画素 1 による信号（放射線から変換された電荷）の蓄積を開始することを含みうる。また、露出制御は、放射線撮像装置 DR（撮像領域 IR）に対する放射線の照射量が規定値に達するタイミングで放射線源による放射線の照射を停止させることを含みうる。

20

【0014】

各照射検出部 S は、第 2 光電変換部 5 を含み、第 2 光電変換部 5 は、複数の第 1 光電変換部 2 の隙間に配置されている。第 2 光電変換部 5 は、放射線を直接に電荷に変換するように構成されてもよいし、シンチレータによって放射線から変換された光を電荷に変換するように構成されてもよい。後者において、シンチレータは、複数の第 1 光電変換部 2 および複数の第 2 光電変換部 5 において共有されうる。各照射検出部 S は、第 2 光電変換部 5 によって検出された信号を第 2 読出信号線 9 に出力する回路として、第 2 スイッチ 4 を有しうる。

30

【0015】

画素 1 の第 1 光電変換部 2 は、例えば、PIN 型センサまたは MIS 型センサとして構成されうる。また、照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 は、例えば、PIN 型センサまたは MIS 型センサとして構成されうる。

【0016】

放射線撮像装置 DR は、上記の他、制御部 31、バイアス電源 32、読出部 20 を備えうる。バイアス電源 32 は、複数の画素 1 および複数の照射検出部 S に対してバイアス電圧を供給する。読出部 20 は、複数の画素 1 から第 1 読出信号線 7 を介して信号を読み出す他、複数の照射検出部 S から第 2 読出信号線 9 を介して信号を読み出す。読出部 20 は、画素 1 から第 1 読出信号線 7 を介して信号を読み出す複数の第 1 読出回路 21、照射検出部 S から第 2 読出信号線 9 を介して信号を読み出す複数の第 2 読出回路 22 を含む。読出部 20 は、マルチプレクサ 23、ADC（AD 変換器）24 および信号処理部 25 を含みうる。マルチプレクサ 23 は、露出制御時は、複数の読出回路 22 のからの複数の信号から任意の信号を選択して ADC 24 に出力する。また、マルチプレクサ 23 は、複数の画素 1 からの信号を読み出す画像読出時は、複数の読出回路 21 からの複数の信号を順に選択して ADC 24 に出力する。ADC 24 は、入力された信号をデジタル信号に変換して信号処理部 25 に供給する。信号処理部 25 は、ADC 24 から供給される信号を処理（例えば、オフセット補正、補正など）して出力する。また、信号処理部 25 は、前述

40

50

の露出制御のための動作を行うように構成されうる。具体的には、信号処理部 25 は、放射線撮像装置 DR（撮像領域 IR）に対する放射線の照射の開始を検出して、複数の画素 1 による信号（放射線から変換された電荷）の蓄積を開始するように制御部 31 を制御するように構成されうる。また、信号処理部 25 は、放射線撮像装置 DR（撮像領域 IR）に対する放射線の照射量が規定値に達するタイミングで放射線源による放射線の照射を停止させるように構成されうる。

【0017】

図 3 に例示されるように、第 1 読出回路 21 および第 2 読出回路 22 は、例えば、差動増幅器 201、基準電圧源 202、帰還容量 203、短絡スイッチ 204、書き込みスイッチ 205、保持容量 206 を含みうる。読出信号線 7 又は 9 は、差動増幅器 201 の反転入力端子に接続され、基準電圧源 202 は、差動増幅器 201 の非反転入力端子に接続されうる。差動増幅器 201 の反転入力端子と出力端子との間には、帰還容量 203 と短絡スイッチ 204 とが並列に接続されうる。差動増幅器 201 の出力端子は、書き込みスイッチ 205 を介して保持容量 206 に接続されうる。

10

【0018】

再び図 1、図 2 を参照して説明する。複数の画素 1 の第 1 光電変換部 2 の一方の電極（例えば、上部電極）および複数の照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 の一方の電極（例えば、上部電極）は、共通のバイアス線 11 に接続されうる。バイアス線 11 には、バイアス電源 32 によってバイアス電圧が供給される。

