

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4834614号  
(P4834614)

(45) 発行日 平成23年12月14日 (2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年9月30日 (2011.9.30)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 T 1/20 (2006.01)  
H O 1 L 27/14 (2006.01)  
C O 9 K 11/00 (2006.01)  
C O 9 K 11/61 (2006.01)  
C O 9 K 11/06 (2006.01)

G O 1 T 1/20 D  
G O 1 T 1/20 G  
G O 1 T 1/20 E  
G O 1 T 1/20 B  
H O 1 L 27/14 K

請求項の数 6 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-155153 (P2007-155153)  
(22) 出願日 平成19年6月12日 (2007.6.12)  
(65) 公開番号 特開2008-309517 (P2008-309517A)  
(43) 公開日 平成20年12月25日 (2008.12.25)  
審査請求日 平成22年6月14日 (2010.6.14)

(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 100076428  
弁理士 大塚 康徳  
(74) 代理人 100112508  
弁理士 高柳 司郎  
(74) 代理人 100115071  
弁理士 大塚 康弘  
(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】 放射線検出装置および放射線撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基板に配された光電変換素子アレイを有するセンサーパネルと、前記センサーパネルの前記光電変換素子アレイが配された面側に配されたシンチレータ層と、前記センサーパネルの前記シンチレータ層側とは反対の面側に配された光発生部と、を有する放射線検出装置であって、

前記光発生部は、透明電極層と、発光層と、裏面電極層と、を有し、

前記発光層は、発光体と、バインダーと、前記シンチレータ層が発光する波長の光を吸収する黑色顔料と、を含み、

前記光電変換素子アレイは間に間隔をおいて配置された複数の画素を有し、

前記光発生部に含まれる前記黑色顔料の含有率は、前記複数の画素を透過した光が入射される領域の平均値よりも、前記複数の画素の間に通過した光が入射される領域の平均値の方が高いことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項 2】

基板に配された光電変換素子アレイを有するセンサーパネルと、前記センサーパネルの前記光電変換素子アレイが配された面側に配されたシンチレータ層と、前記センサーパネルの前記シンチレータ層側とは反対の面側に配された光発生部と、を有する放射線検出装置であって、

前記光発生部は、透明電極層と、発光層と、裏面電極層と、を有し、

前記発光層は、発光体と、バインダーと、顔料または染料と、を含み、

10

20

前記顔料または染料は、前記シンチレータ層が発光する光のうち最大発光波長の光を吸収する第1の顔料または染料と、前記第1の顔料または染料の吸収波長領域とは異なる吸収波長領域を有する第2の顔料または染料と、を含み、

前記光電変換素子アレイは間に間隔をおいて配置された複数の画素を有し、

前記光発生部に含まれる前記顔料または染料の含有率は、前記複数の画素を透過した光が入射される領域の平均値よりも、前記複数の画素の間に通過した光が入射される領域の平均値の方が高いことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項3】

前記シンチレータ層はCsI：Tlを含み、

前記第1の顔料または染料は570nmの波長の光を吸収する顔料または染料であり、かつ前記第2の顔料または染料は400nm以上560nm以下又は580nm以上750nm以下のうちの少なくとも一部の範囲の波長の光を吸収する顔料または染料であることを特徴とする請求項2に記載の放射線検出装置。

【請求項4】

前記顔料または染料は、400nm以上750nm以下の波長を吸収することを特徴とする請求項2に記載の放射線検出装置。

【請求項5】

前記光発生部は、エレクトロルミネセンスであることを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の放射線検出装置。

【請求項6】

請求項1乃至5のいずれか1項に記載の放射線検出装置と、前記放射線検出装置からの信号を処理する信号処理手段とを有す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、医療診断機器、非破壊検査機器等に用いられる放射線検出装置および放射線撮像システムに関する。特には、X線撮影等に用いられる放射線検出装置および放射線撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線蛍光体層が内部に備えられた蛍光スクリーンと両面塗布剤とを有するX線フィルムシステムが、X線写真撮影に使用されてきた。しかし、最近においては、それに代わって、デジタル放射線検出装置の研究開発が盛んに行われている。というのも、X線シンチレータ層と2次元光検出器とを有するデジタル放射線検出装置は、前記X線フィルムシステムを備えた放射線検出装置と比べて、画像特性が良好であるからである。また、それは、データがデジタルデータであるため、ネットワーク化したコンピュータシステムに取り込むことによってデータの共有化を図ることができるという利点も有している。

