(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 2 月 2 日(02.02.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/014543 A1

(51) 国際特許分類:
G01T 1/20 (2006.01) *A61B 6/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/059950

(22) 国際出願日: 2011 年 4 月 22 日(22.04.2011)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2010-171696 2010 年 7 月 30 日(30.07.2010) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 岩切　直人 (IWAKIRI, Naoto) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 中津川　晴康 (NAKATSUGAWA, Haruyasu) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 西納　直行 (NISHINOU, Naoyuki) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 大田　恭義 (OHTA, Yasunori) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 中島　淳, 外 (NAKAJIMA, Jun et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿４丁目３番１７号ＨＫ新宿ビル７階　太陽国際特許事務所 Tokyo (JP).

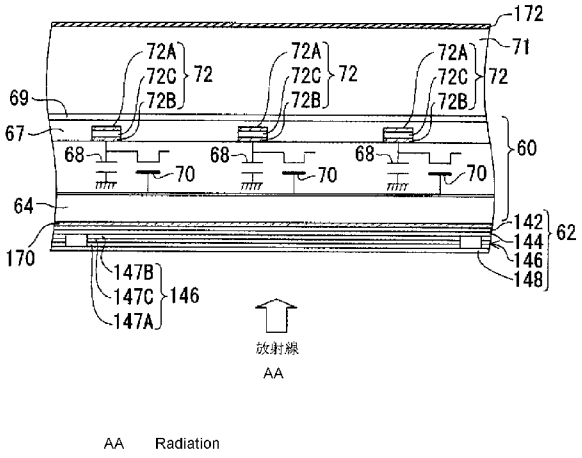
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) **Title**: RADIATION DETECTOR PANEL

(54) 発明の名称 : 放射線検出パネル

[図4]



AA Radiation

(57) **Abstract**: The disclosed radiation detector panel has a structure which whilst being provided with a functionality for detecting radiation, separate from a functionality which detects radiation as an image, does not have a large panel size or thickness, and wherein image detection sensitivity is not reduced. The disclosed radiation detection panel is provided with: a scintillator (71) which absorbs radiation and emits light; and a radiation detector (60), formed by arranging pixel units (74) in a matrix shape on an insulating substrate (64), said pixel units being provided with a photoelectric conversion unit (72) which converts the light emitted from the scintillator (71) to electric charge, a storage capacitor (68) which stores the electric charge, and a TFT (70) which is turned ON during electric charge read-out. The panel is further provided with a radiation detection unit (62) which provides the insulating substrate (64) with light permeability, encloses the radiation detector (60) on the opposite side to the scintillator (71) (the upstream side in the arrival direction of the radiation), is formed from organic photoelectric conversion material, and which converts the light emitted from the scintillator (71) to electrical signals and outputs the result; and a partial reflection layer (170) is provided between the radiation detector (60) and the radiation detection unit (62).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/014543 A1

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

放射線を画像として検出する機能と別に放射線を検出する機能を設けた構成を、パネルサイズの大型化や厚みの増大、画像検出感度の低下を招くことなく実現する。 放射線を吸収して発光するシンチレータ 71 と、シンチレータ 71 からから放出された光を電荷へ変換する光電変換部 72、電荷を蓄積する蓄積容量 68 及び電荷読出時にオンされるＴＦＴ 70 を備えた画素部 74 が絶縁性基板 64 上にマトリクス状に配置されて成る放射線検出器 60 と、が設けられた放射線検出パネルにおいて、絶縁性基板 64 に光透過性をもたせると共に、放射線検出器 60 を挟んでシンチレータ 71 と反対側(放射線の到来方向上流側)に、有機光電変換材料から成り、シンチレータ 71 から放出された光を電気信号へ変換して出力する放射線検出部 62 を設け、放射線検出器 60 と放射線検出部 62 の間に部分反射層 170 を設ける。

明　細　書

発明の名称 ： 放射線検出パネル

技術分野

[0001] 本発明は放射線検出パネルに係り、特に、被写体を透過した放射線を吸収して発光する発光部及び当該発光部から放出された光を画像として検出する検出部を備えた放射線検出パネルに関する。

背景技術

[0002] 近年、ＴＦＴ(Thin Film Transistor)アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、照射されたＸ線やγ線、α線等の放射線を検出し、照射放射線量の分布を表す放射線画像のデータへ直接変換して出力するＦＰＤ(Flat Panel Detector)が実用化されており、このＦＰＤ等のパネル型の放射線検出器と、画像メモリを含む電子回路及び電源部を内蔵し、放射線検出器から出力される放射線画像データを画像メモリに記憶する可搬型の放射線検出パネル(以下、電子カセッテともいう)も実用化されている。なお、上記の放射線感応層としては、例えば照射された放射線をＣｓＩ：ＴＩ、ＧＯＳ(Gd_2O_2S：Ｔｂ)等のシンチレータ(蛍光体層)で光に一旦変換し、シンチレータから放出された光をＰＤ(Photodiode)等から成る光検出部によって電荷へ再変換して蓄積する構成(間接変換方式)が知られている。放射線検出パネルは可搬性に優れているので、ストレッチャーやベッドに載せたまま被撮影者を撮影できると共に、放射線検出パネルの位置を変更することで撮影部位の調整も容易であるため、動けない被撮影者を撮影する場合にも柔軟に対処することができる。

[0003] ところで、間接変換方式の放射線検出パネルにおいて、撮影される画像の画質を維持するためには、撮影開始タイミング(放射線検出パネルへの放射線の照射が開始されたタイミング)を検知し、ＰＤ等の光電変換素子の暗電流(例えばアモルファス・シリコンの不純物準位に一旦トラップされた電荷が再放出される等によって生ずる電流)によって時間経過と共に蓄積される不要な

電荷を撮影開始時にリセットした後に、画像の撮影(電荷の蓄積)を開始する必要がある。放射線検出パネルによる撮影開始タイミング(や撮影終了タイミング)の検知は、放射線源から放射線検出パネルへ撮影開始タイミング(や撮影終了タイミング)が通知されるように、放射線源と放射線検出パネルとを信号線で接続することが一般的であるが、放射線検出パネルを放射線源と信号線で接続する構成は放射線検出パネルの取扱性の悪化を招くので、放射線検出パネルへの放射線の照射を放射線検出パネル自身が検出する機能を放射線検出パネルに搭載することが望ましい。

[0004] 上記に関連して特開２００２－１８１９４２号公報(以下、特許文献１という)には、放射線源から出射された放射線を電気信号に変換する変換部、変換された電気信号を蓄積する蓄積部、蓄積された電気信号を読み出す読出部を有する固体撮像装置が設けられた放射線撮像装置に、放射線源の放射線の出射の開始及び終了を検出する放射線検出素子と、放射線検出素子の検出結果に応じて蓄積部又は読出部を駆動する駆動回路を制御する制御部と、を設けることで、放射線源と放射線撮像装置との間の配線の省略を実現する技術が開示されている。

[0005] また特表２００４－５０４６１１号公報(以下、特許文献２という)には、シンチレータを挟んで、シンチレータから放出された光を画像として検出するセンサマトリクスの反対側に、センサマトリクスから成る線量計(感光検出素子)が設けられており、この線量計の光入射側に半透過性反射器が設けられた構成のＸ線装置が開示されている。

[0006] また特開２００９－３２８５４号公報(以下、特許文献３という)には、被写体を透過した放射線を吸収することにより発光する蛍光体膜と、上部電極と、下部電極と、上下の電極間に配置され光電変換部及び電界効果型薄膜トランジスタを備えた光電変換膜と、光電変換部により発生した電荷に応じた信号を出力する信号出力部と、が基板に順次積層された構成の放射線撮像素子において、光電変換部を、蛍光体膜が発する光を吸収する有機光電変換材料で構成することが開示されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 前述のように、放射線検出パネルへの放射線の照射が開始されたタイミング(や照射が終了されたタイミング)を検知する機能を放射線検出パネルに搭載しようとした場合、放射線検出パネルに照射された放射線を画像として検出するための構成とは別に、例えば特許文献１に記載の放射線検出素子や、特許文献２に記載の感光検出素子のように、放射線検出パネルに照射された放射線を検出する放射線検出部を新たに設ける必要がある。また、放射線検出パネルに対しては、被写体への放射線の積算照射量を制限する等を目的として、放射線検出パネルに照射された放射線照射量(やその積算値)を検出する機能を搭載したいというニーズがあり、このようなニーズを満たそうとした場合にも、上記の放射線検出部を放射線検出パネルに新たに設ける必要がある。

[0008] しかしながら、特許文献１に記載の技術では、放射線検出素子を蛍光体及び検出体の側方(放射線照射面に沿った一端部)に設けているので、放射線照射面に沿った放射線検出パネルのサイズが大型化し、放射線検出パネルの取扱性が悪化するという問題がある。また、特許文献１に記載の技術は、放射線検出素子の配置上、放射線検出素子に入射される放射線が障害物によって遮断されて放射線が検出できないことが生じ易く、また、被写体を透過した放射線量を検出することが困難である、という欠点も有している。

[0009] また、特許文献２に記載の技術では、シンチレータやセンサマトリクス、感光検出素子、半透過性反射器等を放射線が到来する方向に沿って積層しているので、放射線検出パネルの厚みが大幅に増大することで、放射線検出パネルの取扱性が悪化するという問題が生ずる。また、放射線検出パネルに放射線検出部を新たに設けた場合、その構成(配置)によっては、放射線検出パネルに照射された放射線を画像として検出する際の検出感度が低下する、という問題が生ずる可能性もある。

[0010] 本発明は上記事実を考慮して成されたもので、照射された放射線を画像と

して検出する機能と別に、照射された放射線を検出する機能を設けた構成を、パネルサイズの大型化や厚みの大幅な増大、画像検出感度の低下を招くことなく実現した放射線検出パネルを得ることが目的である。

課題を解決するための手段

[0011] 上記目的を達成するために本発明の第１の態様に係る放射線検出パネルは、被写体を透過した放射線を吸収して発光する発光部と、前記発光部から放出された光を画像として検出する第１検出部と、可撓性を有する支持体上に形成され、前記発光部を挟んで前記第１検出部の反対側又は前記第１検出部を挟んで前記発光部の反対側に配置され、前記発光部から放出された光を有機光電変換材料によって検出する第２検出部と、前記発光部と前記第２検出部の間で、かつ、前記発光部と前記第２検出部の間に前記第１検出部が存在している場合は前記第１検出部と前記第２検出部の間に配置され、前記発光部側から入射された光の一部を前記発光部側へ反射する部分反射部と、が放射線の到来方向に沿って積層されて構成されている。

[0012] 本発明の第１の態様では、被写体を透過した放射線を吸収して発光する発光部と、発光部から放出された光を画像として検出する第１検出部と、に加え、可撓性を有する支持体上に形成され、発光部から放出された光を有機光電変換材料によって検出する第２検出部が、発光部を挟んで第１検出部の反対側又は第１検出部を挟んで発光部の反対側に配置されており、第１検出部により、照射された放射線を画像として検出する機能が実現され、第２検出部により、照射された放射線を検出する機能が実現される。

[0013] また、本発明の第１の態様に係る放射線検出パネルは、発光部、第１検出部、第２検出部及び部分反射部が放射線の到来方向に沿って積層されて構成されているので、第２検出部を設けることで放射線の到来方向とおよそ直交する方向に沿ったパネルサイズが大型化することを防止できる。

[0014] また、発光部から放出された光を有機光電変換材料によって検出する第２検出部は、インクジェットヘッド等の液滴吐出ヘッドを用いて有機光電変換材料を支持体に付着させることで製造できるので、製造にあたって蒸着等が

必要な材料(例えばシリコン等)を用いて第２検出部を構成する場合と比較して、強度及び耐熱温度の低い支持体上に形成することができる。このため、本発明の第１の態様では、可撓性を有する支持体上に第２検出部を形成している(可撓性を有する支持体は一般に厚みが薄く、また耐衝撃性も高い)。また、発光部側から入射された光の一部を発光部側へ反射する部分反射部は、光反射率(光反射率)が受光面の全面に亘って均一な構成でもよいし、光反射率(光反射率)が受光面内で部分的に相違する構成でもよいが、何れの構成であっても、例えば薄膜状に構成する等のように厚みは薄くすることが可能である。これにより、発光部、第１検出部、第２検出部及び部分反射部が放射線の到来方向に沿って積層された構成であるにも拘わらず厚みの増大を抑制することができる。

[0015] また、本発明の第１の態様では、第２検出部が発光部を挟んで第１検出部の反対側又は第１検出部を挟んで発光部の反対側に配置されており、部分反射部は、発光部と第２検出部の間で、かつ、発光部と第２検出部の間に第１検出部が存在している場合は第１検出部と第２検出部の間に配置され、発光部側から入射された光の一部を発光部側へ反射する構成であるので、何れの構成であっても、第１検出部は部分反射部の光反射側に位置することになる。これにより、部分反射部が設けられていない場合と比較して、第１検出部の受光量が増大し、第１検出部による画像検出の感度が向上する。

[0016] なお、第２検出部に対しては、発光部から放出された光のうち部分反射部を透過した一部の光が入射されるので、部分反射部を設けたことで第２検出部による検出が阻害されることはない。従って、本発明の第１の態様によれば、照射された放射線を画像として検出する機能と別に、照射された放射線を検出する機能を設けた構成を、パネルサイズの大型化や厚みの大幅な増大、画像検出感度の低下を招くことなく実現することができる。また、可撓性を有する支持体上に第２検出部を形成したことで、放射線検出パネルの更なる薄型化、耐衝撃性の向上を実現することができ、放射線検出パネルの取扱性を向上させることができる。

[0017] 本発明の第２の態様は、本発明の第１の態様において、可撓性を有し第２検出部が形成される支持体が合成樹脂製の基板とされている。合成樹脂製の基板は、ガラス製の基板等と比べて耐熱温度は低いものの厚みを薄くすることが容易であり、支持体を合成樹脂製の基板とすることで、支持体を厚みが薄くかつ軽量に構成できるので、放射線検出パネルの取扱性を更に向上させることができる。

[0018] また、本発明の第３の態様は、本発明の第２の態様において、第１検出部は、発光部から放出された光を有機光電変換材料によって画像として検出する構成であり、第２検出部と同一の支持体上に形成されている。上記のように、第１検出部を、発光部から放出された光を有機光電変換材料によって画像として検出する構成とすることで、第１検出部の製造に際して蒸着を行う必要がなくなり、合成樹脂製の基板に形成することも可能となる。そして、上記のように第１検出部を第２検出部と同一の支持体上に形成することにより、第１検出部及び第２検出部に対応して支持体を各々設ける場合と比較して支持体の数を削減できることで、放射線パネルの厚みを更に薄くすることができ、放射線検出パネルの取扱性を更に向上させることができる。

[0019] なお、本発明の第２の態様において、発光部を、例えばＧＯＳ（Ｇｄ２Ｏ２Ｓ：Ｔｂ）等のように製造に際して蒸着が不要な材料で構成すれば、本発明の第２の態様に係る支持体としての合成樹脂製の基板を、発光部を支持する支持体として用いることも可能となるので好ましい。

[0020] また、本発明の第４の態様は、本発明の第１の態様において、可撓性を有し第２検出部が形成される支持体が、例えば蒸着に使用可能な耐熱性を備えており（具体的には、厚みが50μｍ程度とされ可撓性を有するガラス基板等）、第１検出部は、第２検出部と同一の支持体上に形成されている。本発明の第４の態様についても、第１検出部及び第２検出部に対応して支持体を各々設ける場合と比較して支持体の数を削減できることで、放射線パネルの厚みを更に薄くすることができ、放射線検出パネルの取扱性を更に向上させることができる。

[0021] また、本発明の第５の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第４の態様の何れかにおいて、第１検出部が、発光部に対して放射線の到来方向上流側に配置されている。上記のように、第１検出部を発光部に対して放射線の到来方向上流側に配置することで、第１検出部を発光部に対して放射線の到来方向上流側に配置した場合よりも第１検出部の受光量が増大し、発光部から放出された光を画像として検出する第１検出部の画像検出における感度を向上させることができる。

[0022] また、本発明の第６の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第５の態様の何れかにおいて、第２検出部が第１検出部を挟んで発光部の反対側にのみ配置され、第１検出部が光透過性を有する構成において、発光部を挟んで第１検出部の反対側に配置され、発光部側から入射された光を発光部側へ全反射する全反射部を更に備えている。これにより、第１検出部には、発光部から第１検出部側へ放出された光以外に、発光部から第１検出部と反対側へ放出された光も、全反射部によって全反射され、発光部を透過して入射されることになり、第１検出部による画像検出の感度を更に向上させることができる。なお、本発明の第６の態様では、第２検出部が第１検出部を挟んで発光部の反対側にのみ配置されているので、全反射部を上記の位置に配置したとしても、発光部から放出された光の一部は第２検出部に入射され、第２検出部による検出が阻害されることはない。

[0023] また、本発明の第７の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第５の態様の何れかにおいて、第２検出部が発光部を挟んで第１検出部の反対側にのみ配置され、第１検出部が光透過性を有する構成において、第１検出部を挟んで発光部の反対側に配置され、発光部側から入射された光を発光部側へ全反射する全反射部を更に備えている。この場合、第１検出部には、発光部から入射された光のうち、第１検出部を一旦透過し、全反射部によって全反射された光が再入射されることになり、第１検出部による画像検出の感度を更に向上させることができる。なお、本発明の第７の態様では、第２検出部が発光部を挟んで第１検出部の反対側にのみ配置されているので、全反射部を上

記の位置に配置したとしても、発光部から放出された光の一部は第２検出部に入射され、第２検出部による検出が阻害されることはない。

[0024] また、本発明の第８の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第７の態様の何れかにおいて、第２検出部を挟んで発光部の反対側に配置され、発光部側から入射された光を発光部側へ全反射する全反射部を更に備えている。この場合、第２検出部には、発光部側から入射された光のうち、第２検出部を一旦透過し、全反射部によって全反射された光も再入射されることになり、第２検出部による検出の感度も向上させることができる。

[0025] また、本発明の第９の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第８の態様の何れかにおいて、発光部は１個のみ設けられ、単一の発光部と第１検出部の間に存在する部材、及び、単一の発光部と第２検出部の間に存在する部材は、照射された光の少なくとも一部を透過させる光透過性を各々有し、第１検出部及び第２検出部は、単一の発光部から放出された光を各々検出する。これにより、発光部から放出された光が第１検出部及び第２検出部によって各々検出され、第１検出部及び第２検出部について発光部が共通化されることになるので、第２検出部を設けるために発光部を複数設ける必要がなくなり、厚みを更に抑制することができる。

[0026] また、本発明の第１０の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第９の態様の何れかにおいて、第１検出部は板状で光透過性を有する支持体上に形成され、板状の支持体の一方の面には発光部が、他方の面には第２検出部が各々積層されると共に、第１検出部と第２検出部の間に部分反射部が配置され、放射線が第２検出部側から到来するように配置される。上記構成では、第１検出部、第２検出部及び発光部が板状の単一の支持体に支持されることで、第１検出部、第２検出部及び発光部の少なくとも１つが他とは異なる支持体に支持される場合よりもパネルの厚みを薄くすることができる。