【0019】

複数の画素 1 の第 1 スイッチ 3 には、制御部 31 によって駆動される第 1 制御線 6 が接続されていて、第 1 制御信号 V_g ($V_{g1} \sim V_{g6} \dots$) が供給される。ここで、1 つの行を構成する画素 1 の第 1 スイッチ 3 には、1 つの第 1 制御線 6 が共通に接続されている。複数の照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 には、制御部 31 によって駆動される第 2 制御線 8 が接続されていて、第 2 制御信号 V_d ($V_{d1}, V_{d2} \dots$) が供給される。ここで、1 つの第 2 制御線 8 に対して、1 つの照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 が接続されてもよいし、2 以上の照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 が接続されてもよい。第 1 制御信号 V_g および第 2 制御信号 V_d は、制御部 31 によってオン電圧 V_{on} またはオフ電圧 V_{off} に駆動されうる。オン電圧 V_{on} は、第 1 スイッチ 3、第 2 スイッチ 4 をオンさせる電圧であり、オフ電圧 V_{off} は、第 1 スイッチ 3 および第 2 スイッチ 4 をオフさせる電圧である。

20

30

【0020】

ここで、以降における説明のために、行方向および列方向について定義する。行方向は、画素 1 を制御するための 1 つの制御線 6 に接続された画素 1 が配列された方向である。列方向は、1 つの第 1 読出信号線 7 に接続された画素 1 が配列された方向である。

【0021】

撮像領域 IR は、複数の関心領域候補 (ROI) $R_1 \sim R_4 \dots$ を有する。関心領域候補のうち露出制御において考慮されうる領域が関心領域である。各関心領域候補は、少なくとも 1 つの照射検出部 S を含む。図 1 に示された例では、関心領域候補 R_1 、 R_2 のそれぞれの照射検出部 S が 1 つの第 2 読出信号線 9 に接続され、関心領域候補 R_3 、 R_4 のそれぞれの照射検出部 S が 1 つの第 2 読出信号線 9 に接続されている。また、関心領域候補 R_1 、 R_3 のそれぞれの照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 は、1 つの第 2 制御線 8 に接続され、関心領域候補 R_2 、 R_4 のそれぞれの照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 は、1 つの第 2 制御線 8 に接続されている。このような構成により、各関心領域候補の照射検出部 S に対するランダムアクセスあるいは XY アドレッシングが可能になり、各関心領域候補の照射検出部 S から信号を読み出すことができる。ここで、第 2 制御線 8 および / または第 2 読出信号線 9 は、個々の関心領域に対して独立して設けてよい。

40

【0022】

図 2 に例示されるように、第 2 光電変換部 5 は、撮像領域 IR の複数の行に沿った方向、即ち行方向（第 1 方向）（図 2 では X 方向）における最大寸法 S_{max} が、複数の画

50

素 1 のうち 1 つの行を構成する画素 1 の行方向 X における配置ピッチ P_x より大きい。また、第 2 光電変換部 5 は、撮像領域 I R の複数の列に沿った方向、即ち列方向（第 2 方向）（図 2 では Y 方向）における最大寸法 $S_{y \max}$ が、複数の画素 1 のうち 1 つの列を構成する画素 1 の第 2 方向 Y における配置ピッチ P_y より大きい。なお、図 1、2 において、画素 1 を示す点線は、第 1 光電変換部 2 が占める領域と等価でありうる。

【0023】

このような構成によれば、例えば、グリッドが配置されていて、そのグリッドの配置ピッチが画素 1 の配置ピッチ P_x 、 P_y と略同一である場合でも、照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 は、グリッドによって放射線が遮断されない領域を有する。これにより、グリッドの影響を低減することができる。図 1、2 に示された例では、第 2 光電変換部 5 は、行方向 X に 3 画素分、列方向 Y に画素分の寸法を有するが、これは例示に過ぎない。

10

【0024】

上記のような構成は、第 2 光電変換部 5 の個数を少なくすること、例えば、画素 1 の個数より少なくするために有利である。これは、ゲートインジェクションによる影響を低減するために効果的である。第 2 スイッチ 4 は、TFT 等のトランジスタによって構成される。照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 を読出信号線 9 に接続するために第 2 スイッチ 4 をオンさせるために、第 2 スイッチ 4 を構成するトランジスタのゲートに電圧を印加すると、その電圧と容量との積に応じた電荷が第 2 読出信号線 9 に転送される。これをゲートインジェクションという。このために第 2 読出回路 22 に電荷が流れ込む。第 2 読出信号線 9 に接続される複数の照射検出部 S の第 2 スイッチ 4 を同時にオンさせると、ゲートインジェクションによる影響が顕著になる。したがって、関心領域候補内に複数の照射検出部 S を配置し、それらから同時に信号を読み出す場合には、ゲートインジェクションの影響を考慮する必要がある。第 1 実施形態では、複数の画素 1（図 1、2 では、9 個の画素 1）に対して 1 つの照射検出部 S が設けられ、また、複数の画素 1 が配置された領域を横断するように照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 が配置されている。したがって、1 つの第 2 読出信号線 9 に対して第 2 スイッチ 4 を介して同時に接続される第 2 光電変換部 5 の個数が 1 つであり、これによってゲートインジェクションによる影響が低減される。また、1 つの第 2 制御線 8 に接続される照射検出部 S の個数を少なくすることにより、第 2 制御線 8 の駆動に要する時間（電圧を遷移させるために要する時間）を短くすることができるので、照射検出部 S からの信号の読出周期を短くすることができる。これにより照射検出部 S からの信号の読出の時間分解能を向上させることができる。