【0003】

これらデジタル放射線検出装置の中でも、高感度で高鮮明な装置として、以下のような装置が特許文献1に開示されている。すなわち、複数のフォトセンサーおよびTFE等の電気素子が2次元に配置されている光電変換素子部からなる光検出器上に、放射線をフォトセンサーで検出可能な光に変換するためのシンチレータ層を形成してなる装置である。

【0004】

特には、次のような構成の装置が特許文献2に記載されている。すなわち、光学的リセット動作または光学的キャリブレーション動作を行うための光源を備えており、波長選択性透過部品を着色により加工し、波長選択性のフィルタとして使用する構成の装置である。

【特許文献1】特開2000-284053号公報

【特許文献2】特開平10-206552号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、上記従来例のような、色素吸収層による光の波長選択方式では、複数の層構成が必要となり、装置構成が複雑で厚くなってしまう。また、複数の層構成では界面からの反射光が多くなってしまう。すなわち、光発生器からセンサーパネルへ戻る反射光は、撮影画像に違和感として品質弊害を引き起こしてしまうので、極力小さくすることが求められている。したがって、従来よりも簡単な構成で、光発生器からセンサーパネルへの反射光を効率良く低減させる放射線検出装置が現在求められている。

## 【0006】

10

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものである。すなわち、光キャリアレーションが求められる放射線検出装置において、光電変換素子を透過した透過光を光発生器の発光層で効率良く低減して画像品質を向上させる、信頼性の高い放射線検出装置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】

## 【0007】

本発明の一つの側面に係る放射線検出装置は、基板に配された光電変換素子アレイを有するセンサーパネルと、前記センサーパネルの前記光電変換素子アレイが配された面側に配されたシンチレータ層と、前記センサーパネルの前記シンチレータ層側とは反対の面側に配された光発生部と、を有する放射線検出装置であって、前記光発生部は、透明電極層と、発光層と、裏面電極層と、を有し、前記発光層は、発光体と、バインダーと、前記シンチレータ層が発光する波長の光を吸収する黒色顔料と、を含み、前記光電変換素子アレイは間に間隔をおいて配置された複数の画素を有し、前記光発生部に含まれる前記黒色顔料の含有率は、前記複数の画素を透過した光が入射される領域の平均値よりも、前記複数の画素の間の間隔を通過した光が入射される領域の平均値の方が高いことを特徴とする。

20

## 【0008】

さらに、本発明の別の側面に係る放射線検出装置は、基板に配された光電変換素子アレイを有するセンサーパネルと、前記センサーパネルの前記光電変換素子アレイが配された面側に配されたシンチレータ層と、前記センサーパネルの前記シンチレータ層側とは反対の面側に配された光発生部と、を有する放射線検出装置であって、前記光発生部は、透明電極層と、発光層と、裏面電極層と、を有し、前記発光層は、発光体と、バインダーと、顔料または染料と、を含み、前記顔料または染料は、前記シンチレータ層が発光する光のうち最大発光波長の光を吸収する第1の顔料または染料と、前記第1の顔料または染料の吸収波長領域とは異なる吸収波長領域を有する第2の顔料または染料と、を含み、前記光電変換素子アレイは間に間隔をおいて配置された複数の画素を有し、前記光発生部に含まれる前記顔料または染料の含有率は、前記複数の画素を透過した光が入射される領域の平均値よりも、前記複数の画素の間の間隔を通過した光が入射される領域の平均値の方が高いことを特徴とする。

30

## 【0009】

また、本発明において、前記光発生部は、エレクトロルミネセンスであることを特徴とする。

40

## 【0010】

さらに、本発明は、前記いずれかに記載の放射線検出装置と、該放射線検出装置からの信号を処理する信号処理手段と、を少なくとも有することを特徴とする放射線撮像システムである。

## 【発明の効果】

## 【0011】

本発明によれば、従来よりも簡単な構成で、耐久性の高い放射線検出装置が得られる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0012】

50

以下、本発明の実施形態について図面を用いて詳細に説明する。なお、本明細書においては、放射線の範疇に、X線、線などの電磁波、および線、線の粒子線も含むものとして説明する。