[0027] また、発光部の放射線入射側に第１検出部及び第２検出部が配置されていることで、第１検出部及び第２検出部による光の検出効率も向上させることができ、更に、第１検出部と第２検出部の間に部分反射部が配置されている

ことで、部分反射部が設けられていない場合よりも第１検出部の受光量が増大するので、第２検出部を設けることに伴って画像の検出感度が低下することも防止することができる。

[0028] また、本発明の第１１の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第１０の態様の何れかにおいて、第２検出部による光の検出結果に基づいて、第１検出部による光の検出タイミングを放射線検出パネルへの放射線の照射タイミングと同期させる第１制御を行う第１制御部を更に備えている。これにより、放射線検出パネルへの放射線の照射タイミングについて外部からの通知を必要とすることなく、第１検出部による光の検出タイミングを放射線検出パネルへの放射線の照射タイミングと同期させる制御を放射線検出パネル単独で実現することができる。

[0029] また、本発明の第１２の態様は、本発明の第１１の態様において、第１検出部は、発光部から放出された光を電気信号に変換する光電変換部と、光電変換部から出力された電気信号を電荷として蓄積する電荷蓄積部と、を備え、第１制御部は、第１制御として、少なくとも、発光部から放出された光が第２検出部によって検出された場合に、それ以前に光電変換部から出力されていた電気信号が電荷蓄積部に電荷として蓄積されていない状態から、第１検出部による前記発光部から放出された光の検出を開始させる制御を行う。

[0030] また、本発明の第１３の態様は、本発明の第１２の態様において、第１制御部は、第１制御として、発光部から放出された光が第２検出部によって検出されなくなった場合に、第１検出部の電荷蓄積部に蓄積されている電荷の読み出しを開始させる制御も行う。

[0031] また、本発明の第１４の態様は、本発明の第１の態様～本発明の第１１の態様の何れかにおいて、第２検出部による光の検出結果に基づいて、放射線検出パネルへの放射線の積算照射量が所定値に達すると放射線源からの放射線の射出を終了させる第２制御を行う第２制御部を更に備えている。これにより、放射線検出パネルへの放射線の積算照射量を検出する検出部を別途設けることなく、放射線検出パネルへの放射線の積算照射量が所定値に達する

と放射線源からの放射線の射出を終了させる制御を実現することができる。

[0032] また、本発明の第１５の態様は、本発明の第１４の態様において、第２制御部は、第２制御として、第２検出部による光の検出結果に基づいて、放射線検出パネルへの放射線の積算照射量を演算し、積算照射量の演算結果が所定値に達したか否かを判定することを繰り返し、積算照射量の演算結果が所定値に達したと判定した場合に、放射線の積算照射量が前記所定値に達したことを通知する信号を出力する制御を行うように構成することができる。

[0033] また、本発明の第１６の態様は、本発明の第１５の態様において、放射線源からの放射線の射出を制御する制御装置に対し、放射線の積算照射量が所定値に達したことを通知する信号として、放射線源からの放射線の射出終了を指示する指示信号を出力する。なお、本発明の第１５の態様において、放射線の積算照射量が所定値に達したことを通知する信号の出力には、例えば本発明に係る放射線検出パネルに表示部が設けられた構成において、前記表示部の表示を、放射線の積算照射量が所定値に達したことを通知する表示へ切り替える信号を出力することも含まれる。

発明の効果

[0034] 以上説明したように本発明は、被写体を透過した放射線を吸収して発光する発光部と、発光部から放出された光を画像として検出する第１検出部と、有機光電変換材料から成り、発光部を挟んで第１検出部の反対側又は第１検出部を挟んで発光部の反対側に配置され、発光部から放出された光を検出する第２検出部と、発光部と第２検出部の間で、かつ、発光部と第２検出部の間に第１検出部が存在している場合は第１検出部と第２検出部の間に配置され、発光部側から入射された光の一部を発光部側へ反射する部分反射部と、を放射線の到来方向に沿って積層したので、照射された放射線を画像として検出する機能と別に、照射された放射線を検出する機能を設けた構成を、パネルサイズの大型化や厚みの大幅な増大、画像検出感度の低下を招くことなく実現できる、という優れた効果を有する。

図面の簡単な説明

[0035] [図1]実施形態で説明した放射線情報システムの構成を示すブロック図である。

[図2]放射線画像撮影システムの放射線撮影室における各装置の配置状態の一例を示す側面図である。

[図3]電子カセッテを一部破断して示す斜視図である。

[図4]放射線検出器の構成を模式的に示した断面図である。

[図5]放射線検出器の薄膜トランジスタ及びコンデンサの構成を示す断面図である。

[図6]ＴＦＴ基板の構成を示す平面図である。

[図7]電子カセッテの電気系の要部構成を示すブロック図である。

[図8]コンソール及び放射線発生装置の電気系の要部構成を示すブロック図である。

[図9]撮影制御処理の内容を示すフローチャートである。

[図10A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図11A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図11B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図11C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図11D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図15A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図15B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図15C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図15D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図16A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図16B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図16C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図16D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図17A]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図17B]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図17C]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図17D]電子カセッテの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

発明を実施するための形態

[0036] 以下、図面を参照して本発明の実施形態の一例を詳細に説明する。図１には本実施形態に係る放射線情報システム１０(以下、「ＲＩＳ１０」(ＲＩＳ：(Radiology Information System)という)が示されている。ＲＩＳ１０は病院内の放射線科部門における診療予約や診断記録等の情報管理を行うためのシステムであり、複数台の端末装置１２、ＲＩＳサーバ１４、病院内の個々の放射線撮影室（或いは手術室）に設置された放射線画像撮影システム１８（のコンソール４２）が、有線又は無線のＬＡＮ(Local Area Network)から成る病院内ネットワーク１６に各々接続されて構成されている。なお、ＲＩＳ１０は同じ病院内に設けられた病院情報システム(ＨＩＳ：Hospital Information System)の一部を構成しており、病院内ネットワーク１６にはＨＩＳ

全体を管理するＨＩＳサーバ（図示省略）も接続されている。

[0037] 個々の端末装置１２はパーソナル・コンピュータ（ＰＣ）等で構成され、医師や放射線技師によって操作される。医師や放射線技師は端末装置１２を介して診断情報や施設予約の入力・閲覧を行い、放射線画像の撮影依頼（撮影予約）も端末装置１２を介して入力される。また、ＲＩＳサーバ１４はＲＩＳデータベース（ＤＢ）を記憶する記憶部１４Ａを含んで構成されたコンピュータであり、ＲＩＳデータベースには、患者の属性情報（例えば患者の氏名、性別、生年月日、年齢、血液型、患者ＩＤ等）や、病歴、受診歴、放射線画像撮影の履歴、過去に撮影した放射線画像のデータ等の患者に関する他の情報、個々の放射線画像撮影システム１８の電子カセッテ３２（後述）に関する情報（例えば識別番号、型式、サイズ、感度、使用可能な撮影部位（対応可能な撮影依頼の内容）、使用開始年月日、使用回数等）が登録されている。ＲＩＳサーバ１４はＲＩＳデータベースに登録されている情報に基づいて、ＲＩＳ１０全体を管理する処理（例えば各端末装置１２からの撮影依頼を受け付け、個々の放射線画像撮影システム１８における放射線画像の撮影スケジュールを管理する処理）を行う。

[0038] 個々の放射線画像撮影システム１８は、ＲＩＳサーバ１４から指示された放射線画像の撮影を、医師や放射線技師の操作に従って行うシステムであり、患者（被写体）に照射する放射線を発生させる放射線発生装置３４、患者を透過した放射線を検出し放射線画像データに変換・出力する放射線検出器を内蔵した電子カセッテ３２、電子カセッテ３２に内蔵されたバッテリ９６Ａ（図３参照）を充電するクレードル４０、及び、上記各機器の動作を制御するコンソール４２を各々備えている。なお、電子カセッテ３２は本発明に係る放射線検出パネルの一例である。

[0039] 図２に示すように、放射線発生装置３４の放射線源１３０（詳細は後述）が配置される放射線撮影室４４には、立位での放射線撮影を行う際に用いられる立位台４５と、臥位での放射線撮影を行う際に用いられる臥位台４６とが設置されており、立位台４５の前方空間は立位での放射線撮影を行う際の被

撮影者の撮影位置４８とされ、臥位台４６の上方空間は臥位での放射線撮影を行う際の被撮影者の撮影位置５０とされている。立位台４５には電子カセッテ３２を保持する保持部１５０が設けられており、立位での放射線画像の撮影を行う際には電子カセッテ３２が保持部１５０に保持される。また、臥位での放射線画像の撮影を行う際には、臥位台４６の天板１５２上に電子カセッテ３２が載置される。

[0040] また、放射線撮影室４４には、単一の放射線源１３０からの放射線によって立位での放射線撮影も臥位での放射線撮影も可能とするために、放射線源１３０を、水平な軸回り（図２の矢印Ａ方向）に回動可能で、鉛直方向（図２の矢印Ｂ方向）に移動可能で、かつ水平方向（図２の矢印Ｃ方向）に移動可能に支持する支持移動機構５２が設けられている。支持移動機構５２は、放射線源１３０を水平な軸回りに回動させる駆動源と、放射線源１３０を鉛直方向に移動させる駆動源と、放射線源１３０を水平方向に移動させる駆動源を各々備えており(何れも図示省略)、撮影条件情報で指定された撮影時姿勢が立位であれば、放射線源１３０を立位撮影用の位置５４（射出した放射線が撮影位置４８に位置している患者に側方から照射される位置）へ移動させ、撮影条件情報で指定された撮影時姿勢が臥位であれば、放射線源１３０を臥位撮影用の位置５６（射出した放射線が撮影位置５０に位置している患者に上方から照射される位置）へ移動させる。

[0041] また、クレードル４０には電子カセッテ３２を収納可能な収容部４０Ａが形成されている。電子カセッテ３２は、未使用時にはクレードル４０の収容部４０Ａに収納され、この状態でクレードル４０によって内蔵バッテリへの充電が行われる。また、放射線画像の撮影時には放射線技師等によってクレードル４０から取り出され、撮影姿勢が立位であれば立位台４５の保持部１５０に保持され、撮影姿勢が臥位であれば臥位台４６の天板１５２上に載置される。なお、電子カセッテ３２は撮影時に上記２種類の位置の何れかに配置されることに限られるものではなく、電子カセッテ３２は可搬性を有しているので、撮影時に放射線撮影室４４内の任意の位置に自在に配置可能であ

ることは言うまでもない。

[0042] 次に電子カセッテ３２について説明する。図３に示すように、電子カセッテ３２は、放射線Ｘを透過させる材料から成り、矩形状で放射線Ｘが照射される照射面５６が形成された直方体状の筐体５４を備えている。電子カセッテ３２は、手術室等で使用される際に血液やその他の雑菌が付着することがある。このため、電子カセッテ３２は筐体５４によって密閉され、防水性も確保された構造とされており、必要に応じて殺菌洗浄することで同一の電子カセッテ３２を繰り返し使用可能とされている。

[0043] 電子カセッテ３２の筐体５４内には、被撮影者を透過した放射線Ｘの到来方向に沿って、筐体５４の放射線Ｘの照射面５６側から順に、本発明の第２検出部としての放射線検出部６２、本発明の第１検出部としての放射線検出器６０、本発明の発光部としてのシンチレータ７１が積層配置されている。また、筐体５４の内部には、照射面５６の長手方向に沿った一端側に、マイクロコンピュータを含む各種の電子回路や、充電可能かつ着脱可能なバッテリ９６Ａを収容するケース３１が配置されている。放射線検出器６０や上記の各種電子回路は、ケース３１内に収容されたバッテリ９６Ａから供給される電力によって作動する。ケース３１内に収容された各種電子回路が放射線Ｘの照射に伴って損傷することを回避するため、筐体５４内のうちケース３１の照射面５６側には鉛板等から成る放射線遮蔽部材が配設されている。

[0044] また、筐体５４の照射面５６には、複数個のＬＥＤから成り、電子カセッテ３２の動作モード(例えば「レディ状態」や「データ送信中」等)やバッテリ９６Ａの残容量の状態等の動作状態を表示するための表示部５６Ａが設けられている。なお、表示部５６ＡはＬＥＤ以外の発光素子で構成してもよいし、液晶ディスプレイや有機ＥＬディスプレイ等の表示部で構成してもよい。また、表示部５６Ａは照射面５６以外の部位に設けてもよい。

[0045] 図４に示すように、放射線検出器６０は、フォトダイオード(ＰＤ：PhotoDiode)等から成る光電変換部７２、薄膜トランジスタ(ＴＦＴ：Thin Film Transistor)７０及び蓄積容量６８を備えた画素部７４が、図６に示すように、

平板状で平面視における外形形状が矩形状とされた絶縁性基板６４上にマトリクス状に複数形成されたＴＦＴアクティブマトリクス基板(以下、「ＴＦＴ基板」という)で構成されている。

[0046] 光電変換部７２は、上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂとの間に、シンチレータ７１から放出された光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する光電変換膜７２Ｃが配置されて構成されている。

[0047] なお、上部電極７２Ａは、シンチレータ７１から放出された光を光電変換膜７２Ｃに入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ７１の発光波長の光に対する光透過率の高い導電性材料で構成することが好ましく、具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物（TCO;Transparent Conducting Oxide）を用いることが好ましい。なお、上部電極７２ＡとしてＡｕなどの金属薄膜を用いることもできるが、９０%以上の光透過率を得ようとすると抵抗値が増大し易くなるため、ＴＣＯの方が好ましい。例えば、ＩＴＯ、ＩＺＯ、ＡＺＯ、ＦＴＯ、SnO_2、TiO_2、ZnO_2等を用いることが好ましく、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からＩＴＯが最も好ましい。なお、上部電極７２Ａは、全画素部共通の一枚構成としてもよいし、画素部毎に分割してもよい。

[0048] 光電変換膜７２Ｃを構成する材料は光を吸収して電荷を発生する材料であればよく、例えば、アモルファスシリコンや有機光電変換材料等を用いることができる。光電変換膜７２Ｃをアモルファスシリコンで構成した場合、シンチレータ７１から放出された光を広い波長域に亘って吸収するように構成することができる。但し、アモルファスシリコンから成る光電変換膜７２Ｃの形成には蒸着を行う必要があり、絶縁性基板６４が合成樹脂製である場合、絶縁性基板６４の耐熱性が不足する可能性がある。

[0049] 一方、光電変換膜７２Ｃを有機光電変換材料を含む材料で構成した場合は、主に可視光域で高い吸波を示す吸収スペクトルが得られ、光電変換膜７２Ｃによるシンチレータ７１から放出された光以外の電磁波の吸収が殆ど無くなるので、Ｘ線やγ線等の放射線が光電変換膜７２Ｃで吸収されることで発

生するノイズを抑制できる。また、有機光電変換材料から成る光電変換膜７２Ｃは、インクジェットヘッド等の液滴吐出ヘッドを用いて有機光電変換材料を被形成体上に付着させることで形成させることができ、被形成体に対して耐熱性は要求されない。このため、本実施形態では、光電変換部７２の光電変換膜７２Ｃを有機光電変換材料で構成している。

[0050] 光電変換膜７２Ｃを有機光電変換材料で構成した場合、光電変換膜７２Ｃで放射線が殆ど吸収されないので、放射線が透過するように放射線検出器６０が配置される表面読取方式(ISS)において、放射線検出器６０を透過することによる放射線の減衰を抑制することができ、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。従って、光電変換膜７２Ｃを有機光電変換材料で構成することは、特に表面読取方式(ISS)に好適である。

[0051] 光電変換膜７２Ｃを構成する有機光電変換材料は、シンチレータ７１から放出された光を最も効率良く吸収するために、その吸収ピーク波長が、シンチレータ７１の発光ピーク波長と近いほど好ましい。有機光電変換材料の吸収ピーク波長とシンチレータ７１の発光ピーク波長とが一致することが理想的であるが、双方の差が小さければシンチレータ７１から放出された光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光電変換材料の吸収ピーク波長と、シンチレータ７１の放射線に対する発光ピーク波長との差が１０ｎｍ以内であることが好ましく、５ｎｍ以内であることがより好ましい。

[0052] このような条件を満たすことが可能な有機光電変換材料としては、例えばキナクリドン系有機化合物及びフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えばキナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は５６０ｎｍであるため、有機光電変換材料としてキナクリドンを用い、シンチレータ７１の材料としてＣｓＩ：Ｔｌ（タリウムを添加したヨウ化セシウム）を用いた場合には、上記ピーク波長の差を５ｎｍ以内にすることが可能となり、光電変換膜７２Ｃで発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。光電変換膜７２Ｃに適用可能な有機光電変換材料については、特開２００９－３２８５４号公報に詳細に記載されているため説明を省略する。

[0053] 放射線検出器６０に適用可能な光電変換膜７２Ｃについて具体的に説明する。放射線検出器６０における電磁波吸収／光電変換部位は、電極７２Ａ，７２Ｂと、該電極７２Ａ，７２Ｂに挟まれた光電変換膜７２Ｃを含む有機層である。この有機層は、より具体的には、電磁波を吸収する部位、光電変換部位、電子輸送部位、正孔輸送部位、電子ブロッキング部位、正孔ブロッキング部位、結晶化防止部位、電極、及び、層間接触改良部位等を積み重ねるか、若しくは混合することで形成することができる。

[0054] 上記有機層は、有機ｐ型化合物または有機ｎ型化合物を含有することが好ましい。有機ｐ型半導体(化合物)は、主に正孔輸送性有機化合物に代表されるドナー性有機半導体(化合物)であり、電子を供与しやすい性質を有する有機化合物である。さらに詳しくは２つの有機材料を接触させて用いたときにイオン化ポテンシャルの小さい方の有機化合物である。従って、ドナー性有機化合物としては、電子供与性を有する有機化合物であれば何れの有機化合物も使用可能である。有機ｎ型半導体(化合物)は、主に電子輸送性有機化合物に代表されるアクセプター性有機半導体(化合物)であり、電子を受容し易い性質を有する有機化合物である。更に詳しくは２つの有機化合物を接触させて用いたときに電子親和力の大きい方の有機化合物である。従って、アクセプター性有機化合物は、電子受容性を有する有機化合物であれば何れの有機化合物も使用可能である。

[0055] 有機ｐ型半導体及び有機ｎ型半導体として適用可能な材料や、光電変換膜７２Ｃの構成については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。なお、光電変換膜７２Ｃは、更にフラーレン又はカーボンナノチューブを含有していてもよい。

[0056] また、光電変換部７２は、少なくとも電極対７２Ａ，７２Ｂと光電変換膜７２Ｃを含んでいればよいが、暗電流の増加を抑制するため、電子ブロッキング膜及び正孔ブロッキング膜の少なくとも何れかを設けることが好ましく、両方を設けることがより好ましい。