20

30

【0025】

図 4 を参照しながら放射線撮像装置 R D の動作を説明する。放射線撮像装置 R D の動作期間は、第 1 期間 T_1 、第 2 期間 T_2 、第 3 期間 T_3 を含む。第 1 期間 T_1 は、放射線の照射の開始を待つ期間である。第 2 期間 T_2 は、放射線が照射されている期間である。第 3 期間 T_3 は、複数の画素 1 から信号を読み出す期間である。

【0026】

第 1 期間 T_1 は、放射線撮像装置 R D の電源がオンされることによって開始する。放射線源（不図示）は、曝射スイッチが操作されることによって放射線の照射を開始する。第 1 期間 T_1 は、第 1 制御線 6 を通して供給される第 1 制御信号 $V_{g1} \sim V_{gm}$ （ V_{g1} は先頭行、 V_{gm} は最終行を意味する。）を順にオン電圧 V_{on} に駆動することによって各行の画素 1 の第 1 光電変換部 2 の出力電極を第 1 読出信号線 7 の電位にリセットする第 1 動作が行われうる。第 1 期間 T_1 における第 1 光電変換部 2 のリセットは、ダーク電流による電荷が長時間にわたって第 1 光電変換部 2 に蓄積されることを防止するためになされる。

40

【0027】

また、第 1 期間 T_1 では、第 2 制御線 $V_{d1} \sim V_{d3} \dots$ を通して供給される第 2 制御信号 V_d を順にオン電圧 V_{on} に駆動することによって複数の照射検出部 S から第 2 読出信号線 9 を介して第 2 読出回路 22 によって信号を読み出す第 2 動作が行われうる。図 4 に示される例では、第 1 動作および第 2 動作が交互に行われるが、これらは並行して行

50

われてもよい。信号処理部 25 は、第 2 読出回路 22 によって読み出された信号に基づいて、放射線の照射の開始を検出することができる。即ち、信号処理部 25 は、撮像領域 I R に配置された複数の照射検出部 S の全部または一部の出力に基づいて、放射線の照射の開始を検出する。放射線の照射の開始が検出されると、期間 T 1 から期間 T 2 に移行する。

【0028】

あるいは、第 2 動作は、複数の照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 の出力電極をリセットする動作で置き換えられてもよい。第 1 期間 T 1 における第 2 光電変換部 5 のリセットは、ダーク電流による電荷が長時間にわたって第 2 光電変換部 5 に蓄積されることを防止するためになされう。複数の第 2 光電変換部 5 のリセットは、例えば、第 2 制御線 8 を通して供給される第 2 制御信号 V d 1 ~ V d 3 . . . を順にオン電圧 V o n に駆動することによって複数の第 2 光電変換部 5 の出力電極を第 2 出信号線 9 の電位にリセットする動作でありう。

10

【0029】

第 1 期間 T 1 において、照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 をリセットする場合には、第 2 光電変換部 5 からの信号読出によって放射線の照射の開始を検出することはできない。この場合、信号処理部 25 は、例えば、曝射スイッチの操作に応答して放射線の照射の開始を知らせる通知を受信することによって、放射線の照射の開始を検出し、第 1 期間 T 1 の動作を終了し、第 2 期間の動作に移行する。

【0030】

第 2 期間 T 2 では、第 1 制御線 6 を通して駆動される第 1 制御信号 V g 1 ~ V g m は、継続してオフ電圧 V o f f に駆動され、全ての画素 1 において、第 1 光電変換部 2 に電荷が蓄積され続ける。第 2 期間 T 2 では、信号処理部 25 は、撮像領域 I R の 1 又は複数の関心領域候補に配置された照射検出部 S から第 2 読出回路 22 によって読み出される信号に基づいて放射線の照射を停止させるべきタイミングを決定する。信号処理部 25 は、放射線の照射を停止させるべきタイミングを決定すると、その決定に応じて、放射線源に放射線の照射を停止させるための指令を送信する。この指令は、放射線源に対して信号処理部 25 から直接に送信されてもよいし、他の装置を経由して送信されてもよい。