【0013】

図1は、本発明の放射線検出装置を示す断面図である。本発明の放射線検出装置は、シンチレータ層11と、センサーパネル100と、光発生部101とが、順に積層して配置された構造をしている。すなわち、センサーパネル100と、該センサーパネル100に隣接して配されたシンチレータ層11と、該センサーパネル100のシンチレータ層側とは反対の面側に配された光発生部101と、からなる。

【0014】

前記センサーパネル100は、光電変換素子アレイ12と基板13とから形成されており、基板13上に光電変換素子アレイ12が配置されている構成をしている。また、シンチレータ層11は、放射線を光電変換素子アレイが感知可能な光に変換する材料からなっており、シンチレータ層11をセンサーパネル100に設けるには、直接センサーパネル100に形成してよい。また、支持基板にシンチレータ層を形成した後、これを貼り合わせる手法で形成してもよい。

【0015】

シンチレータ層11の材料としては、 $Gd_2O_2S:Tb$ のような粒子蛍光体やハロゲン化アルカリのシンチレータが挙げられる。なかでも、センサーパネルに蒸着によって形成される $CsI:Na$ および $CsI:Tl$ 等のハロゲン化アルカリ柱状結晶構造を有するシンチレータが特に好適である。

【0016】

前記光発生部101は、少なくとも透明電極層103と、発光層102と、裏面電極層108とから構成されている。そして、透明電極層103と発光層102との間および発光層102と裏面電極層108との間の少なくとも一方に誘電体層107を配置することは、耐電圧性が向上するために好ましい。そして、前記発光層102は、発光体104と、バインダー105と、黒色顔料106とから構成されている。

【0017】

透明電極層103の材料としては、インジウム錫酸化物( $ITO$ )、 $SnO_2$ 、 $ZnO$ 等の透明導電体が用いられる。なかでも、インジウム錫酸化物( $ITO$ )が好適である。

【0018】

また、発光体102の材料としては、具体的には第II族元素と第VI族元素とからなる群から選ばれる元素の一つあるいは複数と、第III族元素と第V族元素とからなる群から選ばれる一つあるいは複数の元素とからなる半導体の微粒子である。それらは、求められる発光波長領域により任意に選択される。例えば、 $CdS$ 、 $CdSe$ 、 $CdTe$ 、 $ZnS$ 、 $ZnSe$ 、 $ZnTe$ 、 $CaS$ 、 $MgS$ 、 $SrS$ 、 $GaP$ 、 $GaAs$ およびそれらの混晶などが挙げられるが、 $ZnS$ 、 $CdS$ 、 $CaS$ などが特に好適である。また、付活剤としては、 $Mn$ や $Cu$ などの金属イオンおよび希土類元素などが好適である。また、必要に応じて添加される共付活剤としては、 $Cl$ 、 $Br$ 、 $I$ などのハロゲン元素や $Al$ などが好適である。

【0019】

バインダー105の材料としては、シアノ・エチル・セルローズ等の高誘電物が好適である。

【0020】

誘電体層107の材料としては、誘電率と絶縁性が高く、かつ高い誘電破壊電圧を有する材料であれば任意のものが用いられる。具体的には金属酸化物、窒化物が挙げられ、例えば、 $TiO_2$ 、 $BaTiO_3$ 、 $SrTiO_3$ 、 $PbTiO_3$ 、 $KNbO_3$ 、 $PbNbO_3$ 、 $Ta_2O_3$ 、 $BaTa_2O_6$ 、 $LiTaO_3$ 、 $Al_2O_3$ 、 $ZrO_2$ 、 $AlON$ などが用いられる。

【0021】

10

20

30

40

50

裏面電極層 108 の材料としては、金属、合金、電気伝導性化合物およびこれらの混合物が用いられる。具体的には、次のものが挙げられる。ナトリウム、カリウム、ナトリウム・カリウム合金、マグネシウム、リチウム。マグネシウム / 銅混合物、マグネシウム / 銀混合物、マグネシウム / アルミニウム混合物、マグネシウム / インジウム混合物。アルミニウム / 酸化アルミニウム混合物、インジウム、リチウム / アルミニウム混合物、希土類金属等。なかでも、酸化などに対する耐久性の点から、マグネシウム / 銀混合物、マグネシウム / アルミニウム混合物、マグネシウム / インジウム混合物等が好適である。