[0057] 電子ブロッキング膜は、下部電極７２Ｂと光電変換膜７２Ｃとの間に設け

ることができ、下部電極７２Ｂと上部電極７２Ａとの間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極７２Ｂから光電変換膜７２Ｃに電子が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。電子ブロッキング膜には電子供与性有機材料を用いることができる。実際に電子ブロッキング膜に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜７２Ｃの材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数(Ｗｆ)より1.3ｅＶ以上電子親和力(Ｅａ)が大きく、かつ、隣接する光電変換膜７２Ｃの材料のイオン化ポテンシャル(Ｉｐ)と同等のＩｐ、若しくはそれより小さいＩｐを有するものが好ましい。この電子供与性有機材料として適用可能な材料については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0058] 電子ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、光電変換部７２の光電変換効率の低下を防ぐため、10ｎｍ以上200ｎｍ以下が好ましく、より好ましくは30ｎｍ以上150ｎｍ以下、特に好ましくは50ｎｍ以上100ｎｍ以下である。

[0059] 正孔ブロッキング膜は、光電変換膜７２Ｃと上部電極７２Ａとの間に設けることができ、下部電極７２Ｂと上部電極７２Ａとの間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極７２Ａから光電変換膜７２Ｃに正孔が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。正孔ブロッキング膜には電子受容性有機材料を用いることができる。実際に正孔ブロッキング膜に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜７２Ｃの材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数(Ｗｆ)より1.3ｅＶ以上イオン化ポテンシャル(Ｉｐ)が大きく、かつ、隣接する光電変換膜７２Ｃの材料の電子親和力(Ｅａ)と同等のＥａ、若しくはそれより大きいＥａを有するものが好ましい。この電子受容性有機材料として適用可能な材料については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0060] 正孔ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に

、光電変換部３０８の光電変換効率の低下を防ぐため、10ｎｍ以上200ｎｍ以下が好ましく、より好ましくは30ｎｍ以上150ｎｍ以下、特に好ましくは50ｎｍ以上100ｎｍ以下である。

[0061] なお、光電変換膜７２Ｃで発生した電荷のうち、正孔が上部電極７２Ａに移動し、電子が下部電極７２Ｂに移動するようにバイアス電圧を設定する場合には、電子ブロッキング膜と正孔ブロッキング膜の位置を逆にすれば良い。また、電子ブロッキング膜と正孔ブロッキング膜は両方設けることは必須ではなく、何れかを設けておけば、或る程度の暗電流抑制効果を得ることができる。

[0062] 図５に示すように、絶縁性基板６４上には、光電変換部７２の下部電極７２Ｂに対応して、下部電極７２Ｂに移動した電荷を蓄積する蓄積容量６８と、蓄積容量６８に蓄積された電荷を電気信号として出力するＴＦＴ７０が形成されている。蓄積容量６８及びＴＦＴ７０が形成された領域は、平面視において下部電極７２Ｂと一部重なっている。これにより、各画素部における蓄積容量６８及びＴＦＴ７０と光電変換部７２とが厚さ方向で重なりを有することとなり、小さな面積に蓄積容量６８及びＴＦＴ７０と光電変換部７２を配置できる。蓄積容量６８は、絶縁性基板６４と下部電極７２Ｂとの間に設けられた絶縁膜６５Ａを貫通して形成された導電性材料の配線を介して対応する下部電極７２Ｂと電気的に接続されている。これにより、下部電極７２Ｂで捕集された電荷は蓄積容量６８に移動される。

[0063] ＴＦＴ７０は、ゲート電極７０Ａ、ゲート絶縁膜６５Ｂ及び活性層（チャネル層）７０Ｂが積層され、更に活性層７０Ｂ上にソース電極７０Ｃとドレイン電極７０Ｄが所定の間隔を隔てて形成されている。活性層７０Ｂは、例えばアモルファスシリコンや非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちの何れかにより形成することができるが、活性層７０Ｂを形成可能な材料はこれらに限定されるものではない。

[0064] 活性層７０Ｂを形成可能な非晶質酸化物としては、Ｉｎ、Ｇａ及びＺｎのうちの少なくとも１つを含む酸化物（例えばＩｎ－Ｏ系）が好ましく、Ｉｎ

、Ｇａ及びＺｎのうちの少なくとも２つを含む酸化物（例えばＩｎ－Ｚｎ－Ｏ系、Ｉｎ－Ｇａ系、Ｇａ－Ｚｎ－Ｏ系）がより好ましく、Ｉｎ、Ｇａ及びＺｎを含む酸化物が特に好ましい。Ｉｎ－Ｇａ－Ｚｎ－Ｏ系非晶質酸化物としては、結晶状態における組成が$InGaO_3(ZnO)_m$（ｍは６未満の自然数）で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、$InGaZnO_4$がより好ましい。なお、活性層７０Ｂを形成可能な非晶質酸化物はこれらに限定されるものではない。

[0065] また、活性層７０Ｂを形成可能な有機半導体材料としては、例えば、フタロシアニン化合物や、ペンタセン、バナジルフタロシアニン等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。なお、フタロシアニン化合物の構成については、特開２００９－２１２３８９号公報で詳細に説明されているため、説明を省略する。

[0066] ＴＦＴ７０の活性層７０Ｂを非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちの何れかによって形成すれば、Ｘ線等の放射線を吸収せず、或いは吸収したとしても極めて微量に留まるため、画像信号へのノイズの重畳を効果的に抑制することができる。

[0067] また、活性層７０Ｂをカーボンナノチューブで形成した場合、ＴＦＴ７０のスイッチング速度を高速化することができ、また、ＴＦＴ７０における可視光域の光の吸収度合いを低下させることができる。なお、活性層７０Ｂをカーボンナノチューブで形成する場合、活性層７０Ｂにごく微量の金属性不純物が混入しただけでＴＦＴ７０の性能が著しく低下するため、遠心分離等により非常に純度の高いカーボンナノチューブを分離・抽出して活性層７０Ｂの形成に用いる必要がある。

[0068] なお、有機光電変換材料で形成した膜及び有機半導体材料で形成した膜は何れも十分な可撓性を有しているので、有機光電変換材料で形成した光電変換膜７２Ｃと、活性層７０Ｂを有機半導体材料で形成したＴＦＴ７０と、を組み合わせた構成であれば、患者（被写体）の体の重みが荷重として加わることのある放射線検出器６０の高剛性化は必ずしも必要ではなくなる。このた

め、放射線検出器６０ではＴＦＴ７０の活性層を有機半導体材料で形成することが好ましい。

[0069] また、絶縁性基板６４は光透過性を有し且つ放射線の吸収が少ないものであればよい。ここで、ＴＦＴ７０の活性層７０Ｂを構成する非晶質酸化物や、光電変換部７２の光電変換膜７２Ｃを構成する有機光電変換材料は、いずれも低温での成膜が可能である。従って、絶縁性基板６４としては、半導体基板、石英基板、及びガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、合成樹脂製の可撓性基板、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリ（クロロトリフルオロエチレン）等の可撓性基板を用いることができる。このような合成樹脂製の可撓性基板を用いれば、軽量化を図ることもでき、例えば持ち運び等に有利となる。なお、絶縁性基板６４には、絶縁性を確保するための絶縁層、水分や酸素の透過を防止するためのガスバリア層、平坦性あるいは電極等との密着性を向上するためのアンダーコート層等を設けてもよい。

[0070] なお、アラミドは２００度以上の高温プロセスを適用できるため、透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバＩＣの自動実装にも対応できる。また、アラミドはＩＴＯ（indium tin oxide）やガラス基板と熱膨張係数が近いため、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて基板を薄型化できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドを積層して絶縁性基板６４を形成してもよい。

[0071] また、バイオナノファイバは、バクテリア(酢酸菌、Acetobacter Xylinum)が産出するセルロースミクロフィブリル束（バクテリアセルロース）と透明樹脂とを複合したものである。セルロースミクロフィブリル束は、幅５０ｎｍと可視光波長に対して１／１０のサイズで、かつ、高強度、高弾性、低熱

膨である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を６０－７０％も含有しながら、波長５００nmで約９０％の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数（３－７ｐｐｍ）を有し、鋼鉄並の強度(４６０ＭＰａ)、高弾性(３０ＧＰａ)で、かつフレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて絶縁性基板６４を薄型化できる。

[0072] 絶縁性基板６４としてガラス基板を用いた場合、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０全体としての厚みは、例えば0.7mm程度になるが、本実施形態では電子カセッテ３２の薄型化を考慮し、絶縁性基板６４として、光透過性を有しかつ可撓性を有する合成樹脂製の基板を用いている。これにより、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０全体としての厚みを、例えば0.1mm程度に薄型化できると共に、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０に可撓性をもたせることができる。また、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０に可撓性をもたせることで、放射線検出器６０(ＴＦＴ基板)の耐衝撃性が向上し、電子カセッテ３２の筐体３０に衝撃が加わった場合にも放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０が破損し難くなる。また、プラスチック樹脂や、アラミド、バイオナノファイバ等は何れも放射線の吸収が少なく、絶縁性基板６４をこれらの材料で形成した場合、絶縁性基板６４による放射線の吸収量も少なくなるため、表面読取方式(ISS)により光検出部３０６を放射線が透過する構成であっても、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。

[0073] なお、電子カセッテ３２の絶縁性基板６４として合成樹脂製の基板を用いることは必須ではなく、電子カセッテ３２の厚さは増大するものの、ガラス基板等の他の材料から成り可撓性を有するように構成された基板(例えば厚みが50μｍ程度に薄くされた可撓性を有するガラス基板等)を絶縁性基板６４として用いるようにしてもよい。

[0074] また、図６に示すように、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０には、一定方向(行方向)に沿って延設され個々のＴＦＴ７０をオンオフさせるための複数本の

ゲート配線７６と、前記一定方向と交差する方向(列方向)に沿って延設され、蓄積容量６８(及び光電変換部７２の上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂの間)に蓄積された電荷をオン状態のＴＦＴ７０を介して読み出すための複数本のデータ配線７８が設けられている。また図４に示すように、放射線検出器(ＴＦＴ基板)６０のうち、放射線の到来方向と反対側の端部には、ＴＦＴ基板上を平坦にするための平坦化層６７が形成されている。

[0075] また、図４に示すように、本実施形態では放射線検出器６０を挟んで放射線の到来方向と反対側に、入射された放射線を吸収して発光するシンチレータ７１が配置されており、放射線検出器６０(の平坦化層６７)とシンチレータ７１とは接着層６９によって接着されている。シンチレータ７１の発光波長域は可視光域(波長３６０ｎｍ～８３０ｎｍ)であることが好ましく、放射線検出器６０によってモノクロの放射線画像の撮影を可能とするためには、緑色の波長域を含んでいることがより好ましい。一般に、シンチレータに適用する蛍光体としては、例えばＣｓＩ(Ｔｌ)(タリウムを添加したヨウ化セシウム)や、ＣｓＩ(Ｎａ)(ナトリウム賦活ヨウ化セシウム)、ＧＯＳ(Gd_2O_2S：Ｔｂ)等の材料を用いることができるが、これらの材料に限られるものではない。

[0076] 放射線としてＸ線を用いて撮影を行う場合はヨウ化セシウム(ＣｓＩ)を含むものが好ましく、Ｘ線照射時の発光スペクトルが４２０ｎｍ～７００ｎｍにあるＣｓＩ(Ｔｌ)を用いることが特に好ましい。なお、ＣｓＩ(Ｔｌ)の可視光域における発光ピーク波長は５６５ｎｍである。但し、ＣｓＩから成るシンチレータ７１の形成にあたっても蒸着を行う必要があるのに対し、本実施形態では、前述のように絶縁性基板６４として耐熱性の低い合成樹脂製の基板を用いている。このため、本実施形態ではシンチレータ７１として、シンチレータの形成にあたって蒸着等が不要なＧＯＳを用いている。なお、シンチレータ７１の厚みは例えば0.3㎜程度である。

[0077] シンチレータ７１を挟んで放射線検出器６０と反対側には、シンチレータ７１側から入射された光をシンチレータ７１側へ全反射する全反射層１７２

が設けられている。本実施形態では、アルミニウム等の材料から成り蒸着、或いは圧延等によって形成した薄膜で全反射層１７２を構成しているが、全反射層１７２としては公知の他の構成を採用することも可能である。なお、全反射層１７２は本発明の第６の態様に係る全反射部の一例である。

[0078] また、本実施形態では、放射線検出器６０を挟んでシンチレータ７１と反対側(放射線の到来方向上流側)に放射線検出部６２が設けられている。放射線検出部６２は、放射線検出器６０の絶縁性基板６４のうち画素部７４が形成されている側と反対側の面に、後述する配線１６０(図７参照)がパターニングされた配線層１４２、絶縁層１４４が順に形成され、その上層(図４における下方側)に、シンチレータ７１から放出され放射線検出器６０を透過した光を検出するセンサ部１４６が複数形成され、更に当該センサ部１４６の上層に保護層１４８が形成されて構成されている。なお、放射線検出部６２の厚みは例えば0.05mm程度である。

[0079] センサ部１４６は、上部電極１４７Ａ及び下部電極１４７Ｂを備え、上部電極１４７Ａと下部電極１４７Ｂとの間に、シンチレータ７１からの光を吸収して電荷を発生する光電変換膜１４７Ｃが配置されて構成されている。センサ部１４６(光電変換膜１４７Ｃ)としては、アモルファスシリコンを用いたＰＩＮ型、ＭＩＳ型フォトダイオードを適用することも可能であるが、本実施形態では、光電変換部７２の光電変換膜７２Ｃと同様に、光電変換膜１４７Ｃを有機光電変換材料で構成している。これにより、インクジェットヘッド等の液滴吐出ヘッドを用いて有機光電変換材料を被形成体上に付着させることで光電変換膜１４７Ｃを形成させることが可能となり、絶縁性基板６４として、光透過性を有する合成樹脂製で薄型の基板を用いることが可能となる。

[0080] また、放射線検出器６０と放射線検出部６２の間には、放射線検出器６０側から入射された光の一部を放射線検出器６０側へ反射し、残りを放射線検出部６２へ透過させる部分反射層１７０が設けられている。本実施形態では部分反射層１７０をアルミナ粒子を混入させた薄膜で構成しており、アルミ

ナ粒子の混入率を調整することで、部分反射層１７０の全面に亘ってほぼ均一かつ所望の光反射率（＝０％よりも高く１００パーセントよりも低い値）とされ、照射された光の一部が透過する部分反射層１７０を得ている。但し、部分反射層１７０はこの構成に限られるものではなく、放射線検出部６２の電極（例えば放射線検出器６０側に配置された下部電極１４７Ｂ）を所望の光反射率（光透過率）が得られるように構成することで、部分反射層１７０としても機能させるようにしてもよいし、部分反射層１７０として機能する公知の他の構成を採用してもよい。なお、部分反射層１７０は本発明の第１の態様に係る部分反射部（より詳しくは「発光部と第２検出部の間で、かつ、第１検出部と第２検出部の間に配置され」た部分反射部）の一例である。

[0081] なお、放射線検出部６２は、電子カセッテ３２への放射線の照射タイミングの検出、及び、電子カセッテ３２への放射線の積算照射量の検出を行うためのものであり、放射線画像の検出（撮影）は放射線検出器６０によって行われるので、放射線検出部６２のセンサ部１４６は、放射線検出器６０の画素部７４よりも配置ピッチが大きく（配置密度が低く）されており、単一のセンサ部１４６の受光領域は、放射線検出器６０の画素部７４の数個～数百個分のサイズとされている。

[0082] 図７に示すように、放射線検出器６０の個々のゲート配線７６はゲート線ドライバ８０に接続されており、個々のデータ配線７８は信号処理部８２に接続されている。被写体を透過した放射線（被写体の画像情報を担持した放射線）が電子カセッテ３２に照射されると、シンチレータ７１のうち照射面５６上の各位置に対応する部分からは、前記各位置における放射線の照射量に応じた光量の光が放出され、個々の画素部７４の光電変換部７２では、シンチレータ７１のうちの対応する部分から放出された光の光量に応じた大きさの電荷が発生され、この電荷が個々の画素部７４の蓄積容量６８（及び光電変換部７２の上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂの間）に蓄積される。

[0083] 上記のようにして個々の画素部７４の蓄積容量６８に電荷が蓄積されると、個々の画素部７４のＴＦＴ７０は、ゲート線ドライバ８０からゲート配線

７６を介して供給される信号により行単位で順にオンされ、ＴＦＴ７０がオンされた画素部７４の蓄積容量６８に蓄積されている電荷は、アナログの電気信号としてデータ配線７８を伝送されて信号処理部８２に入力される。従って、個々の画素部７４の蓄積容量６８に蓄積された電荷は行単位で順に読み出される。

[0084] 信号処理部８２は、個々のデータ配線７８毎に設けられた増幅器及びサンプルホールド回路を備えており、個々のデータ配線７８を伝送された電気信号は増幅器で増幅された後にサンプルホールド回路に保持される。また、サンプルホールド回路の出力側にはマルチプレクサ、Ａ／Ｄ(アナログ／デジタル)変換器が順に接続されており、個々のサンプルホールド回路に保持された電気信号はマルチプレクサに順に(シリアルに)入力され、Ａ／Ｄ変換器によってデジタルの画像データへ変換される。

[0085] 信号処理部８２には画像メモリ９０が接続されており、信号処理部８２のＡ／Ｄ変換器から出力された画像データは画像メモリ９０に順に記憶される。画像メモリ９０は複数フレーム分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ９０に順次記憶される。

[0086] 画像メモリ９０は電子カセッテ３２全体の動作を制御するカセッテ制御部９２と接続されている。カセッテ制御部９２はマイクロコンピュータを含んで構成されており、ＣＰＵ９２Ａ、ＲＯＭ及びＲＡＭを含むメモリ９２Ｂ、ＨＤＤ(Hard Disk Drive)やフラッシュメモリ等から成る不揮発性の記憶部９２Ｃを備えている。

[0087] また、カセッテ制御部９２には無線通信部９４が接続されている。無線通信部９４は、ＩＥＥＥ(Institute of Electrical and Electronics Engineers)８０２．１１ａ／ｂ／ｇ／ｎ等に代表される無線ＬＡＮ(Local Area Network)規格に対応しており、無線通信による外部機器との間での各種情報の伝送を制御する。カセッテ制御部９２は、無線通信部９４を介してコンソール４２と無線通信が可能とされており、コンソール４２との間で各種情報の送受

信が可能とされている。

[0088] 一方、放射線検出部６２にはセンサ部１４６と同数の配線１６０が設けられており、放射線検出部６２の個々のセンサ部１４６は、互いに異なる配線１６０を介して信号検出部１６２に各々接続されている。信号検出部１６２は、各配線１６０毎に設けられた増幅器、サンプルホールド回路及びＡ／Ｄ変換器を備えており、カセッテ制御部９２と接続されている。信号検出部１６２は、カセッテ制御部９２からの制御により、個々のセンサ部１４６から配線１６０を介して伝送される信号のサンプリングを所定の周期で行い、サンプリングした信号をデジタルデータに変換してカセッテ制御部９２へ順次出力する。