20

【0031】

第 2 期間 T 2 は、放射線の照射量をモニタする期間であるとも言える。第 2 期間 T 2 では、第 2 制御線 8 を介して供給される第 2 制御信号 V d 1 ~ V d 3 . . . が断続的にオン電圧 V o n に維持される。これによって、第 2 スイッチ 4 がオンした照射検出部 S の第 2 光電変換部 5 の信号が第 2 読出信号線 9 を介して第 2 読出回路 22 によって読み出される。信号処理部 25 は、撮像領域 I R の各関心領域に配置された照射検出部 S から第 2 読出回路 22 によって読み出される信号を積算し、積算値に基づいて放射線の照射を停止させるべきタイミングを決定する。即ち、信号処理部 25 は、撮像領域 I R に配置された複数の照射検出部 S の全部または一部の出力に基づいて、放射線の照射を停止させるべきタイミングを決定する。

30

【0032】

第 3 期間 T 3 では、第 1 制御線 6 を介して供給される第 1 制御信号 V g 1 ~ V g m を順にオン電圧 V o n に駆動することによって各行の画素 1 の第 1 光電変換部 2 から第 1 読出信号線 7 を介して第 1 読出回路 21 によって読み出される。これによって、複数の画素 1 の信号によって構成される放射線画像が得られる。

40

【0033】

図 5 は、1 つの画素 1 の模式的な平面図であり、図 6 (a) は、図 5 の A - A ' 線の模式的な断面図であり、図 6 (b) は、図 5 の B - B ' 線の模式的な断面図である。画素 1 は、第 1 光電変換部 2 と、第 1 スイッチ素子 3 とを含む。第 1 スイッチ 3 は、T F T で構成され、第 1 スイッチ 3 のゲートには、第 1 制御線 6 が接続されている。第 1 スイッチ 3 の 2 つの主電極 (ソース、ドレイン) 105 の一方は、第 1 読出信号線 7 に接続され、他方は、コンタクトプラグを介して第 1 光電変換部 2 の下部電極 (出力電極) 108 に接続

50

されている。第1光電変換部2の上部電極112は、コンタクトプラグを介してバイアス線11に接続されている。

【0034】

この例では、第1スイッチ3は、制御電極(ゲート)101、第1絶縁層102、第1半導体層103、第1不純物半導体層104、2つの主電極(ソース、ドレイン)105、第2絶縁層106を有する。第1スイッチ3は、第1層間絶縁層107によって覆われている。第1層間絶縁層107の上には、第1光電変換部2が配置されている。第1光電変換部2は、PIN型光電変換素子として構成されている。第1光電変換部2は、下部電極108の上に、第2不純物半導体層109、第2半導体層110、第3不純物半導体層111、上部電極112、第3絶縁層113を順に有する。第1光電変換部2は、第2層間絶縁層114によって覆われている。第2層間絶縁層114の上には、バイアス線11が配置され、第2層間絶縁層114およびバイアス線11は、第4絶縁層116によって覆われている。

10

【0035】

図7は、複数の画素1とそれらの間に配置された照射検出部Sとを示す模式的な平面図である。図8は、図7のC-C'線の模式的な断面図である。前述のように、各照射検出部Sは、1つの第2光電変換部5および1又は複数の第2スイッチ4を含み、第2光電変換部5は、複数の第1光電変換部2の隙間に配置されている。第2スイッチ4もまた複数の第1光電変換部2の隙間に配置されている。第2光電変換部5は、撮像領域IRの行方向(第1方向)(図7ではX方向)における最大寸法 S_{max} が、複数の画素1のうち1つの行を構成する画素1の行方向Xにおける配置ピッチ P_x より大きい。また、第2光電変換部5は、撮像領域IRの列方向(第2方向)(図7ではY方向)における最大寸法 $S_{y_{max}}$ が、複数の画素1のうち1つの列を構成する画素1の第2方向Yにおける配置ピッチ P_y より大きい。

20

【0036】

第2光電変換部5は、第3方向(図7ではX方向)に延びた1又は複数の第1部分51と、第3方向に交差する第4方向(図7ではY方向)に延びた1又は複数の第2部分52とを有しうる。複数の第1光電変換部2の各々は、第3方向に平行な辺および第4方向に平行な辺を有しうる。図7に示された例では、第3方向は、行方向(第1方向)に平行であり、第4方向は、列方向(第2方向)に平行である。