#### 【0022】

そして、本発明の特徴であるのだが、発光層中には、顔料である黒色顔料 106 が含有されている。さらには、発光層中に該黒色顔料 106 が分散されている。黒色顔料 106 は、シンチレータ層の発光波長の領域よりも少なくとも広い領域に吸収波長を有する。例えば、シンチレータ層が CsI (T1) の場合、500 nm 以上 600 nm 以下の範囲内に最大発光波長を有するブロードなピークをもつ。そして、発光波長の領域は、最大で 400 nm 以上 750 nm 以下となる。黒色顔料は、広範囲な波長の光を吸収可能であるため、CsI (T1) が発光する波長の光を吸収し、光電変換素子アレイへの反射光を減少できるため、画質が向上する。黒色顔料としては、炭素を含有するカーボンブラック、チタンの酸化または二酸化チタンの還元により得られるチタンブラック、黒色金属酸化物顔料が好ましい。カーボンブラックは、特に、微細粒子であるチャンネルブラックやファーンズブラックがよい。黒色金属酸化物顔料は、銅、鉄、クロム、マンガン、コバルトの酸化物がよく、また、これらの金属酸化物から選ばれる少なくとも 2 種以上の複合金属酸化物でもよい。

#### 【0023】

また、黒色顔料ではなく、他の色の顔料を用いることもできる。例えば、CsI (T1) の発光のピーク波長が 570 nm である場合、570 nm の波長を吸収する紫色の顔料をバインダーに含有させればよい。そして、CsI (T1) が発する光を十分に吸収するため、次に記載する少なくとも 1 種の顔料を紫色と一緒にバインダーに含有させる。ピーク波長より短い波長領域では、緑黄色 (400 ~ 435 nm)、黄色 (435 ~ 480 nm)、橙色 (480 ~ 490 nm)、赤色 (490 ~ 500 nm)、赤紫色 (500 nm ~ 560 nm) の顔料が好適に用いられる。ピーク波長より長い波長領域では、青色 (580 ~ 595 nm)、緑青色 (595 ~ 610 nm)、青緑色 (610 ~ 750 nm) の顔料が好適に用いられる。なお、括弧内の数値は各色の吸収波長を表す。そして、黄色、橙色、赤色、赤紫色、青色、緑青色および青緑色の少なくとも 1 種と紫色の顔料が発光層中に含有された場合、シンチレータ層の発光波長領域をより広範囲に吸収でき、反射光を減少できるため、画質が向上する。すなわち、シンチレータ層の最大発光波長を吸収する色の顔料または染料 (第 1 の顔料または染料) と、第 1 の顔料または染料以外の少なくとも 1 種の色の顔料または染料 (第 2 の顔料または染料) と、を混合することが、反射光の低減のために求められる。

#### 【0024】

センサーパネル 100 側の光発生部 101 面から照射される光は、光電変換素子の特性変動を改善するために照射されるので、光電変換素子には適量な照射光量が求められる。このため黒色顔料 106 や黒色以外の少なくとも 2 色の顔料の混合材料は、光発生部 101 からの照射光が透過することが求められる。よって、黒色顔料 106 や黒色以外の少なくとも 2 色の顔料の混合材料が吸収する波長領域は、シンチレータ層の発光波長と同等の領域であって、光発生部の波長領域の吸収量が少ないことが望ましい。もしくは、光発生部の発光波長領域が顔料の波長吸収領域より広いことが望ましい。また、光電変換素子が吸収する波長領域での反射率が小さいことが好ましい。また、光発生部の発光波長領域が顔料の吸収波長領域内であっても、光発生部の発光量を高くすることで、光発生部から光電変換素子へ適量な光量を照射することができる。

#### 【0025】

上記では、センサーパネルへの反射光を効率的に減少するために、黒色顔料 106 を発

10

20

30

40

50

光層 102 に分散させたのであるが、バインダーに染料を含有させ、バインダー自体を染料で着色することにより、反射光を減少させることも可能である。染料の色は、顔料の場合と同じである。光発生部 101 は、光電変換素子アレイの配置領域に対向して、かつ、より広い領域に配置されていることが光キャリアレーション効果および反射光の減少のため好ましい。