[0089] また、電子カセッテ３２には電源部９６が設けられており、上述した各種電子回路(ゲート線ドライバ８０や信号処理部８２、画像メモリ９０、無線通信部９４、カセッテ制御部９２、信号検出部１６２等)は電源部９６と各々接続され(図示省略)、電源部９６から供給された電力によって作動する。電源部９６は、電子カセッテ３２の可搬性を損なわないように、前述のバッテリ(二次電池)９６Ａを内蔵しており、充電されたバッテリ９６Ａから各種電子回路へ電力を供給する。

[0090] 図９に示すように、コンソール４２はコンピュータから成り、装置全体の動作を司るＣＰＵ１０４、制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されたＲＯＭ１０６、各種データを一時的に記憶するＲＡＭ１０８、及び、各種データを記憶するＨＤＤ１１０を備え、これらはバスを介して互いに接続されている。またバスには、通信Ｉ／Ｆ部１３２及び無線通信部１１８が接続され、ディスプレイ１００がディスプレイドライバ１１２を介して接続され、更に、操作パネル１０２が操作入力検出部１１４を介して接続されている。

[0091] 通信Ｉ／Ｆ部１３２は接続端子４２Ａ及び通信ケーブル３５を介して放射線発生装置３４と接続されている。コンソール４２(のＣＰＵ１０４)は、放射線発生装置３４との間での曝射条件等の各種情報の送受信を通信Ｉ／Ｆ部

１３２経由で行う。無線通信部１１８は電子カセッテ３２の無線通信部９４と無線通信を行う機能を備えており、コンソール４２(のＣＰＵ１０４)は電子カセッテ３２との間の画像データ等の各種情報の送受信を無線通信部１１８経由で行う。また、ディスプレイドライバ１１２はディスプレイ１００への各種情報を表示させるための信号を生成・出力し、コンソール４２(のＣＰＵ１０４)はディスプレイドライバ１１２を介して操作メニューや撮影された放射線画像等をディスプレイ１００に表示させる。また、操作パネル１０２は複数のキーを含んで構成され、各種の情報や操作指示が入力される。操作入力検出部１１４は操作パネル１０２に対する操作を検出し、検出結果をＣＰＵ１０４へ通知する。

[0092] また、放射線発生装置３４は、放射線源１３０と、コンソール４２との間で曝射条件等の各種情報の送受信を行う通信Ｉ／Ｆ部１３２と、コンソール４２から受信した曝射条件(この曝射条件には管電圧、管電流の情報が含まれている)に基づいて放射線源１３０を制御する線源制御部１３４と、を備えている。

[0093] 次に本実施形態の作用を説明する。本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線の到来方向に沿って、放射線検出部６２、部分反射層１７０，放射線検出器６０、シンチレータ７１及び全反射層１７２が順に積層された構成であるので、電子カセッテ３２に放射線検出部６２を追加したことに伴って、照射面５６に平行な方向に沿った電子カセッテ３２のサイズが大型化(照射面５６の面積が増大)することを防止することができる。

[0094] また、本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線検出器６０を挟んでシンチレータ７１の反対側に放射線検出部６２を設けているが、放射線検出器６０を構成する絶縁性基板６４として光透過性を有する基板を用い、シンチレータ７１から放出された光が放射線検出器６０を透過して放射線検出部６２にも入射されるように構成することで、放射線検出器６０及び放射線検出部６２がシンチレータ７１から放出された光を各々検出するように構成しているので、放射線検出器６０に対応するシンチレータと放射線検出部６２

に対応するシンチレータを各々設ける必要が無くなり、電子カセッテ３２に設けるシンチレータの数を削減できる（シンチレータの数が１個で済む）。

[0095] また、本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線検出部６２を支持する支持体として、放射線検出器６０を構成する絶縁性基板６４を用いており、放射線検出器６０及び放射線検出部６２を同一の支持体（絶縁性基板６４）上に設けているので、放射線検出部６２を支持する支持体を別に設ける必要が無くなり、電子カセッテ３２に設ける支持体（基板或いはベース）の数も削減できる。

[0096] 更に、本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線検出部６２の光電変換膜１４７Ｃを有機光電変換材料で構成しているので、シンチレータ７１をＧＯＳで構成し、放射線検出器６０の光電変換部７２の光電変換膜７２Ｃを有機光電変換材料で構成し、ＴＦＴ７０の活性層７０Ｂを非晶質酸化物で構成したことと相俟って、絶縁性基板６４として光透過性を有する合成樹脂製で薄型の基板を用いることができる。また、シンチレータの形成にあたって蒸着が不要な材料（ＧＯＳ等）でシンチレータ７１を構成しているので、蒸着によってシンチレータを形成するための基板（耐熱性の高い基板（蒸着基板））も不要である。

[0097] このように、本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線検出部６２の支持体としても機能する絶縁性基板６４を薄くすることができると共に、放射線検出部６２を追加したにも拘わらず、シンチレータ及び放射線検出部６２の支持体の追加が不要で、シンチレータを形成するための蒸着基板も不要な構成であるので、照射された放射線を画像として検出する機能と別に、照射された放射線を検出する機能も備えた電子カセッテ３２を、非常に薄型に構成することができる。

[0098] また、本実施形態に係る電子カセッテ３２は、放射線検出部６２が放射線検出器６０を挟んでシンチレータ７１の反対側に配置されており、部分反射層１７０は放射線検出器６０と放射線検出部６２の間に配置されているので、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から放射線検出器６０側へ射出

された光のうち、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射される。また、シンチレータ７１を挟んで放射線検出器６０と反対側には全反射層１７２が設けられているので、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から全反射層１７２側へ射出された光も、全反射層１７２で反射され、シンチレータ７１を透過して入射される。従って、部分反射層１７０や全反射層１７２が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0099] なお、部分反射層１７０を設けたことで、部分反射層１７０を設けない場合よりも放射線検出部６２の受光量は減少するが、放射線検出部６２は放射線の照射タイミングや照射量を検出するものであり、画像を検出する場合のような解像度は要求されないので、例えばセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる(例えば1cm×1cm以上)等の構成を採用することで、受光量の減少に伴う放射線検出部６２の感度の低下を補償することができ、これにより、放射線の照射タイミングや照射量を正確に検出することができる。

[0100] 続いて、放射線情報システム１０(放射線画像撮影システム１８)における放射線画像の撮影について説明する。放射線画像の撮影を行う場合、端末装置１２(図１参照)は、医師又は放射線技師からの撮影依頼を受け付ける。当該撮影依頼では、撮影対象とする患者、撮影対象とする撮影部位、撮影モード(静止画像撮影か動画像撮影か)が指定され、管電圧、管電流などが必要に応じて指定される。端末装置１２は、受け付けた撮影依頼の内容をＲＩＳサーバ１４に通知する。ＲＩＳサーバ１４は、端末装置１２から通知された撮影依頼の内容をデータベース１４Ａに記憶する。コンソール４２は、ＲＩＳサーバ１４にアクセスすることにより、ＲＩＳサーバ１４から撮影依頼の内容及び撮影対象とする患者の属性情報を取得し、撮影依頼の内容及び患者の属性情報をディスプレイ１００(図８参照)に表示する。

[0101] 撮影者(放射線技師)は、ディスプレイ１００に表示された撮影依頼の内容に基づいて、放射線画像の撮影を行うための準備作業を行う。例えば図２に

示す臥位台４６上に横臥した被撮影者の患部の撮影を行う場合には、撮影部位に応じて臥位台４６と被撮影者の撮影部位との間に電子カセッテ３２を配置する。また撮影者は、操作パネル１０２に対して放射線Ｘを照射する際の管電圧及び管電流等を指定する。

[0102] ここで、本実施形態では、放射線画像の撮影時に、電子カセッテ３２への放射線の照射量の累積値を放射線検出部６２を用いて検出し、放射線源１３０からの放射線の照射を制御する自動照射制御（所謂ＡＥＣ(automatic exposure control)）を行っている。具体的には、電子カセッテ３２は、検出した放射線の照射量累積値が上限値に達した場合に、コンソール４２に対して放射線源１３０からの放射線の射出終了を指示すると共に、放射線検出器６０からの画像の読み出しを開始する。なお、放射線の照射量累積値の上限値は、撮影される放射線画像が静止画像であれば、撮影部位の放射線画像として鮮明な静止画像が得られる値に設定され、撮影される放射線画像が動画像であれば、被撮影者の被曝を許容される範囲内に抑えるための値が設定される。

[0103] 放射線の照射量累積値の上限値は、撮影時に撮影者により操作パネル１０２から入力されるようにしてもよいし、放射線の照射量累積値の上限値を撮影部位毎に予め記憶しておき、撮影者が操作パネル１０２に対して撮影部位の指定を行い、指定された撮影部位に対応する放射線の照射量累積値の上限値を読み出すようにしてもよいし、ＲＩＳサーバ１４のデータベース１４Ａに患者毎に日別の被曝量を記憶しておき、この情報に基づいて所定期間(例えば直近３ヶ月間)内の被撮影者の総被曝量を演算し、演算した総被曝量から被撮影者の今回の撮影における許容被曝量を演算し、演算した許容被曝量を放射線の照射量累積値の上限値として用いるようにしてもよい。

[0104] 撮影者は、上記の準備作業が完了すると、コンソール４２の操作パネル１０２を介して準備作業の完了を通知する操作を行い、コンソール４２は、この操作をトリガとして、指定された管電圧、管電流を曝射条件として放射線発生装置３４へ送信すると共に、指定された撮影モード(静止画像／動画像)

、放射線の照射量累積値の上限値を撮影条件として電子カセッテ３２へ送信する。放射線発生装置３４の線源制御部１３４は、コンソール４２から受信した曝射条件を内蔵メモリ等に記憶し、電子カセッテ３２のカセッテ制御部９２は、コンソール４２から受信した撮影条件を記憶部９２Ｃに記憶させる。

[0105] コンソール４２は、放射線発生装置３４及び電子カセッテ３２への上記情報の送信が正常に終了すると、ディスプレイ１００の表示を切り替えることで撮影可能状態になったことを撮影者へ通知し、この通知を確認した撮影者は、コンソール４２の操作パネル１０２を介して撮影開始を指示する操作を行う。これにより、コンソール４２は、曝射開始を指示する指示信号を放射線発生装置３４へ送信し、放射線発生装置３４は、コンソール４２から事前に受信した曝射条件に応じた管電圧、管電流で放射線源１３０から放射線を射出させる。

[0106] 一方、電子カセッテ３２のカセッテ制御部９２は、コンソール４２から撮影条件を受信すると、記憶部９２Ｃに予め記憶された撮影制御プログラムをＣＰＵ９２Ａによって実行することで、図９に示す撮影制御処理を行う。

[0107] この撮影制御処理では、まずステップ２５０において、メモリ９２Ｂ上の所定領域に記憶される放射線の照射量累積値を０に初期化する。また、次のステップ２５２では指定された撮影モードが動画像撮影モードか否か判定する。指定された撮影モードが静止画像撮影モードであれば、判定が否定されてステップ２５６へ移行するが、指定された撮影モードが動画像撮影モードの場合は、ステップ２５２の判定が肯定されてステップ２５４へ移行し、撮影する動画像のフレームレートに応じた撮影周期を設定した後にステップ２５６へ移行する。また、

また、ステップ２５６では、ゲート線ドライバ８０からゲート配線７６を介してＴＦＴ７０へ供給される信号のレベルを、ＴＦＴ７０をオンさせるレベルへ切り替えることを、放射線検出器６０の全てのゲート配線７６について同時に行うことで、放射線検出器６０の全てのＴＦＴ７０を各々オンさせ

る。これにより、放射線検出器６０の個々の画素部７４の蓄積容量６８（及び光電変換部７２の上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂの間）に蓄積されていた電荷が廃棄されると共に、電子カセッテ３２に放射線が照射される迄の間、個々の画素部７４の光電変換部７２から出力される暗電流が電荷として蓄積されることも阻止される。

[0108] 次のステップ２５８では、放射線検出部６２の各センサ部１４６から配線１６０を介して伝送された出力信号を、信号検出部１６２を介してデジタルデータ（放射線の照射量検出値）として取得する。なお、放射線検出部６２の各センサ部１４６からの出力信号のレベルは、シンチレータ７１から放出され放射線検出器（ＴＦＴ基板）６０を透過して各センサ部１４６で受光される光の受光量に応じて変化し、各センサ部１４６の受光量はシンチレータ７１から放出される光の光量に応じて変化し、シンチレータ７１から放出される光の光量は電子カセッテ３２への放射線の照射量に応じて変化するので、上記のデジタルデータの値は放射線検出部６２による電子カセッテ３２への放射線の照射量検出値に相当する。

[0109] ステップ２６０では、放射線検出部６２の各センサ部１４６から取得した放射線の照射量検出値に基づき、放射線の照射量検出値を閾値以上か否かを判定することで、電子カセッテ３２への放射線の照射が開始されたか否か判定する。なお、閾値と比較する放射線の照射量検出値としては、各センサ部１４６から取得した放射線の照射量検出値の平均値を用いてもよいが、電子カセッテ３２の照射面５６のうち被撮影者の体を透過した放射線が照射される部分については、放射線の一部が被撮影者の体に吸収されることで放射線の照射量が低下するので、各センサ部１４６のうち、放射線源１３０からの放射線が直接照射される（被撮影者の体を透過することなく照射される）部分に対応するセンサ部１４６から取得した照射量検出値を用いることが好ましい。

[0110] この態様において、照射量検出値を用いるセンサ部１４６としては、例えば、被撮影者の体を透過した放射線が照射されることが稀な照射面５６の四

隅のうちの何れかに近い位置に配置されたセンサ部１４６を適用することができる。また、照射面５６のうち放射線源１３０からの放射線が直接照射される範囲は撮影部位によって相違するので、コンソール４２から撮影部位の情報を取得しておき、取得した情報が表す撮影部位に応じて、照射量検出値を用いるセンサ部１４６を切り替えるようにしてもよい。

[0111] ステップ２６０の判定が否定された場合はステップ２５８に戻り、ステップ２６０の判定が肯定される迄ステップ２５８，２６０を繰り返す。また、放射線源１３０からの放射線の射出が開始され、射出された放射線が、その一部が被撮影者の体を透過した後に電子カセッテ３２に照射されると、ステップ２５８で取得した放射線の照射量検出値が閾値以上となることで、ステップ２６０の判定が肯定されてステップ２６２へ移行する。ステップ２６２では、ゲート線ドライバ８０からゲート配線７６を介してＴＦＴ７０へ供給される信号のレベルを、ＴＦＴ７０をオフさせるレベルへ切り替えることを、放射線検出器６０の全てのゲート配線７６について同時に行うことで、放射線検出器６０の全てのＴＦＴ７０を各々オフさせる。これにより、放射線検出器６０の個々の画素部７４の蓄積容量６８（及び光電変換部７２の上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂの間）への電荷の蓄積が開始される。

[0112] 次のステップ２６４では指定された撮影モードが動画像撮影モードか否か判定する。指定された撮影モードが静止画像撮影モードの場合には、判定が否定されてステップ２６６へ移行し、放射線検出部６２の各センサ部１４６から放射線の照射量検出値を取得する。ステップ２６８では、各センサ部１４６から取得した放射線の照射量検出値が０又は０に近い値か否か判定する。この判定は、放射線源１３０からの放射線の射出が停止されたか否かを判定しており、判定が否定された場合はステップ２７０へ移行し、ステップ２６６で取得した放射線の照射量検出値（例えば各センサ部１４６から取得した放射線照射量の平均値）を放射線の照射量累積値に加算する。次のステップ２７２では、放射線の照射量累積値がコンソール４２から受信した上限値以上になったか否か判定する。この判定も否定された場合はステップ２６６に戻

り、ステップ２６８又はステップ２７２の判定が肯定される迄、ステップ２６６～ステップ２７２を繰り返す。

[0113] 静止画像撮影モードでは、曝射終了タイミングが到来すると、コンソール４２から放射線発生装置３４へ放射線の射出終了が指示され、放射線発生装置３４は、放射線源１３０からの放射線の射出を停止させる。この場合、電子カセッテ３２への放射線の照射が停止されることで、ステップ２６８の判定が肯定されてステップ２７６へ移行し、放射線検出器６０のＴＦＴ７０をゲート配線７６単位で順にオンさせることで、個々の画素部７４の蓄積容量６８(及び光電変換部７２の上部電極７２Ａと下部電極７２Ｂの間)に蓄積された電荷を、撮影された放射線画像の信号として順に読み出す。そしてステップ２７８では、ステップ２７６の電荷読み出しによって得られた放射線画像のデータを、無線通信によってコンソール４２へ送信し、撮影制御処理を終了する。

[0114] また、曝射終了タイミングが到来する前に放射線の照射量累積値が上限値以上になった場合には、ステップ２６８の判定が肯定される前にステップ２７２の判定が肯定されてステップ２７４へ移行し、曝射終了を指示する信号を無線通信によってコンソール４２へ送信する。これにより、コンソール４２は放射線発生装置３４へ放射線の射出終了を指示し、放射線発生装置３４は放射線源１３０からの放射線の射出を停止させる。これにより、静止画像の撮影が中止される。そして、ステップ２７６で放射線検出器６０の各画素部７４からの電荷の読み出しを行い、ステップ２７８でコンソール４２への放射線画像データの送信を行い、撮影制御処理を終了する。

[0115] 一方、撮影モードが動画像撮影モードの場合には、ステップ２６４の判定が肯定されてステップ２８０へ移行し、前述のステップ２６６～ステップ２７２と同様に、放射線検出部６２の各センサ部１４６から放射線の照射量検出値を取得し(ステップ２８０)、取得した放射線の照射量検出値が０又は０に近い値か否か判定し(ステップ２８２)、判定が否定された場合は取得した放射線の照射量検出値を放射線の照射量累積値に加算し(ステップ２８４)、

放射線の照射量累積値がコンソール４２から受信した上限値以上になったか否か判定する(ステップ２８６)。

[0116] また、ステップ２８６の判定が否定された場合はステップ２８８へ移行し、撮影を開始してからの経過時間(放射線検出器６０の各画素部７４からの電荷読み出しを行った以降は、前回の電荷読み出しからの経過時間)が、先のステップ２５４で設定した撮影周期に相当する時間になったか否かに基づいて、放射線検出器６０の各画素部７４から電荷を読み出すタイミングが到来したか否かを判定する。この判定が否定された場合はステップ２８０に戻り、ステップ２８２、ステップ２８６及びステップ２８８の何れかの判定が肯定される迄、ステップ２８０～ステップ２８８を繰り返す。また、電荷読み出しタイミングが到来すると、ステップ２８８の判定が肯定されてステップ２９０へ移行し、前述のステップ２７６と同様に放射線検出器６０の各画素部７４からの電荷の読み出しを行い、次のステップ２９２でコンソール４２への放射線画像データの送信を行ってステップ２８０に戻る。