30

【0037】

第2光電変換部5は、画素1の配列における複数の行のうちの1つの行である第1行と該第1行に隣接する第2行との間に配置された部分と、該第2行と該第2行に隣接しかつ該第1行とは異なる行である第3行との間に配置された部分とを含みうる。また、第2光電変換部5は、画素1の配列における複数の列のうちの1つの列である第1列と該第1列に隣接する第2列との間に配置された部分と、該第2列と該第2列に隣接しかつ該第1列とは異なる列である第3列との間に配置された部分とを含みうる。あるいは、第2光電変換部5は、#形状部を含みうる。

【0038】

撮像領域IRが、照射検出部Sが隙間に配置された画素1の第1グループと、照射検出部が隙間に配置されない画素1の第2グループとを含んでもよい。この場合において、第1グループの画素1の第1光電変換部2は、第2グループの画素1の第1光電変換部2よりも面積が小さくてもよいし、同一の面積を有してもよい。前者においては、信号処理部25において、面積の違いに応じて補正がなされうる。後者においては、第2グループの画素1の隙間に、他の検出部が配置されてもよい。例えば、他の検出部は、放射線の照射の開始の検出に利用され、照射検出部Sは、放射線の照射を停止させるタイミングの決定に利用されうる。

40

【0039】

この例では、第2スイッチ4は、TFTで構成され、第2スイッチ4の制御電極(ゲート)101には、第2制御線8が接続されている。第2スイッチ4の2つの主電極(ソー

50

ス、ドレイン) 105の一方は、第2読出信号線9に接続され、他方は、コンタクトプラグを介して第2光電変換部5の下部電極(出力電極)108に接続されている。第2光電変換部5の上部電極112は、コンタクトプラグを介してバイアス線11に接続されている。

【0040】

この例では、第2スイッチ4は、制御電極(ゲート)101、第1絶縁層102、第1半導体層103、第1不純物半導体層104、2つの主電極(ソース、ドレイン)105、第2絶縁層106を有する。第1スイッチ3は、第1層間絶縁層107によって覆われている。第1層間絶縁層107の上には、第1光電変換部2が配置されている。第1光電変換部2は、PIN型光電変換素子として構成されている。第2光電変換部5は、下部電極108の上に、第2不純物半導体層109、第2半導体層110、第3不純物半導体層111、上部電極112、第3絶縁層113を順に有する。第2光電変換部5は、第2層間絶縁層114によって覆われている。第2層間絶縁層114の上には、バイアス線11が配置され、第2層間絶縁層114およびバイアス線11は、第4絶縁層116によって覆われている。

10

【0041】

ここで、第1スイッチ3および第2スイッチ4において、制御電極(ゲート)101、第1絶縁層102、第1半導体層103、第1不純物半導体層104、2つの主電極105、第2絶縁層106は、それぞれ、互いに同一の層に配置されうる。また、第1光電変換部2および第2光電変換部5において、下部電極108、第2不純物半導体層109、第2半導体層110、第3不純物半導体層111、上部電極112、第3絶縁層113は、それぞれ、互いに同一の層に配置されうる。

20

【0042】

図9には、複数の照射検出部Sの配置例が記載されている。なお、図9において、画素1は、図示が省略されている。図9に示された例では、複数の照射検出部Sは、複数の行および複数の列を構成するように配置されている。ただし、複数の画素1によって形成される行および列と複数の照射検出部Sによって構成される行および列とは一致しない。

【0043】

図10は、本発明の第2実施形態の放射線撮像装置RDにおける画素1および照射検出部Sの構成を模式的に示す平面図である。第2実施形態は、以下で言及する事項以外については、第1実施形態と同様の構成を有しうる。第2実施形態では、奇数行の画素1と偶数行の画素1とが、行方向に互いに1/2ピッチ(各行の行方向における配置ピッチの1/2)ずらして配置されている。このような配列は、ハニカム構造として理解しうることもできる。

30

【0044】

第2光電変換部5は、第3方向に延びた1又は複数の第1部分53と、第3方向に交差する第4方向に延びた1又は複数の第2部分54とを有しうる。また、第2光電変換部5は、第3方向および第4方向に交差する第5方向に延びた1又は複数の第3部分55を有しうる。複数の第1光電変換部2の各々は、第3方向に平行な辺、第4方向に平行な辺、および、第5方向に平行な辺を有しうる。図10に示された例では、第3方向は、行方向(第1方向)および列方向(第2方向)に平行であり、第4方向は、行方向および列方向に交差する方向であり、第5方向は、行方向および列方向に交差する方向である。しかしながら、これは一例に過ぎず、第3方向は行方向(第1方向)および列方向(第2方向)は交差する方向、および/または、第4方向は行方向および列方向に交差する方向、および/または、第5方向は行方向および列方向に交差する方向でありうる。第2実施形態の第2光電変換部5は、行方向および列方向の交差する方向の延びた部分を有するので、グリッドによる影響を低減するために有利である。