#### 【0026】

次に、図 5 は、本発明の放射線検出装置を放射線撮像システムへ適用した場合の応用例を示す図である。

#### 【0027】

放射線チューブ 1001 で発生した放射線 1002 は、被験者（患者など）1003 の胸部などの体の部位 1004 を透過し、シンチレータを上部に実装した放射線撮像装置 1100 に入射する。この入射した放射線 1002 には被験者 1003 の体内部の情報が含まれている。放射線撮像装置 1100 では、放射線 1002 の入射に対応してシンチレータが発光し、これを光電変換して電気的情報を得る。また、放射線撮像装置 1100 では、放射線 1002 を直接電荷に変換して、電気的情報を得てもよい。この情報はデジタルに変換され、信号処理手段としてのイメージプロセッサ 1005 により画像処理されて、制御室の表示手段としてのディスプレイ 1006 に表示される。

#### 【0028】

また、この情報は、無線または電話回線などの有線等の伝送手段 1007 により遠隔地へ転送することができる。これによって、別の場所のドクタールーム等に設置された、表示手段としてのディスプレイ 1008 に表示するか、あるいは、記憶手段としてのフィルムプロセッサ 1009 により光ディスク等の記録媒体に保存することができる。これによって、遠隔地の医師が診断することも可能である。また、フィルムプロセッサ 1009 は、印刷手段としてのレーザプリンタに接続され、伝送手段 1007 により伝送された情報をフィルム等の記録媒体に記録することができる。

#### 【実施例】

#### 【0029】

これより、本発明の実施例について詳細に説明するが、本発明は以下の例に限定されない。

#### 【0030】

##### （実施例 1）

図 1 は、本実施例に従う放射線検出装置の断面図である。図 1 に示すように光発生部 101 と、センサーパネル 100 と、そのセンサーパネル上の CsI (Tl) であるシンチレータ層 11 とが配置されている。そして、光発生部 101 の発光層 102 には黒色顔料 106 が分散されている。黒色顔料 106 はカーボンブラックであり、ここでは、チャンネルブラックを用いた。光発生部 101 は、少なくとも光電変換素子アレイ 12 の受光範囲に光を照射できるようになっている。黒色顔料 106 は、シンチレータ層の発光によってセンサーパネルから基板 13 を透過してきた光を効率良く吸収するので、センサーパネル 100 の光電変換素子アレイ 12 に反射される成分は極微量となる。なお、黒色顔料 106 は、光発生部 101 からの光も吸収するので、シンチレータ層の発光によってセンサーパネルから基板 13 を透過してきた光よりも、光発生部 101 の発光の量を多くする。以上のようにして、黒色顔料を分散することで、光キャリアレーションに必要な光は透過させ、画像の品質劣化を引き起こす反射光を品質上問題無いレベルに低減させることが可能となる。

#### 【0031】

図 2 は、本実施例に従う放射線検出装置の変形例であり、放射線入射側から見た平面図である。

#### 【0032】

図 2 に示すように、本例は、基板 13 と、基板 13 に配置された光電変換素子アレイ 12 と、シンチレータ層 11 と、光電変換素子アレイおよびシンチレータ層 11 より広い領

10

20

30

40

50

域に配置された光発生部 101 と、から構成される。光発生部 101 は、光電変換素子アレイ 12 の配置領域に対向して、かつ、より広い領域に配置されていることが光キャリアレーション効果および反射光の減少のため好ましい。光電変換素子アレイ 12 は、図の簡略化のため、3 個 × 3 個の画素 14 を有している。画素の数は、これに限定されることなく、例えば 2000 個 × 2000 個などのより多くの画素が適用される。さらに、光発生部 101 の黒色顔料の含有率は、画素に対向する領域の平均値より画素間に対向する領域の平均値の方が高い。このような構成により、光発生部 101 の発光量を十分な程度に保ち、画素間を通過したシンチレータ層 11 からの光の反射をより低減することができる。

#### 【0033】

ここで、光発生部 101 は、エレクトロルミネセンス (EL) 等の電場発光光源が好ましい。また、光発生部 101 は、少なくとも一方の電極を分割することで、部分的な光キャリアレーションのための発光を行うことができるため、消費電力を低減することができる。