[0117] 動画像撮影モードでは、撮影者によって操作パネル１０２を介して撮影終了(曝射終了)が指示され、これにより、コンソール４２は放射線発生装置３４へ放射線の射出終了を指示し、放射線発生装置３４は放射線源１３０からの放射線の射出を停止させる。この場合、電子カセッテ３２への放射線の照射が停止されることで、ステップ２８２の判定が肯定され、撮影制御処理を終了する。

[0118] また、撮影者によって撮影終了(曝射終了)が指示される前に放射線の照射量累積値が上限値以上になった場合には、ステップ２８２の判定が肯定される前にステップ２８６の判定が肯定されてステップ２７４へ移行し、曝射終了を指示する信号を無線通信によってコンソール４２へ送信し、撮影制御処理を終了する。これにより、コンソール４２は放射線発生装置３４へ放射線の射出終了を指示し、放射線発生装置３４は放射線源１３０からの放射線の射出を停止させることで、動画像の撮影が中止される。

[0119] なお、上記では、動画像撮影モードで放射線の照射量累積値が上限値以上

になった場合に動画像の撮影を中止させる態様を説明したが、放射線の照射量累積値が上限値以上になったことをコンソール４２へ通知し、コンソール４２はディスプレイ１００に警告を表示させる処理を行うようにしてもよいし、コンソール４２が放射線発生装置３４に対して管電圧、管電流の少なくとも一方を低下させた曝射条件への変更を指示することで、放射線源１３０から照射される単位時間あたりの放射線量を低下させるようにしてもよい。

[0120] 次に、本発明に係る放射線検出パネルの他の構成について説明する。上記で説明した電子カセッテ３２は、に模式的に示すように、放射線検出器６０の一方の面に、蒸着が不要な材料(例えばＧＯＳ等)で構成したシンチレータ７１が配置されると共に、放射線検出器６０の他方の面に放射線検出部６２が設けられ、放射線検出器６０と放射線検出部６２との間に部分反射層１７０が、シンチレータ７１のうち放射線検出器６０側と反対側に全反射層１７２が各々設けられ、放射線検出部６２側から放射線が到来する構成であり、放射線検出器６０(第１検出部)はシンチレータ７１(発光部)から放出された光を画像として検出し、放射線検出部６２(第２検出部)はシンチレータ７１(発光部)から放出された光を検出している。

[0121] この構成では、シンチレータ７１の放射線照射面側に放射線検出器６０が配置されているが、発光部(シンチレータ)と光検出部(放射線検出器)をこのような位置関係で配置する方式は「表面読取方式(ISS：Irradiation Side Sampling)」と称する。シンチレータは放射線入射側がより強く発光するので、シンチレータの放射線入射側に光検出部(放射線検出器)を配置する「表面読取方式(ISS)」は、発光部(シンチレータ)の放射線照射面と反対側に光検出部(放射線検出器)を配置する「裏面読取方式(PSS：Penetration Side Sampling)」よりも光検出部とシンチレータの発光位置とが接近することから、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高く、また光検出部(放射線検出器)の受光量が増大することで、結果として放射線検出パネル(電子カセッテ)の感度が向上する(本発明の第５の態様の一例に相当)。

[0122] シンチレータ７１と放射線検出器６０との位置関係が「表面読取方式」で

、蒸着が不要な材料で構成したシンチレータを用いた放射線検出パネルの構成としては、図１０Ｃに示す構成以外に、図１０Ａ,図１０Ｂ,図１０Ｄに示す構成が考えられる。

[0123] 図１０Ａに示す構成は、シンチレータ７１、放射線検出器６０、放射線検出部６２、部分反射層１７０及び全反射層１７２の位置関係は図１０Ｃに示す構成と同じであるが、放射線検出部６２が支持体としてのベース１２０上に形成された後に、放射線検出器６０のうちシンチレータ７１と反対側の面に、部分反射層１７０を介して貼付される点で図１０Ｃに示す構成と相違している。この構成では、ベース１２０の厚み分だけ図１０Ｃに示す構成よりも厚みが増大することになるが、ベース１２０としては先に一例を列挙した合成樹脂(例えばポリエチレンテレフタレート等)製の可撓性基板を適用することができ、ベース１２０自体の厚みは、例えば0.1mm程度に抑制可能である。

[0124] この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側へ射出された光のうち、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射され、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、全反射層１７２で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されるので、部分反射層１７０や全反射層１７２が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0125] なお、図１０Ａに示す構成において、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２とベース１２０の間に全反射層１７３を追加するようにしてもよい(図１４Ａ参照)。この場合、シンチレータ７１から放射線検出器６０、部分反射層１７０を透過して放射線検出部６２に入射された光のうち、放射線検出部６２を透過した光が全反射層１７３で全反射されて放射線検出部６２に再入射されることで、放射線検出部６２における受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線の検出感度が向上する。な

お、図１４Ａに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。また全反射層１７３は、図１４Ａに示す位置に代えて、ベース１２０のうち放射線検出部６２と反対側の面に設けるようにしてもよい。

[0126] また、図１０Ｂに示す構成は、シンチレータ７１の一方の面に放射線検出器６０が配置されると共に、シンチレータ７１の他方の面側に、放射線検出部６２が形成されたベース１２０が、シンチレータ７１側が裏面（放射線検出部６２の形成面と反対側の面）となる向きで配置され、シンチレータ７１とベース１２０との間に部分反射層１７０が設けられている。なお、この構成における部分反射層１７０は、「発光部と第２検出部の間に配置され」た部分反射部の一例である。この構成では、シンチレータ７１と放射線検出部６２との位置関係が「裏面読取方式」となり、放射線検出部６２の受光量が減少するが、放射線検出部６２は放射線の照射タイミングや照射量を検出するものであるので、例えばセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる（例えば1cm×1cm以上）等の構成を採用することは可能であり、これにより、受光量の減少に伴う感度の低下を補償することができる。

[0127] この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、部分反射層１７０で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されるので、部分反射層１７０が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0128] なお、図１０Ｂに示す構成において、放射線検出器６０が光透過性を有している場合には、放射線検出器６０のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加するようにしてもよいし、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を追加するようにしてもよい（図１４Ｂ参照）。この構成

では、放射線検出器６０には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出器６０を透過した光も、全反射層１７３で反射されて再入射されるので、全反射層１７３が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。また、放射線検出部６２には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６２を透過した光も、全反射層１７４で反射されて再入射されるので、全反射層１７４が設けられていない場合よりも放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。なお、図１４Ｂに示す構成における全反射層１７３は本発明の第７の態様に係る全反射部の一例であり、全反射層１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0129] また、図１０Ｄに示す構成は、図１０Ｂに示す構成に対し、放射線検出器６０を挟んでシンチレータ７１と反対側にも、放射線検出部６２と同様の構成の放射線検出部６３が配置され、放射線検出器６０と放射線検出部６３の間にも部分反射層１７０が設けられている。この構成では、放射線検出部６３の厚み分だけ図１０Ｂに示す構成よりも厚みが増大することになるが、放射線検出部６３の厚みは放射線検出部６２と同様に、例えば0.05㎜程度である。この構成において、２個の放射線検出部６２，６３は、例えば各々の照射量検出値を加算して用いることで、放射線検出部全体としての感度を向上させる目的で利用してもよいし、一方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線の照射タイミングの検出に用い、他方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線照射量の検出に用いてもよい。この場合、放射線検出部６２，６３の特性を各々の用途に応じて最適化することが可能となり、例えば放射線の照射タイミングの検出に用いる放射線検出部については、応答速度が向上するように静電容量や配線抵抗を調整する一方、放射線照射量の検出に用いる放射線検出部については、感度が向上するように受光領域の面積を調整することが可能となる。

[0130] この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ

射出され、部分反射層１７０で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されると共に、シンチレータ７１から入射され、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射されるので、部分反射層１７０が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0131] なお、図１０Ｄに示す構成において、放射線検出部６２，６３が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を、放射線検出部６３のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を各々追加するようにしてもよい（図１４Ｄ参照）。この構成では、放射線検出部６２には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６２を透過した光も、全反射層１７３で反射されて再入射されるので、全反射層１７３が設けられていない場合よりも放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。同様に、放射線検出部６３には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６３を透過した光も、全反射層１７４で反射されて再入射されるので、全反射層１７４が設けられていない場合よりも放射線検出部６３の受光量が増大し、放射線検出部６３による放射線検出の感度が向上する。図１４Ｄに示す構成における全反射層１７３，１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0132] また、図１０Ｃに示す構成においても、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加するようにしてもよい（図１４Ｃ参照）。この構成では、放射線検出部６２には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６２を透過した光も、全反射層１７３で反射されて再入射されるので、全反射層１７３が設けられていない場合よりも放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。図１４Ｄに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0133] また、シンチレータ７１と放射線検出器６０との位置関係が「裏面読取方式」で、蒸着が不要な材料で構成したシンチレータを用いた放射線検出パネルの構成としては、図１１Ａ～図１１Ｄに示す構成が考えられる。

[0134] 図１１Ａに示す構成は、図１０Ｂに示す構成と同一であり、図１０Ｂに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成では、放射線検出部６２が放射線到来方向の最上流に位置しているが、放射線検出部６２では放射線の吸収が生じないので、放射線検出部６２が上記の位置に配置しても、シンチレータ７１への放射線の照射量の低下は生じない。シンチレータ７１と放射線検出器６０との位置関係が「裏面読取方式」の場合、放射線検出器６０の受光量は「表面読取方式」よりも低下するが、この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、部分反射層１７０で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されるので、部分反射層１７０が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。従って、部分反射層１７０を設けることで放射線検出器６０の受光量の低下を補うことができる。

[0135] なお、図１１Ａに示す構成において、放射線検出器６０が光透過性を有している場合には、放射線検出器６０のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加するようにしてもよい(図１５Ａ参照)。この構成では、放射線検出器６０には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出器６０を透過した光も、全反射層１７３で反射されて再入射されるので、全反射層１７３が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。なお、図１５Ａに示す構成における全反射層１７３は本発明の第７の態様に係る全反射部の一例である。

[0136] また、図１１Ｂに示す構成は、図１０Ａに示す構成と同一であり、図１０Ａに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成における放射

線検出器６０は、シンチレータ７１との位置関係が「裏面読取方式」であるので、「表面読取方式」よりも受光量が低下するが、この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側へ射出された光のうち、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射され、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、全反射層１７２で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されるので、部分反射層１７０や全反射層１７２が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。従って、部分反射層１７０や全反射層１７２を設けることで放射線検出器６０の受光量の低下を補うことができる。

[0137] また、図１１Ｂに示す構成における放射線検出部６２については、シンチレータ７１との位置関係が「裏面読取方式」である上に、放射線検出器６０及び部分反射層１７０を透過した光が入射されることで、受光量が減少するが、放射線検出部６２は放射線の照射タイミングや照射量を検出するものであるので、例えばセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる(例えば1cm×1cm以上)等の構成を採用することは可能であり、これにより、受光量の減少に伴う感度の低下を補償することができる。

[0138] なお、図１１Ｂに示す構成において、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２とベース１２０の間に全反射層１７３を追加するようにしてもよい(図１５Ｂ参照)。この場合、シンチレータ７１から放射線検出器６０、部分反射層１７０を透過して放射線検出部６２に入射された光のうち、放射線検出部６２を透過した光が全反射層１７３で全反射されて放射線検出部６２に再入射されることで、放射線検出部６２における受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線の検出感度が向上する。なお、図１５Ｂに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。また全反射層１７３は、図１５Ｂに示す位置に代

えて、ベース１２０のうち放射線検出部６２と反対側の面に設けるようにしてもよい。

[0139] また、図１１Ｃに示す構成は、図１０Ｃに示す構成と同一であり、図１０Ｃに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成における放射線検出器６０も、図１１Ｂに示す構成と同様に、シンチレータ７１との位置関係が「裏面読取方式」であるので、「表面読取方式」よりも受光量が低下するが、この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側へ射出された光のうち、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射され、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、全反射層１７２で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されるので、部分反射層１７０や全反射層１７２が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。従って、部分反射層１７０や全反射層１７２を設けることで放射線検出器６０の受光量の低下を補うことができる。

[0140] また、図１１Ｃに示す構成における放射線検出部６２についても、図１１Ｂに示す構成と同様に、シンチレータ７１との位置関係が「裏面読取方式」である上に、放射線検出器６０及び部分反射層１７０を透過した光が入射されることで、受光量が減少するが、放射線検出部６２は放射線の照射タイミングや照射量を検出するものであるので、例えばセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる(例えば1cm×1cm以上)等の構成を採用することは可能であり、これにより、受光量の減少に伴う感度の低下を補償することができる。この構成は、図１１Ａ～図１１Ｄに示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができるので望ましい。

[0141] なお、図１１Ｃに示す構成において、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうち放射線検出器６０と反対側に全反射層１７３を追加するようにしてもよい(図１５Ｃ参照)。この場合、シンチレータ７１から放射線検出器６０、部分反射層１７０を透過して放射線検出

部６２に入射された光のうち、放射線検出部６２を透過した光が全反射層１７３で全反射されて放射線検出部６２に再入射されることで、放射線検出部６２における受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線の検出感度が向上する。なお、図１５Ｃに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0142] また、図１１Ｄに示す構成は、図１０Ｄに示す構成と同一であり、図１０Ｄに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成においても、図１０Ｄに示す構成と同様に、２個の放射線検出部６２，６３は、例えば各々の照射量検出値を加算して用いることで、放射線検出部全体としての感度を向上させる目的で利用してもよいし、一方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線の照射タイミングの検出に用い、他方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線照射量の検出に用いてもよい。

[0143] この構成においても、放射線検出器６０には、シンチレータ７１から直接入射される光以外に、シンチレータ７１から放射線検出器６０側と反対側へ射出され、部分反射層１７０で反射され、シンチレータ７１を透過した光も入射されると共に、シンチレータ７１から入射され、放射線検出器６０を透過し、部分反射層１７０で反射された光も再入射されるので、部分反射層１７０が設けられていない場合よりも放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0144] なお、図１１Ｄに示す構成において、放射線検出部６２，６３が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を、放射線検出部６３のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を各々追加するようにしてもよい（図１５Ｄ参照）。この構成では、放射線検出部６２には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６２を透過した光も、全反射層１７３で反射されて再入射されるので、全反射層１７３が設けられていない場合よりも放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。同様に、放射線検出部６３には、シンチレータ７１側から入射され、放射線検出部６

３を透過した光も、全反射層１７４で反射されて再入射されるので、全反射層１７４が設けられていない場合よりも放射線検出部６３の受光量が増大し、放射線検出部６３による放射線検出の感度が向上する。図１５Ｄに示す構成における全反射層１７３，１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0145] また、シンチレータ７１と放射線検出器６０との位置関係が「表面読取方式」で、ＣｓＩ等の材料を蒸着基板１２２(図１２Ａ～図１２Ｄ参照)に蒸着させて形成したシンチレータを用いた放射線検出パネルの構成としては、図１２Ａ～図１２Ｄに示す構成が考えられる。

[0146] 図１２Ａに示す構成は、シンチレータ７１を挟んで放射線検出器６０と反対側に蒸着基板１２２が配置されている点で図１０Ａに示す構成と相違している。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射された光が再入射されると共に、全反射層１７２で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0147] また、図１２Ａに示す構成においても、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２とベース１２０の間に全反射層１７３を追加してもよい(図１６Ａ参照)。これにより、全反射層１７３で全反射された光が放射線検出部６２に再入射されることで、放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線の検出感度が向上する。なお、図１６Ａに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。また全反射層１７３は、図１６Ａに示す位置に代えて、ベース１２０のうち放射線検出部６２と反対側に設けてもよい。

[0148] また、図１２Ｂに示す構成は、シンチレータ７１とベース１２０との間に蒸着基板１２２が配置されている点で図１０Ｂに示す構成と相違している。この構成では、シンチレータ７１から放出された光が蒸着基板１２２及びベース１２０を透過した後に放射線検出部６２に入射されるので、蒸着基板１２２としては、放射線の透過率やコスト等の面から蒸着基板として多用され

るＡｌ製の基板等に代えて、光透過性を有する基板を用いる必要がある。蒸着に使用可能で光透過性を有する基板としては、例えばガラス基板が挙げられるが、それ以外にも、芳香族ポリイミドを原料とし、可視光域で高い光透過性を示し、耐熱性にも優れた(例えば耐熱温度が300℃程度やそれ以上の)透明ポリイミドから成る基板や、優れた光学特性(例えば光透過率90%以上)と耐熱性(例えば200℃以上)を持つフレキシブルディスプレイ用透明プラスチック基板材料（開発名：OPS）（東ソー(株)、”フレキシブルディスプレイ用透明プラスチック基板材料の開発”、[online]、[平成２２年７月２７日検索]、インターネット＜ＵＲＬ：http://www.tosoh.co.jp/technology/report/pdfs/2006_03_02.pdf＞を参照）から成る基板、無色透明で高透明性、高耐熱性を有するアラミド・フィルム(東レ(株)、”ハロゲンフリーの難燃性無色透明アラミドフィルムを開発”、[online]、[平成２２年７月２７日検索]、インターネット＜ＵＲＬ：http://www.toray.co.jp/news/film/nr100210.html＞を参照)を用いた基板を用いることも可能である(なお、これらの基板は本発明の第４の態様に係る「蒸着に使用可能な耐熱性を有し可撓性を有する支持体」として使用することも可能である)。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0149] なお、図１２Ｂに示す構成において、放射線検出器６０が光透過性を有している場合には、放射線検出器６０のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加し、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を追加してもよい（図１６Ｂ参照)。これにより、全反射層１７３で反射された光が放射線検出器６０に再入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。また、全反射層１７４で反射された光が放射線検出部６２に再入射されるので、放射線検出部６２の受光量も増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上

する。なお、図１６Ｂに示す構成における全反射層１７３は本発明の第７の態様に係る全反射部の一例、全反射層１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0150] また、図１２Ｃに示す構成は、シンチレータ７１を挟んで放射線検出器６０と反対側に蒸着基板１２２が配置されている点で図１０Ｃに示す構成と相違している。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射された光が再入射されると共に、全反射層１７２で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。この構成は、図１２Ａ～図１２Ｄに示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができるので望ましい。

[0151] また、図１２Ｃに示す構成においても、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加してもよい(図１６Ｃ参照)。これにより、全反射層１７３で反射された光が放射線検出部６２に再入射されるので、放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。図１６Ｃに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0152] また、図１２Ｄに示す構成は、シンチレータ７１とベース１２０との間に蒸着基板１２２が配置されている点で図１０Ｄに示す構成と相違している。この構成においても、図１２Ｂに示す構成と同様に、シンチレータ７１から放出された光が蒸着基板１２２及びベース１２０を透過した後に放射線検出部６２に入射されるので、蒸着基板１２２として、前述したガラス基板やその他の光透過性を有する基板を用いる必要がある。この構成における２個の放射線検出部６２，６３についても、図１０Ｄや図１１Ｄに示す構成と同様に、放射線検出部全体としての感度を向上させる目的で用いてもよいし、一方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線の照射タイミングの検出に用い、他方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線照射量の検出に用い