40

【0045】

第2実施形態においても、第2光電変換部5は、撮像領域IRの行方向(第1方向)(図10ではX方向)における最大寸法Smaxが、複数の画素1のうち1つの行を構成

50

する画素 1 の行方向 X における配置ピッチ P_x より大きい。また、第 2 光電変換部 5 は、撮像領域 I R の列方向（第 2 方向）（図 10 では Y 方向）における最大寸法 $S_{y \max}$ が、複数の画素 1 のうち 1 つの列を構成する画素 1 の第 2 方向 Y における配置ピッチ P_y より大きい。

【0046】

図 11 は、本発明の第 3 実施形態の放射線撮像装置 R D における画素 1 および照射検出部 S の構成を模式的に示す平面図である。第 3 実施形態は、以下で言及する事項以外については、第 1 又は第 2 実施形態と同様の構成を有しうる。第 3 実施形態においても、奇数行の画素 1 と偶数行の画素 1 とが、行方向に互いに $1/2$ ピッチ（各行の行方向における配置ピッチの $1/2$ ）ずらして配置されている。

10

【0047】

第 2 光電変換部 5 は、第 3 方向に延びた 1 又は複数の第 1 部分 56 と、第 3 方向に交差する第 4 方向に延びた 1 又は複数の第 2 部分 57 とを有しうる。複数の第 1 光電変換部 2 の各々は、第 3 方向に平行な辺および第 4 方向に平行な辺を有しうる。図 11 に示された例では、第 3 方向は、行方向（第 1 方向）および列方向（第 2 方向）に交差する方向であり、第 4 方向は、行方向および列方向に交差する方向である。しかしながら、これは一例に過ぎず、第 3 方向は行方向（第 1 方向）および列方向（第 2 方向）は交差する方向、および/または、第 4 方向は行方向および列方向に交差する方向でありうる。第 3 実施形態の第 2 光電変換部 5 もまた、行方向および列方向の交差する方向の延びた部分を有するので、グリッドによる影響を低減するために有利である。

20

【0048】

第 3 実施形態においても、第 2 光電変換部 5 は、撮像領域 I R の行方向（第 1 方向）（図 11 では X 方向）における最大寸法 $S_{x \max}$ が、複数の画素 1 のうち 1 つの行を構成する画素 1 の行方向 X における配置ピッチ P_x より大きい。また、第 2 光電変換部 5 は、撮像領域 I R の列方向（第 2 方向）（図 11 では Y 方向）における最大寸法 $S_{y \max}$ が、複数の画素 1 のうち 1 つの列を構成する画素 1 の第 2 方向 Y における配置ピッチ P_y より大きい。

【0049】

図 12 には、本発明の一実施形態の放射線撮像システムの構成が記載されている。放射線源である X 線チューブ 6050 で発生した放射線である X 線 6060 は、患者あるいは被験者 6061 の胸部 6062 を透過し、検出装置 6040 に含まれる変換素子に入射する。この入射した X 線には患者 6061 の体内部の情報が含まれている。X 線の入射に対応して変換部 3 で放射線を電荷に変換して、電気的情報を得る。この情報はデジタルデータに変換され信号処理手段となるイメージプロセッサ 6070 により画像処理され制御室の表示手段となるディスプレイ 6080 で観察できる。