#### 【0034】

##### (実施例 2)

図 3 は、本実施例に従う放射線検出装置の断面図である。図 3 に示すように、実施例 1 と同様に、光発生部 101 と、センサーパネル 100 と、CsI (Tl) であるシンチレータ層 11 とが配置されている。実施例 1 と異なる点は、発光層 102 に黒色顔料ではなく、紫色と赤色の顔料が含有されていることである。つまり、光発生部 101 の発光層 102 には 2 種の顔料 109 が含有されている。この場合、2 種の顔料 109 を含有することにより、光発生部 101 からの光も吸収する。しかし、シンチレータ層の発光によってセンサーパネルから基板 13 を透過してきた光よりも光発生部の発光の量を多くする。そうすることで、光キャリアレーションに必要な光は透過させ、画像の品質劣化を引き起こす反射光を品質上問題無いレベルに低減させることが可能となる。

#### 【0035】

本実施例においては、2 色の顔料を用いたが、さらに青色などの前述の各色を混合して、より黒色化することが反射光を低減するために好ましい。

#### 【0036】

##### (実施例 3)

図 4 は、本実施例に従う放射線検出装置の断面図である。図 4 に示すように、実施例 2 と同様に、光発生部 101 と、センサーパネル 100 と、CsI (Tl) であるシンチレータ層 11 とが配置されている。実施例 2 と異なる点は、発光層 102 に顔料ではなく染料が含有されていることである。染料は、実施例 2 と同様に紫色と赤色を用いた。したがって、光発生部 101 の発光層 102 は、発光体 104 と染料入りバインダー 110 で構成した。バインダーを染料で着色することにより、シンチレータ層の発光によってセンサーパネルから基板 13 を透過してきた光は、着色されたバインダーで効率良く吸収される。よって、センサーパネル 100 の光電変換素子アレイ 12 に反射される成分は極微量となる。なお、染料入りバインダー 110 は、光発生部 101 からの光も吸収するので、シンチレータ層の発光によってセンサーパネルから基板 13 を透過してきた光よりも、光発生部の発光の量を多くする。以上のようにして、バインダーを染料で着色することで、光キャリアレーションに必要な光は透過させ、画像の品質劣化を引き起こす反射光を品質上問題無いレベルに低減させることが可能となる。

#### 【0037】

なお、本実施例は、実施例 2 と同様に、さらに青色などの前述の各色を混合して、より黒色化することが反射光を低減するために好ましい。

#### 【0038】

以上、説明してきた本発明によれば、光学的キャリアレーション機能を有する放射線検出装置において、光発生部の発光層に黒色顔料、黒色顔料以外の 2 色の顔料または染料を含有することで、センサーパネルへの反射光を効率的に減らすことができる。したがって、画像品質の安定化が可能となっている。また、この構成により、波長選択性のフィルタ

10

20

30

40

50

等の追加を必要としないので、放射線検出装置の構成が簡略化できる。したがって、信頼性の高い放射線検出装置が得られる。

【産業上の利用可能性】

【0039】

以上説明したように、本発明は、医療用のX線センサ等に応用することが可能であるが、それ以外の無破壊検査等の用途に応用した場合にも有効である。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の放射線検出装置の実施形態を示す断面図である。