てもよい。この構成においても、シンチレータ７１から蒸着基板１２２側へ射出され、部分反射層１７０で反射されてシンチレータ７１を透過した光と、放射線検出器６０を透過して部分反射層１７０で反射された光が放射線検出器６０に入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0153] なお、図１２Ｄに示す構成において、放射線検出部６２，６３が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を、放射線検出部６３のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を各々追加してもよい(図１６Ｄ参照)。これにより、放射線検出部６２には全反射層１７３で反射された光が入射され、放射線検出部６３には全反射層１７４で反射された光が入射されるので、放射線検出部６２，６３の受光量が増大し、放射線検出部６２，６３による放射線検出の感度が向上する。図１６Ｄに示す構成における全反射層１７３，１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0154] また、シンチレータ７１と放射線検出器６０との位置関係が「裏面読取方式」で、ＣｓＩ等の材料を蒸着基板１２２に蒸着させて形成したシンチレータを用いた放射線検出パネルの構成としては、図１３Ａ～図１３Ｄに示す構成が考えられる。

[0155] 図１３Ａに示す構成は、図１２Ｂに示す構成と同一であり、図１２Ｂに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成においても、シンチレータ７１から放出された光が蒸着基板１２２及びベース１２０を透過した後に放射線検出部６２に入射されるので、蒸着基板１２２として、前述したガラス基板やその他の光透過性を有する基板を用いる必要がある。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0156] なお、図１３Ａに示す構成において、放射線検出器６０が光透過性を有している場合には、放射線検出器６０のうちシンチレータ７１側と反対側に全

反射層１７３を追加し、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を追加してもよい（図１７Ａ参照）。これにより、全反射層１７３で反射された光が放射線検出器６０に再入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。また、全反射層１７４で反射された光が放射線検出部６２に再入射されるので、放射線検出部６２の受光量も増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。なお、図１７Ａに示す構成における全反射層１７３は本発明の第７の態様に係る全反射部の一例、全反射層１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0157] また、図１３Ｂに示す構成は、図１２Ａに示す構成と同一であり、図１２Ａに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射された光が再入射されると共に、全反射層１７２で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。また、この構成では、シンチレータ７１と放射線検出部６２との位置関係が「裏面読取方式」となる上に、放射線検出器６０及び部分反射層１７０を透過した光が放射線検出部６２に入射されることで、放射線検出部６２の受光量が減少するが、放射線検出部６２のセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる(例えば1cm×1cm以上)等により、受光量の減少に伴う感度の低下を補うことができる。

[0158] また、図１３Ａに示す構成においても、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２とベース１２０の間に全反射層１７３を追加してもよい(図１７Ｂ参照)。これにより、全反射層１７３で全反射された光が放射線検出部６２に再入射されることで、放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線の検出感度が向上する。なお、図１７Ｂに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全

反射部の一例である。また全反射層１７３は、図１７Ｂに示す位置に代えて、ベース１２０のうち放射線検出部６２と反対側に設けてもよい。

[0159] また、図１３Ｃに示す構成は、図１２Ｃに示す構成と同一であり、図１２Ｃに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成は、図１３Ａ～図１３Ｄに示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができるので望ましい。この構成においても、放射線検出器６０には、部分反射層１７０で反射された光が再入射されると共に、全反射層１７２で反射されてシンチレータ７１を透過した光も入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。この構成においても、図１３Ｂに示す構成と同様に、シンチレータ７１と放射線検出部６２との位置関係が「裏面読取方式」となる上に、放射線検出器６０及び部分反射層１７０を透過した光が放射線検出部６２に入射されることで放射線検出部６２の受光量が減少するが、放射線検出部６２のセンサ部１４６の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部１４６の受光領域の面積を増大させる(例えば1cm×1cm以上)等により、受光量の減少に伴う感度の低下を補うことができる。

[0160] また、図１３Ｃに示す構成においても、放射線検出部６２が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を追加してもよい(図１７Ｃ参照)。これにより、全反射層１７３で反射された光が放射線検出部６２に再入射されるので、放射線検出部６２の受光量が増大し、放射線検出部６２による放射線検出の感度が向上する。図１７Ｃに示す構成における全反射層１７３は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0161] また、図１３Ｄに示す構成は、図１２Ｄに示す構成と同一であり、図１２Ｄに示す構成とは反対の方向から放射線が到来する。この構成においても、図１２Ｄに示す構成と同様に、２個の放射線検出部６２，６３は、例えば各々の照射量検出値を加算して用いることで、放射線検出部全体としての感度を向上させる目的で利用してもよいし、一方の放射線検出部を電子カセッテ３２への放射線の照射タイミングの検出に用い、他方の放射線検出部を電子カ

セッテ３２への放射線照射量の検出に用いてもよい。この構成においても、シンチレータ７１から蒸着基板１２２側へ射出され、部分反射層１７０で反射されてシンチレータ７１を透過した光と、放射線検出器６０を透過して部分反射層１７０で反射された光が放射線検出器６０に入射されるので、放射線検出器６０の受光量が増大し、放射線検出器６０による画像検出の感度が向上する。

[0162] なお、図１３Ｄに示す構成において、放射線検出部６２，６３が光透過性を有している場合には、放射線検出部６２のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７３を、放射線検出部６３のうちシンチレータ７１側と反対側に全反射層１７４を各々追加してもよい(図１７Ｄ参照)。これにより、放射線検出部６２には全反射層１７３で反射された光が入射され、放射線検出部６３には全反射層１７４で反射された光が入射されるので、放射線検出部６２，６３の受光量が増大し、放射線検出部６２，６３による放射線検出の感度が向上する。図１７Ｄに示す構成における全反射層１７３，１７４は本発明の第８の態様に係る全反射部の一例である。

[0163] また、放射線検出器６０の光電変換部７２として、光電変換膜を有機光電変換材料を含む材料で構成した有機ＣＭＯＳセンサを用いてもよく、放射線検出器６０のＴＦＴ基板として、ＴＦＴ７０としての有機材料を含む有機トランジスタを可撓性を有するシート上にアレイ状に配列した有機ＴＦＴアレイ・シートを用いてもよい。上記の有機ＣＭＯＳセンサは、例えば特開２００９－２１２３７７号公報に開示されている。また上記の有機ＴＦＴアレイ・シートは、例えば「日本経済新聞、”東京大学、「ウルトラフレキシブル」な有機トランジスタを開発”、[online]、[平成２３年４月１１日検索]、インターネット<ＵＲＬ：http://www.nikkei.com/tech/trend/article/g=96958A9C93819499E2EAE2E0E48DE2EAE3E3E0E2E3E2E2E2E2E2E2E2;p=9694E0E7E2E6E0E2E3E2E2E0E2E0>」に開示されている。

[0164] また、放射線検出器６０のＴＦＴ７０等が光透過性を有しない構成(例えばアモルファスシリコン等の光透過性を有しない材料で活性層７０Ｂを形成し

た構成)であっても、このＴＦＴ７０等を、光透過性を有する絶縁性基板６４(例えば合成樹脂製の可撓性基板)上に配置し、絶縁性基板６４のうちＴＦＴ７０等が形成されていない部分は光が透過するように構成することで、光透過性を有する放射線検出器６０を得ることは可能である。光透過性を有しない構成のＴＦＴ７０等を光透過性を有する絶縁性基板６４上に配置することは、第１の基板上に作製した微小デバイスブロックを第１の基板から切り離して第２の基板上に配置する技術、具体的には、例えばＦＳＡ(Fluidic Self-Assembly)を適用することで実現できる。上記のＦＳＡは、例えば「富山大学、”微小半導体ブロックの自己整合配置技術の研究”、[online]、[平成２３年４月１１日検索]、インターネット<ＵＲＬ：http://www3.u-toyama.ac.jp/maezawa/Research/FSA.html>」に開示されている。

[0165] 上記のようにして放射線検出器６０に光透過性をもたせることで、放射線検出器６０を挟んでシンチレータ７１の反対側に放射線検出部６２(又は放射線検出部６３)が配置された構成(例えば図１０Ａ,図１０Ｃ,図１０Ｄ,図１１Ｂ,図１１Ｃ,図１１Ｄ,図１２Ａ,図１２Ｃ,図１２Ｄ,図１３Ｂ,図１３Ｃ,図１３Ｄ,図１４Ａ,図１４Ｃ,図１４Ｄ,図１５Ｂ,図１５Ｃ,図１５Ｄ,図１６Ａ,図１６Ｃ,図１６Ｄ,図１７Ｂ,図１７Ｃ,図１７Ｄの構成)において、シンチレータ７１から射出された光の一部が放射線検出器６０を透過して放射線検出部６２(又は放射線検出部６３)へ入射されるように構成することができる。

[0166] また、放射線検出器６０が光透過性を有しない構成(例えば絶縁性基板６４が、可視域及び赤外域を含む波長域で光を吸収するシリコンを含む基板等の場合)であっても、放射線検出部６２(又は放射線検出部６３)がシンチレータ７１を挟んで放射線検出器６０の反対側に配置された構成(例えば図１０Ｂ,図１１Ａ,図１２Ｂ,図１３Ａ,図１４Ｂ,図１５Ａ,図１６Ｂ,図１７Ａ)であれば、シンチレータ７１から射出された光の一部を放射線検出部６２(又は放射線検出部６３)へ入射させることができる。

[0167] また、上記では全面に亘ってほぼ均一かつ所望の光反射率とされた部分反

射層１７０を例に説明したが、本発明に係る部分反射部は上記構成に限られるものではなく、例えば光反射率が１００％又はそれに近い値の全反射膜、或いは光反射率が１００％よりも低い部分反射膜に対し、面内の一部領域の膜を除去した(光透過率１００％の領域を設けた)構成を採用してもよい。この場合、面内の光反射率は不均となるが、膜を除去する領域の面積を調整することで、部分反射部全体としての光反射率(光透過率)が所望の値となるように構成することができる。

[0168] なお、上記では放射線検出部６２の個々のセンサ部１４６を、放射線の照射タイミングの検出及び放射線照射量の検出に各々用いる態様を説明したが、これに限定されるものではなく、放射線検出部６２のセンサ部１４６を２群に分け、一方のセンサ部群からの出力信号は放射線の照射タイミングの検出に用い、一方のセンサ部群からの出力信号は放射線照射量の検出に用いるようにしてもよい。また、出力信号の用途に応じて、各センサ部群毎に特性(例えば応答速度や感度)を相違させるようにしてもよい。

[0169] また、上記では電子カセッテ３２で放射線の照射タイミングの検出及び放射線照射量の検出を各々行う態様を説明したが、これに限定されるものではなく、放射線の照射タイミングの検出及び放射線照射量の検出のうちの何れか一方のみを行う態様も本発明の権利範囲に含まれる。

[0170] 特に、上記では電子カセッテ３２がコンソール４２と無線により直接通信する機能を備えた構成を説明したが、電子カセッテ３２が放射線の照射タイミングの検出のみを行い、放射線照射量の検出(放射線の照射量累積値が上限値に達したか否かを監視し、上限値に達した場合はコンソール４２へ通知する処理)を行わない場合、電子カセッテ３２がコンソール４２と無線により直接通信する機能は省略することも可能であり前記機能を省略した場合、コンソール４２への放射線画像データの転送は、例えば電子カセッテ３２がクレードルにセットされた際に、クレードルが電子カセッテ３２から放射線画像データを読み出してコンソール４２へ送信するようにクレードルを構成することで実現できる。また、電子カセッテ３２からコンソール４２への放射線

画像データの転送は、メモリカード等を用いてオフラインで行うことも可能である。

[0171] なお、日本出願（特願２０１０－１７１６９６号）の開示はその全体が参照により本明細書に取り込まれる。

[0172] また、本明細書に記載された全ての文献、特許出願及び技術規格は、個々の文献、特許出願及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

[請求項1] 被写体を透過した放射線を吸収して発光する発光部と、

前記発光部から放出された光を画像として検出する第１検出部と、

可撓性を有する支持体上に形成され、前記発光部を挟んで前記第１検出部の反対側又は前記第１検出部を挟んで前記発光部の反対側に配置され、前記発光部から放出された光を有機光電変換材料によって検出する第２検出部と、

前記発光部と前記第２検出部の間で、かつ、前記発光部と前記第２検出部の間に前記第１検出部が存在している場合は前記第１検出部と前記第２検出部の間に配置され、前記発光部側から入射された光の一部を前記発光部側へ反射する部分反射部と、

が放射線の到来方向に沿って積層されて構成された放射線検出パネル。

[請求項2] 可撓性を有する前記支持体は合成樹脂製の基板である請求項１記載の放射線検出パネル。

[請求項3] 前記第１検出部は、前記発光部から放出された光を有機光電変換材料によって画像として検出する構成であり、前記第２検出部と同一の支持体上に形成されている請求項２記載の放射線検出パネル。

[請求項4] 可撓性を有する前記支持体は蒸着に使用可能な耐熱性を備えており、前記第１検出部は、前記第２検出部と同一の支持体上に形成されている請求項１記載の放射線検出パネル。

[請求項5] 前記第１検出部は、前記発光部に対して放射線の到来方向上流側に配置されている請求項１～請求項４の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項6] 前記第２検出部が前記第１検出部を挟んで前記発光部の反対側にのみ配置され、前記第１検出部が光透過性を有する構成において、前記発光部を挟んで前記第１検出部の反対側に配置され、前記発光部側から入射された光を前記発光部側へ全反射する全反射部を更に備えた請

求項１～請求項５の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項7] 前記第２検出部が前記発光部を挟んで前記第１検出部の反対側にのみ配置され、前記第１検出部が光透過性を有する構成において、前記第１検出部を挟んで前記発光部の反対側に配置され、前記発光部側から入射された光を前記発光部側へ全反射する全反射部を更に備えた請求項１～請求項５の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項8] 前記第２検出部を挟んで前記発光部の反対側に配置され、前記発光部側から入射された光を前記発光部側へ全反射する全反射部を更に備えた請求項１～請求項７の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項9] 前記発光部は１個のみ設けられ、単一の前記発光部と前記第１検出部の間に存在する部材、及び、単一の前記発光部と前記第２検出部の間に存在する部材は、照射された光の少なくとも一部を透過させる光透過性を各々有し、前記第１検出部及び前記第２検出部は、単一の前記発光部から放出された光を各々検出する請求項１～請求項８の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項10] 前記第１検出部は板状で光透過性を有する支持体上に形成され、板状の前記支持体の一方の面には前記発光部が、他方の面には前記第２検出部が各々積層されると共に、前記第１検出部と前記第２検出部の間に前記部分反射部が配置され、放射線が前記第２検出部側から到来するように配置される請求項１～請求項９の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項11] 前記第２検出部による光の検出結果に基づいて、前記第１検出部による光の検出タイミングを前記放射線検出パネルへの放射線の照射タイミングと同期させる第１制御を行う第１制御部を更に備えた請求項１～請求項１０の何れか１項記載の放射線検出パネル。

[請求項12] 前記第１検出部は、前記発光部から放出された光を電気信号に変換する光電変換部と、前記光電変換部から出力された電気信号を電荷として蓄積する電荷蓄積部と、を備え、

前記第１制御部は、前記第１制御として、少なくとも、前記発光部から放出された光が前記第２検出部によって検出された場合に、それ以前に光電変換部から出力されていた電気信号が前記電荷蓄積部に電荷として蓄積されていない状態から、前記第１検出部による前記電荷蓄積部への電荷の蓄積を開始させる制御を行う請求項１１記載の放射線検出パネル。

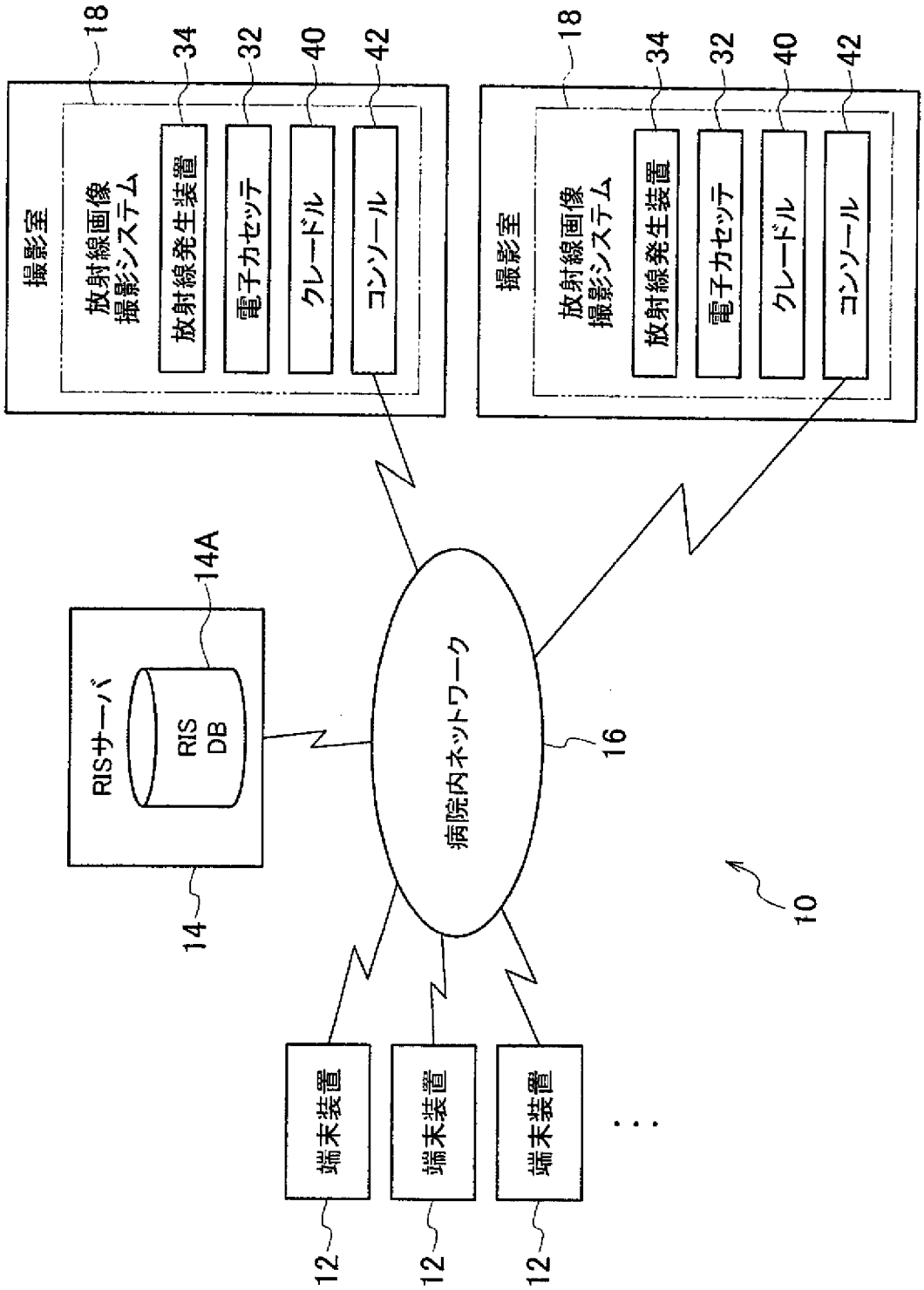
[請求項13] 前記第１制御部は、前記第１制御として、前記発光部から放出された光が前記第２検出部によって検出されなくなった場合に、前記第１検出部の前記電荷蓄積部に蓄積されている電荷の読み出しを開始させる制御も行う請求項１２記載の放射線検出パネル。