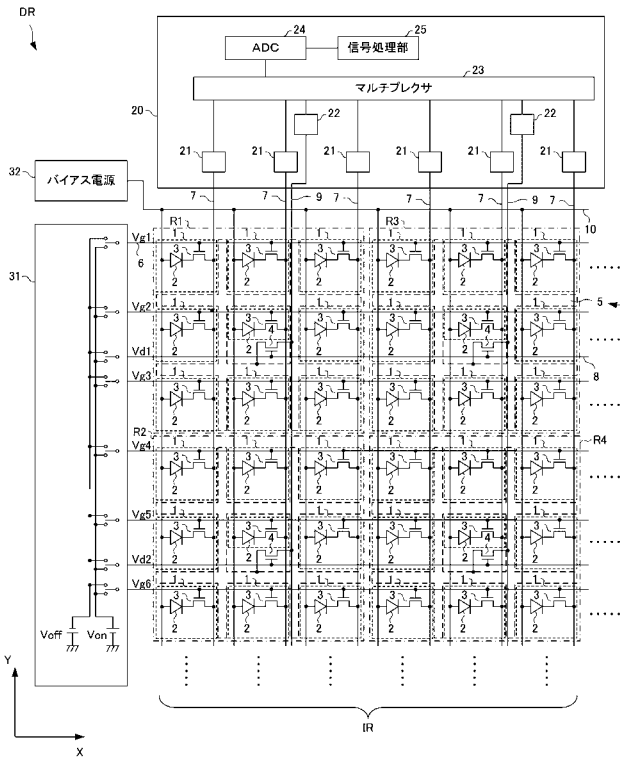
30

【0050】

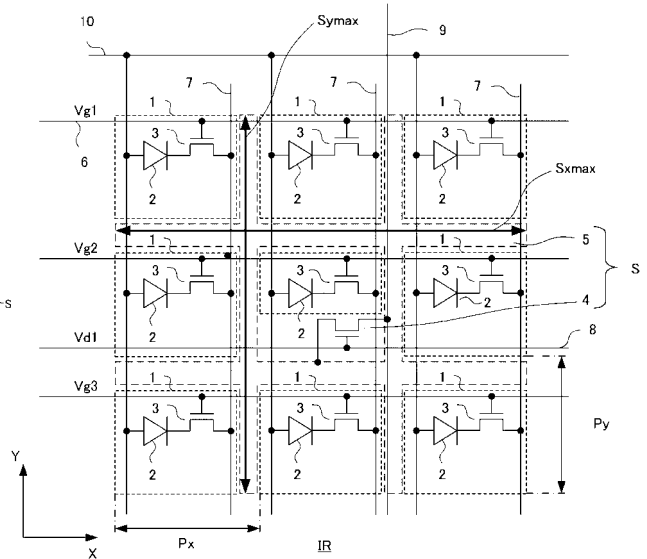
また、この情報は電話回線 6090 等の伝送処理手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクタールームなど表示手段となるディスプレイ 6081 に表示もしくは光ディスク等の記録手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。また記録手段となるフィルムプロセッサ 6100 により記録媒体となるフィルム 6110 に記録