【図2】図1に示されている実施形態の変形例の正面図である。

10

【図3】本発明の放射線検出装置の他の実施形態を示す断面図である。

【図4】本発明の放射線検出装置の他の実施形態を示す断面図である。

【図5】本発明の放射線検出装置を備えた放射線撮像システムの概略図である。

【符号の説明】

【0041】

11 シンチレータ層

12 光電変換素子アレイ

13 基板

14 画素

100 光電変換素子アレイと基板からなるセンサーパネル

20

101 光発生部

102 発光層

103 透明電極層

104 発光体

105 バインダー

106 黒色顔料

107 誘電体層

108 裏面電極層

109 顔料

110 染料入りバインダー

30

1001 放射線チューブ

1002 放射線

1003 被験者

1004 体の部位

1005 イメージプロセッサ

1006 ディスプレイ

1007 伝達手段

1008 ディスプレイ

1009 フィルムプロセッサ

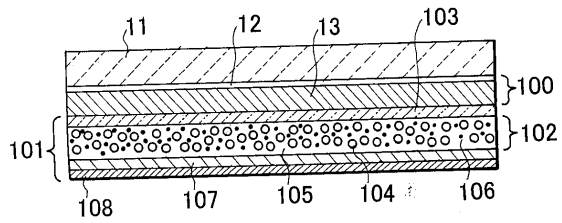
1010 フィルム

40

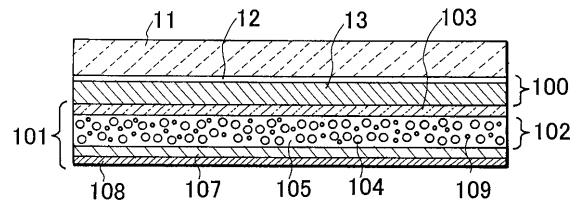
1011 レーザプリンタ

1100 放射線撮像装置

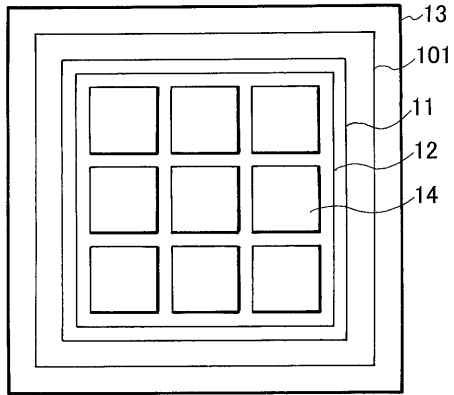
【図 1】



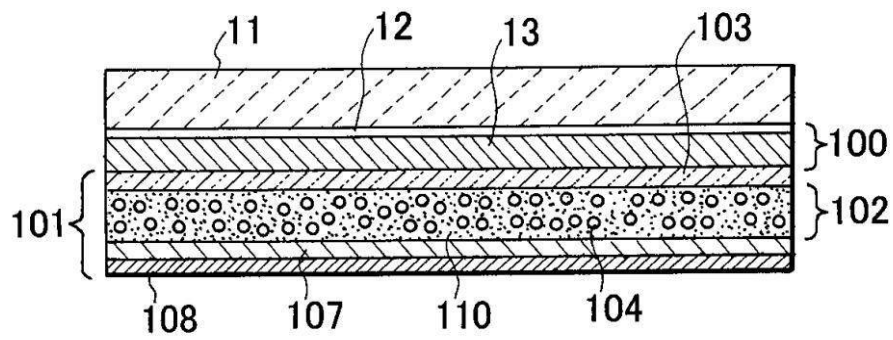
【図 3】



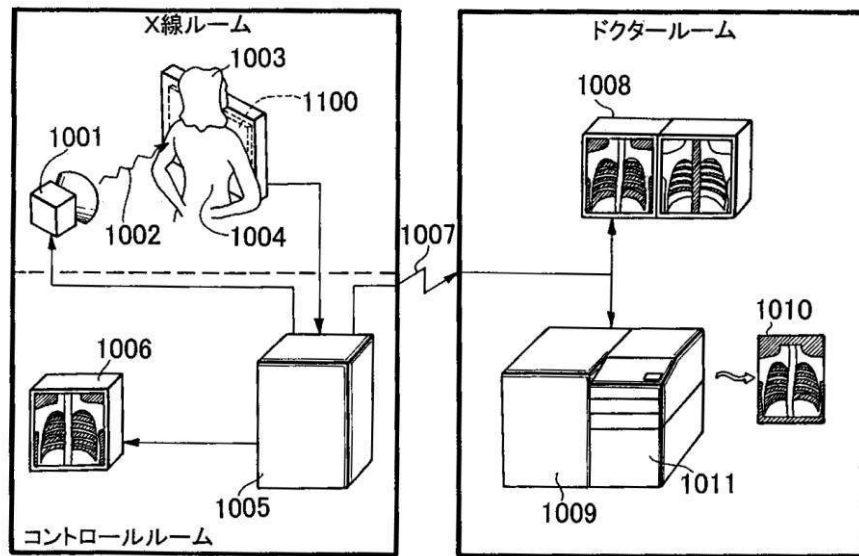
【図 2】



【図 4】



【図5】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
 C 0 9 K 11/00 E  
 C 0 9 K 11/61 C P F  
 C 0 9 K 11/06 6 0 2  
 G 0 1 T 1/20 L

(72)発明者 澤田 覚  
 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 岡田 聡  
 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 井上 正人  
 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 長野 和美  
 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 竹田 慎市  
 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 野村 慶一  
 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 小川 善広  
 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 林 靖

(56)参考文献 特開2002-055168(JP,A)  
 特開2003-107162(JP,A)  
 特開平10-206552(JP,A)  
 特開2005-301157(JP,A)  
 特開2004-356043(JP,A)

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