[請求項14] 前記第２検出部による光の検出結果に基づいて、前記放射線検出パネルへの放射線の積算照射量が所定値に達すると放射線源からの放射線の射出を終了させる第２制御を行う第２制御部を更に備えた請求項１～請求項１１の何れか１項記載の放射線検出パネル。

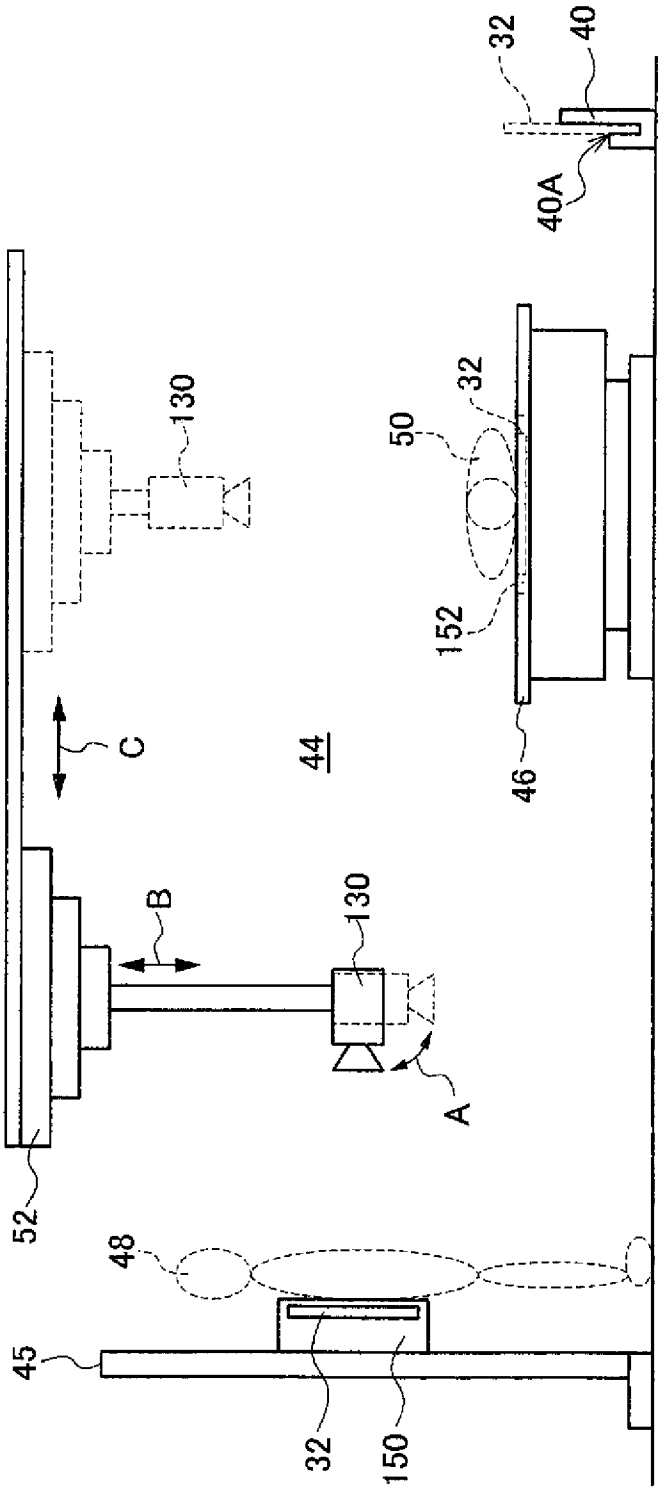
[請求項15] 前記第２制御部は、前記第２制御として、前記第２検出部による光の検出結果に基づいて、前記放射線検出パネルへの放射線の積算照射量を演算し、積算照射量の演算結果が前記所定値に達したか否かを判定することを繰り返し、積算照射量の演算結果が前記所定値に達したと判定した場合に、放射線の積算照射量が前記所定値に達したことを通知する信号を出力する制御を行う請求項１４記載の放射線検出パネル。

[請求項16] 前記第２制御部は、放射線源からの放射線の射出を制御する制御装置に対し、放射線の積算照射量が前記所定値に達したことを通知する前記信号として、前記放射線源からの放射線の射出終了を指示する指示信号を出力する請求項１５記載の放射線検出パネル。

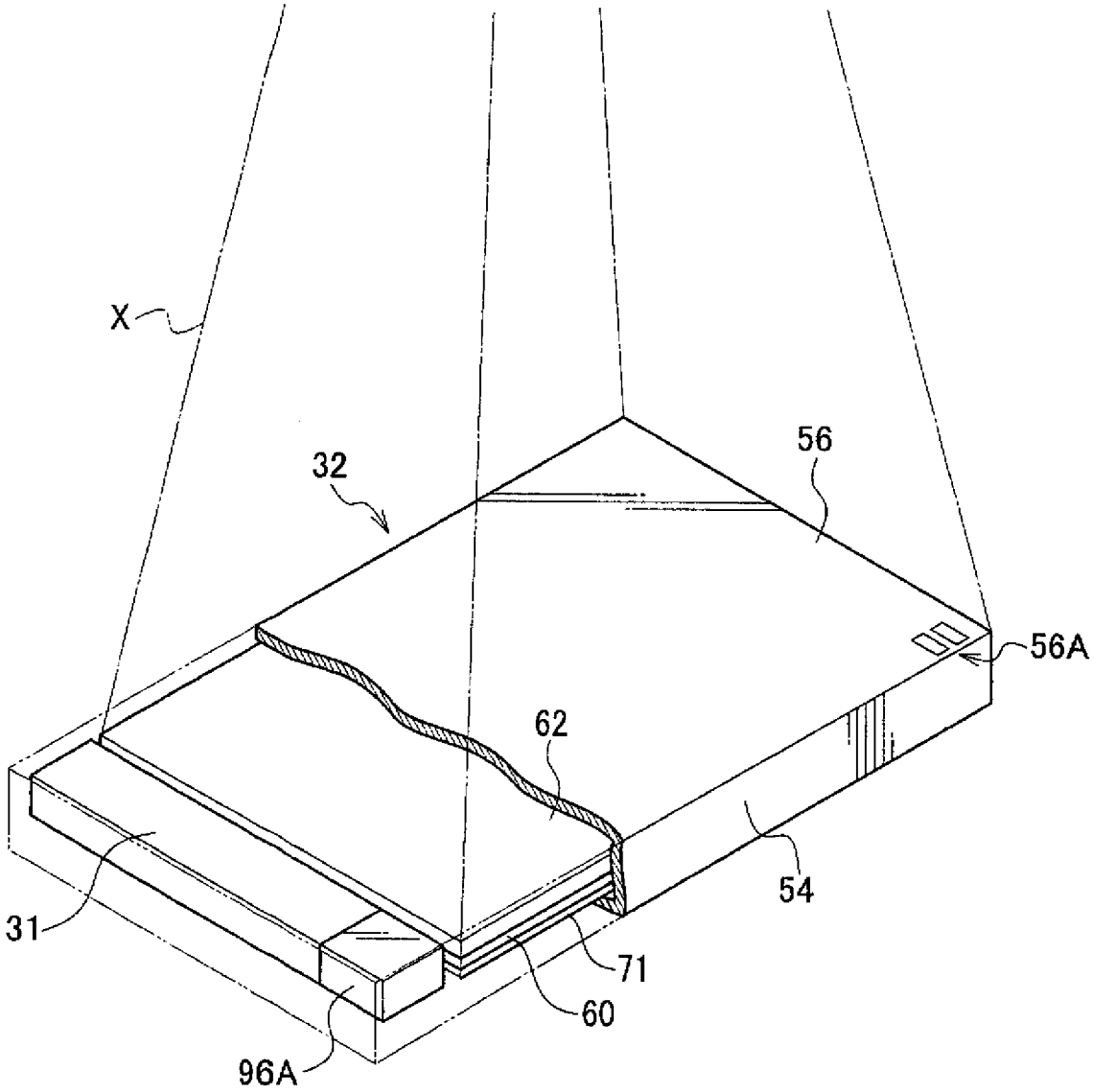
[図1]


撮影室
放射線画像撮影システム
放射線発生装置
電子カセッテ
クレードル
コンソール
18
34
32
40
42
RISサーバ
RIS DB
14A
14
病院内ネットワーク
16
10
端末装置
12

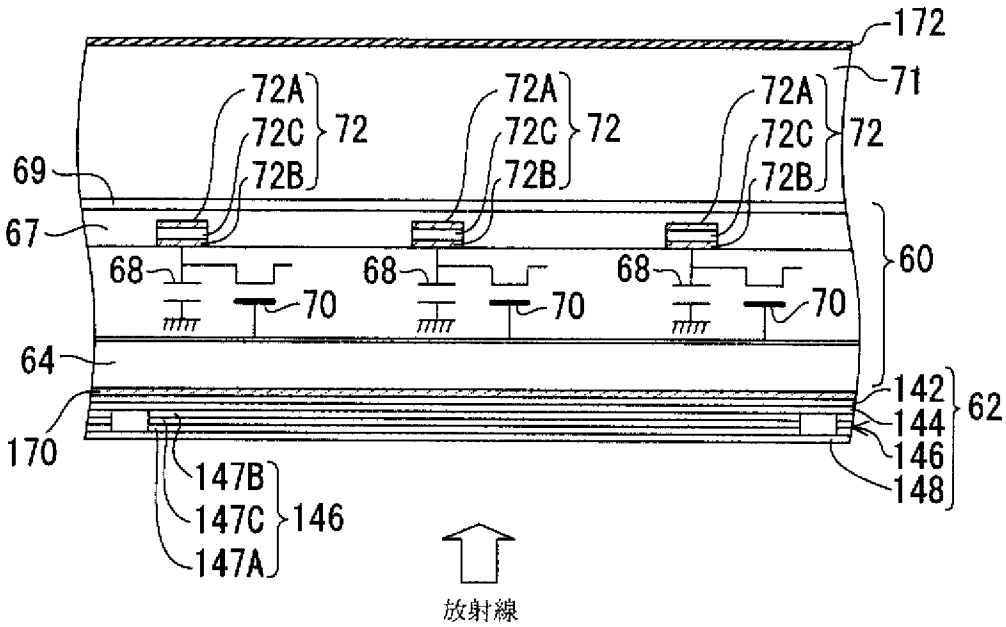
[図2]



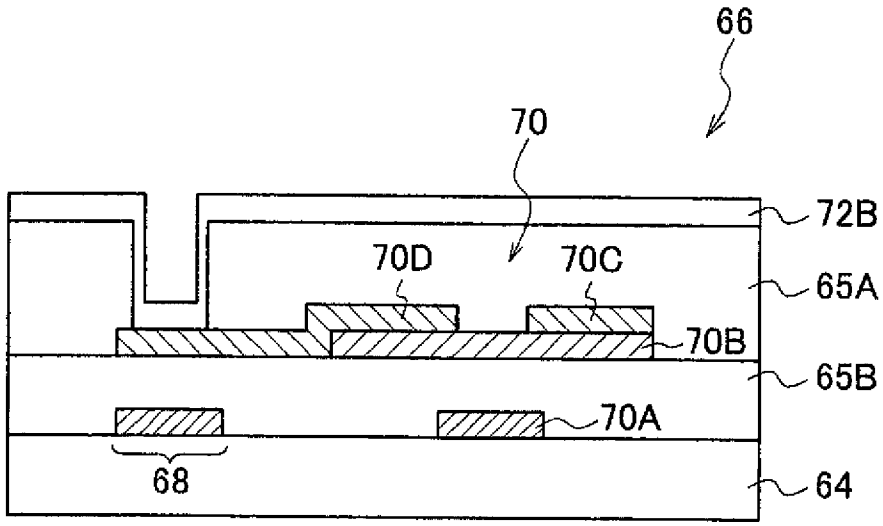
[図3]



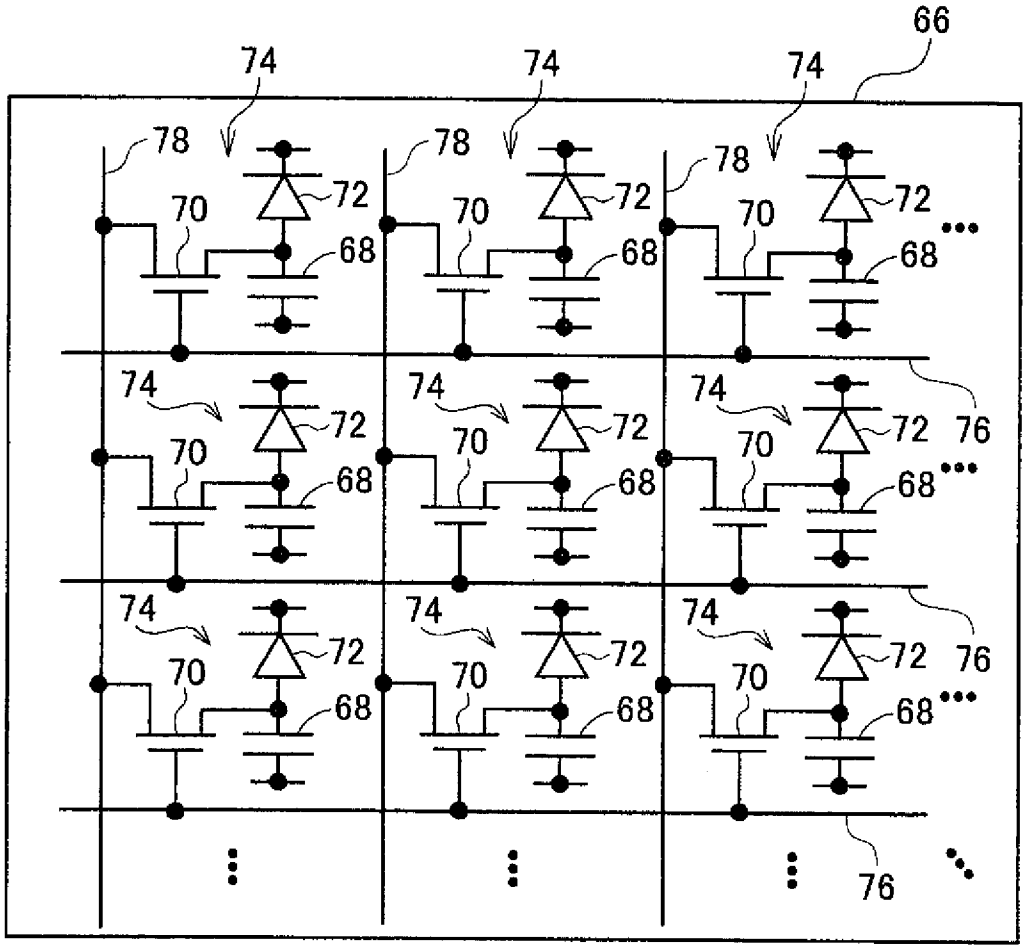
[図4]


172
71
72A
72C
72B
72
69
67
68
70
60
64
142
144
146
148
62
170
147B
147C
147A
146
放射線

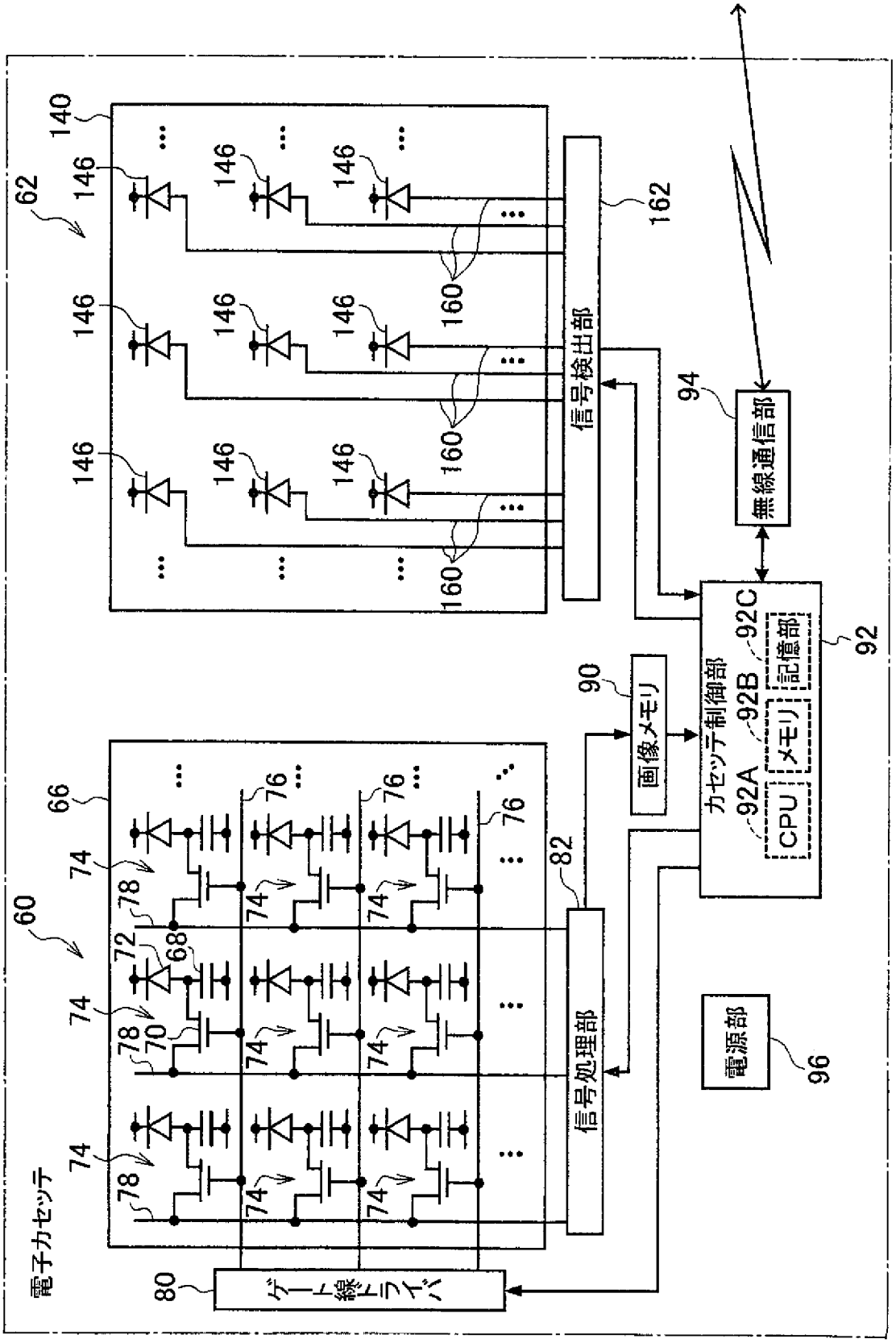
[図5]