40

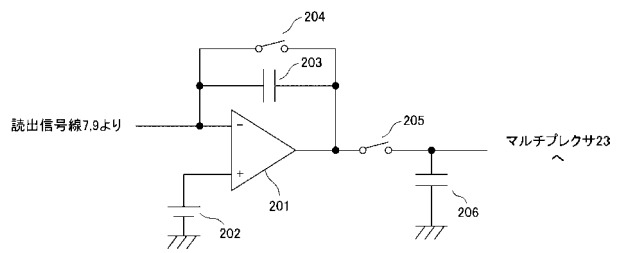
【図1】



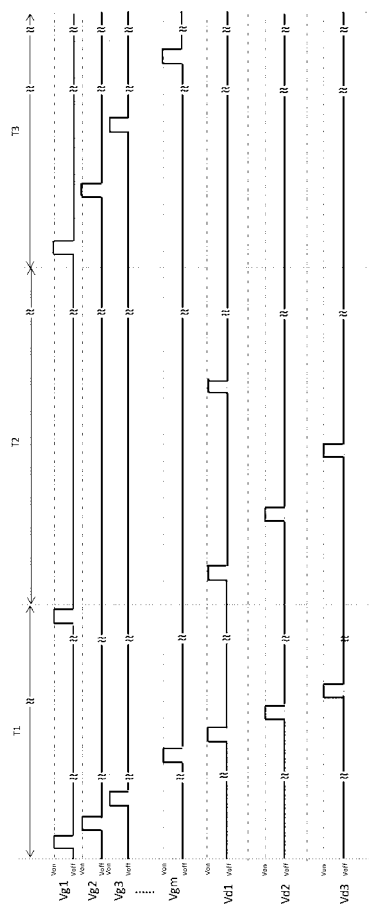
【図2】



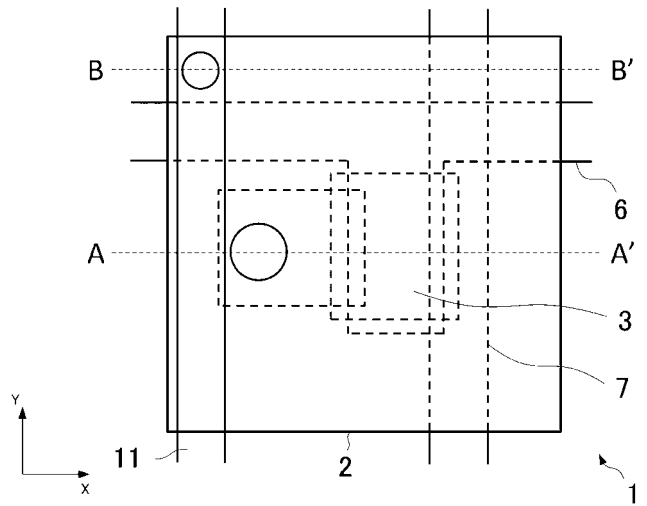
【図3】



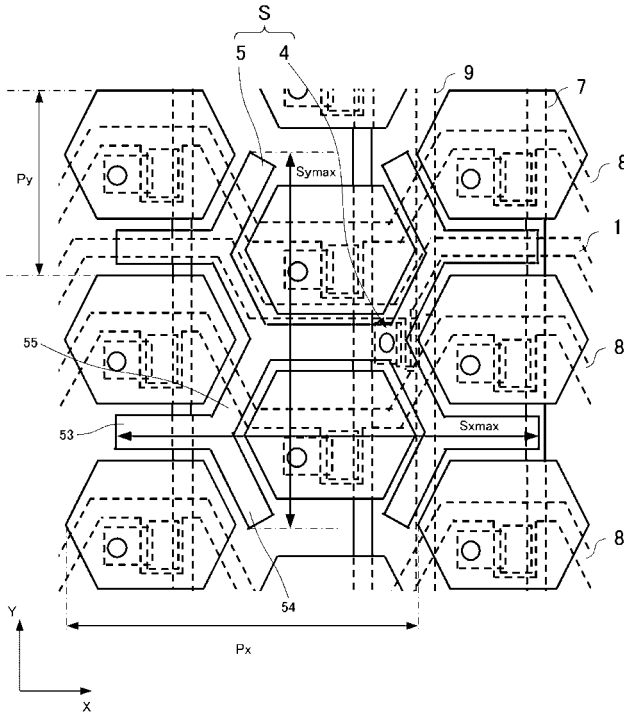
【図4】



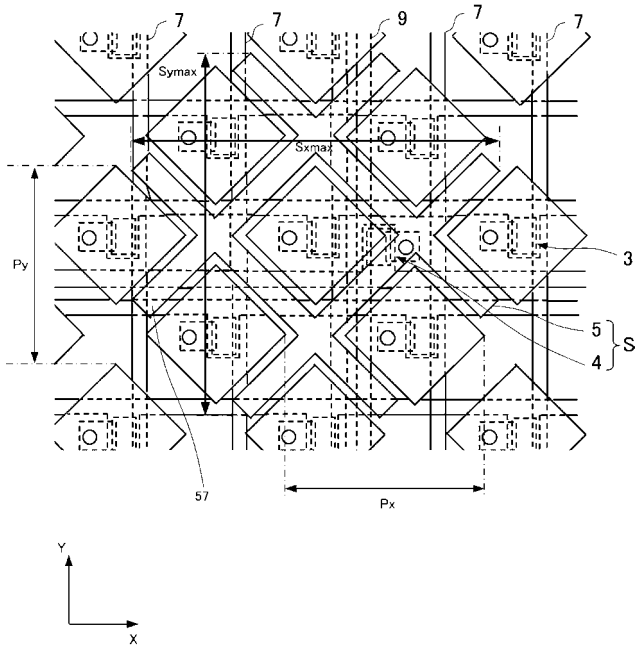
【図5】



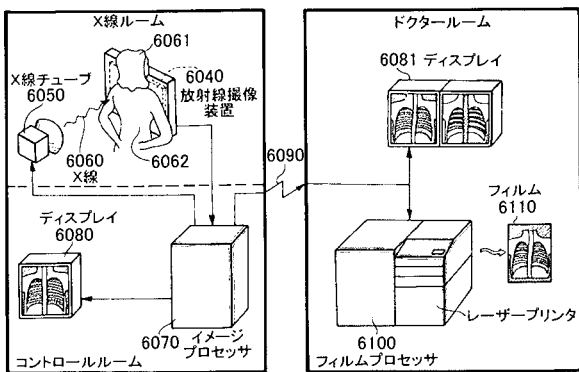
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (72)発明者 渡辺 実
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
- (72)発明者 大藤 将人
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 川鍋 潤
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 古本 和哉
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

Fターム(参考) 2G188 AA03 AA25 BB02 BB04 BB05 BB06 CC22 CC26 CC28 CC32
DD05 EE25 EE33 FF12
4M118 AA01 AB01 BA05 CA05 CA07 CA20 CA25 CB11 CB14 DB09
FB03 FB07 FB09 FB13 FB24 GA10
5C024 CX03 CX27 CX41 CY47 GX01 GY31