66
70
72B
70D
70C
65A
70B
65B
70A
68
64

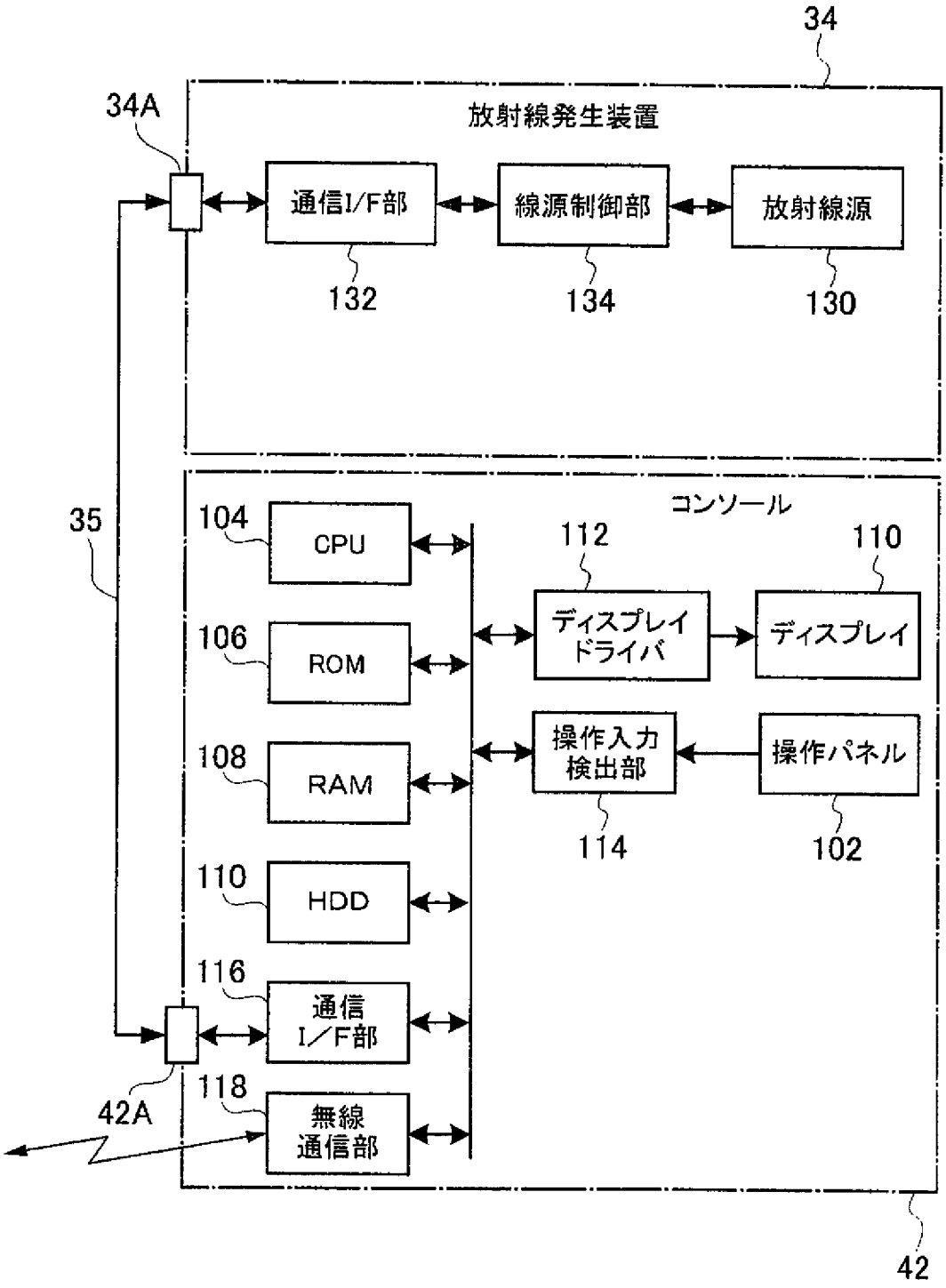
[図6]



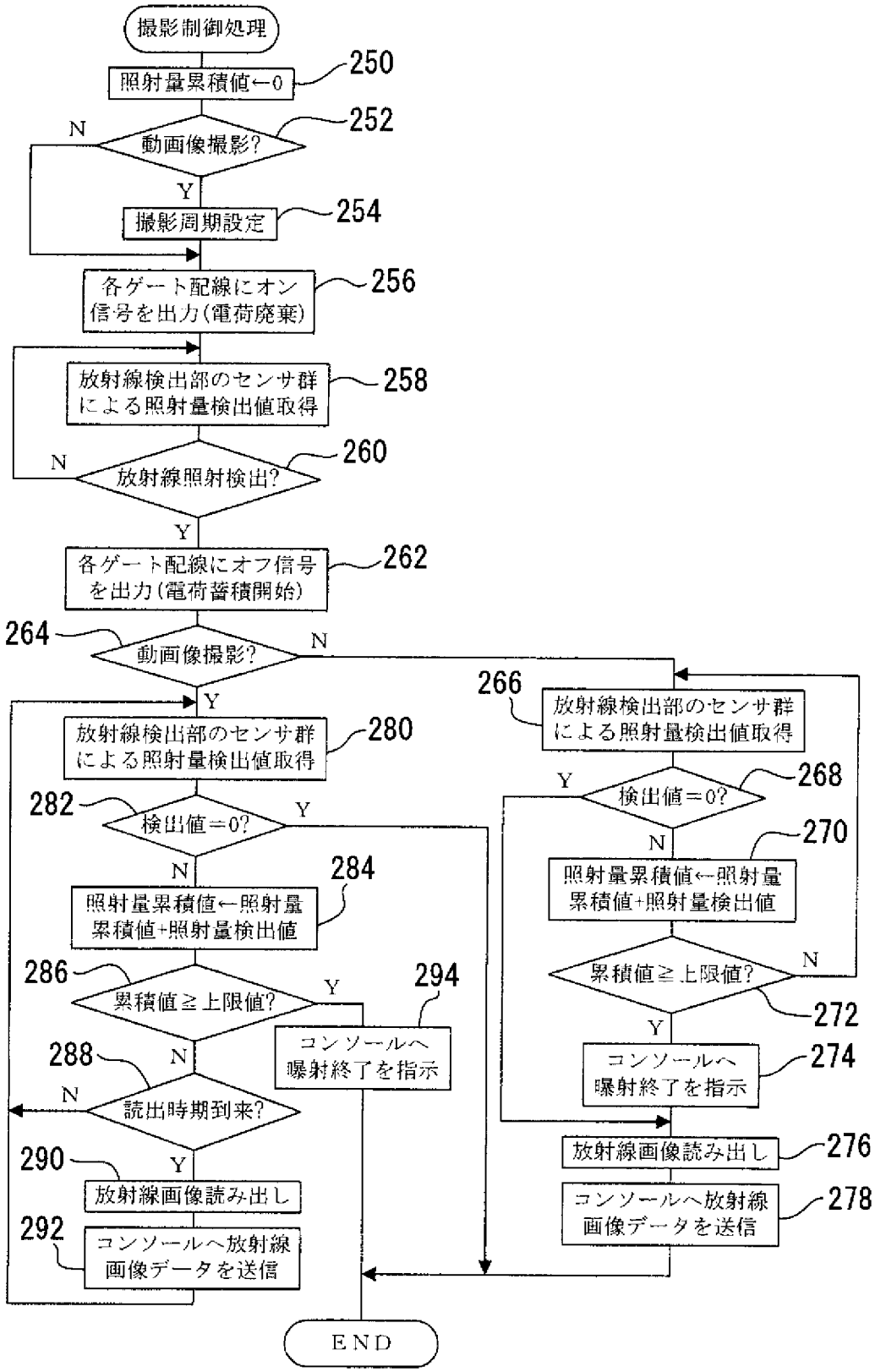
[図7]


電子カセッテ
60
62
66
140
146
160
162
74
76
78
68
70
72
80
ゲート線ドライバ
82
信号処理部
信号検出部
90
画像メモリ
92
カセッテ制御部
92A
CPU
92B
メモリ
92C
記憶部
94
無線通信部
96
電源部

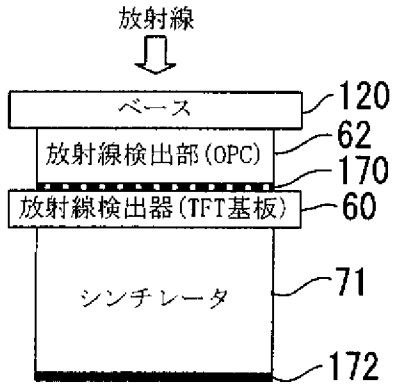
[図8]


34
34A
放射線発生装置
通信I/F部
線源制御部
放射線源
132
134
130
35
コンソール
104
CPU
112
110
ディスプレイドライバ
ディスプレイ
106
ROM
108
RAM
操作入力検出部
操作パネル
114
102
110
HDD
116
通信I／F部
42A
118
無線通信部
42

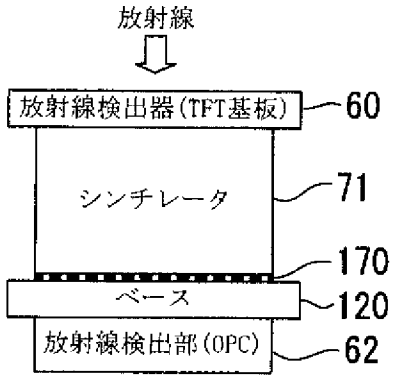
[図9]


撮影制御処理
照射量累積値←0
250
動画像撮影?
252
N
Y
撮影周期設定
254
各ゲート配線にオン信号を出力(電荷廃棄)
256
放射線検出部のセンサ群による照射量検出値取得
258
放射線照射検出?
260
N
Y
各ゲート配線にオフ信号を出力(電荷蓄積開始)
262
264
動画像撮影?
N
Y
放射線検出部のセンサ群による照射量検出値取得
280
282
検出値=0?
Y
N
照射量累積値←照射量累積値+照射量検出値
284
286
累積値≧上限値?
Y
294
コンソールへ曝射終了を指示
288
N
N
読出時期到来?
290
Y
放射線画像読み出し
292
コンソールへ放射線画像データを送信
266
放射線検出部のセンサ群による照射量検出値取得
Y
検出値=0?
268
N
270
照射量累積値←照射量累積値+照射量検出値
累積値≧上限値?
N
272
Y
コンソールへ曝射終了を指示
274
放射線画像読み出し
276
コンソールへ放射線画像データを送信
278
END

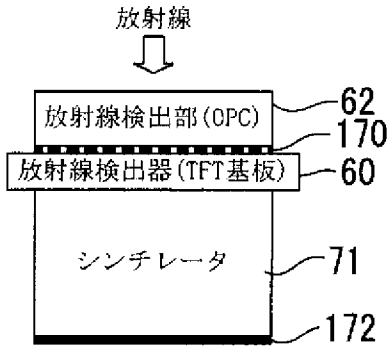
[図10A]



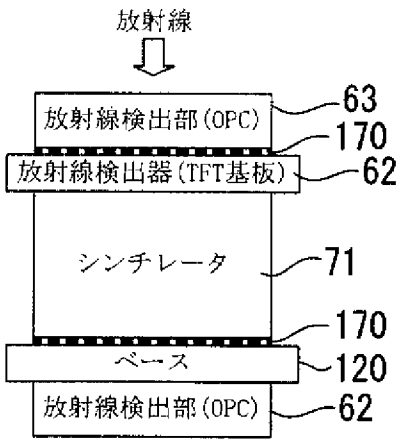
[図10B]



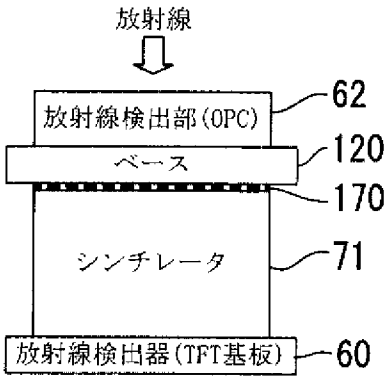
[図10C]



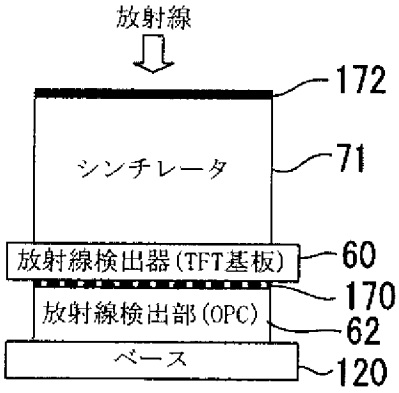
[図10D]



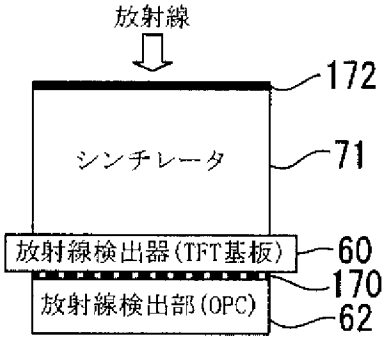
[図11A]



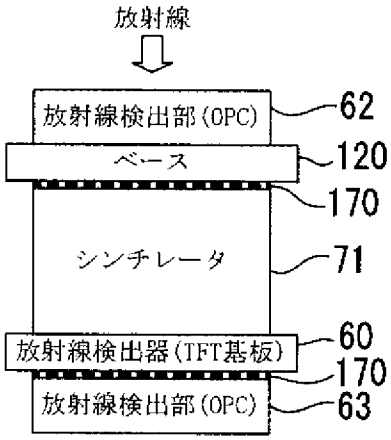
[図11B]



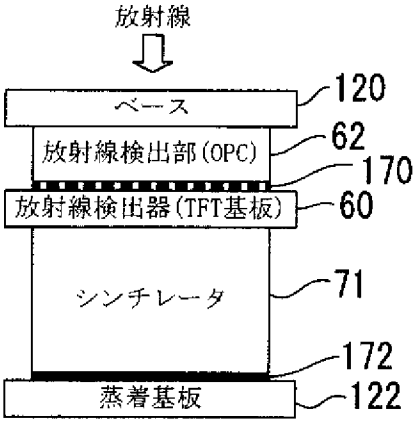
[図11C]



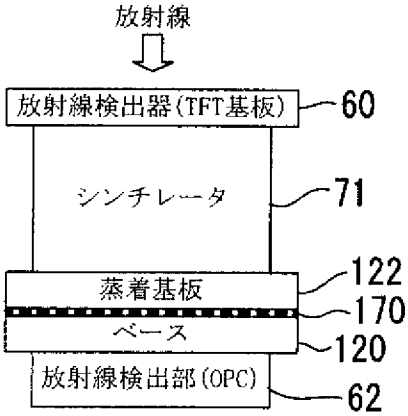
[図11D]



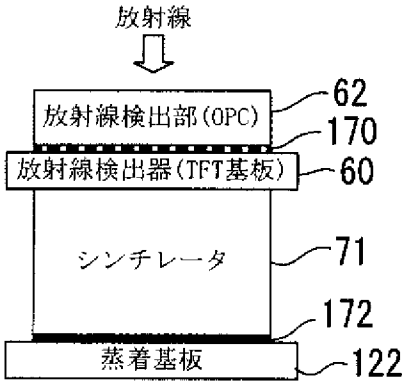
[図12A]



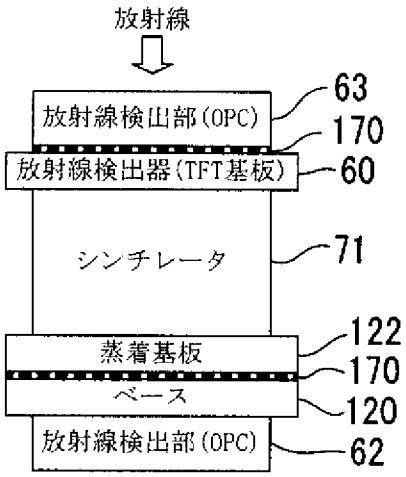
[図12B]



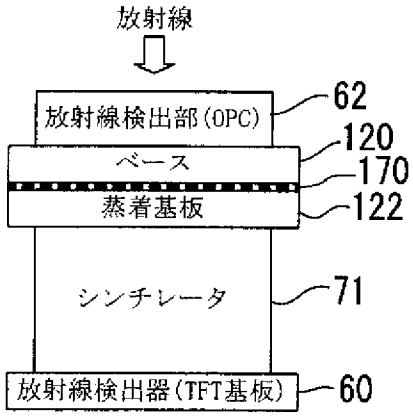
[図12C]



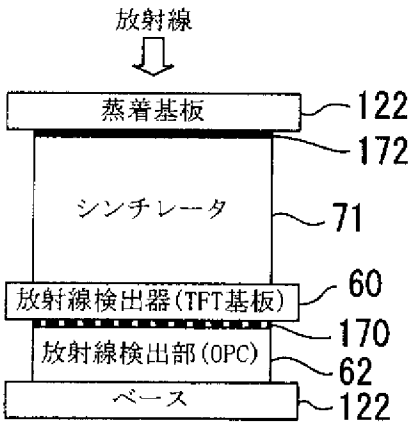
[図12D]



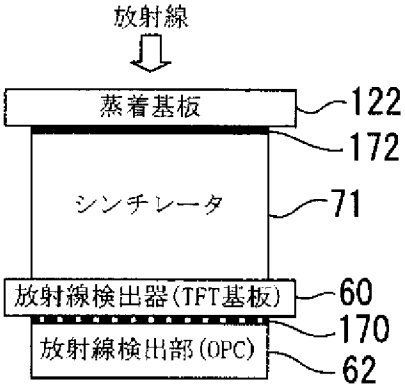
[図13A]



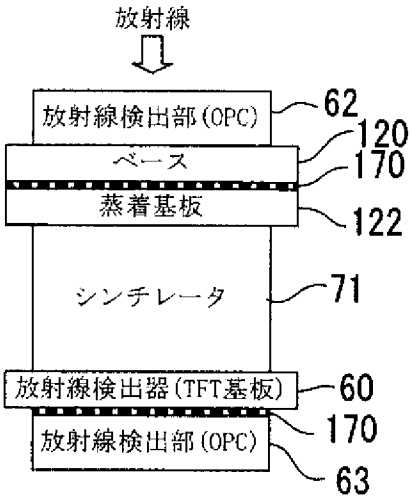
[図13B]



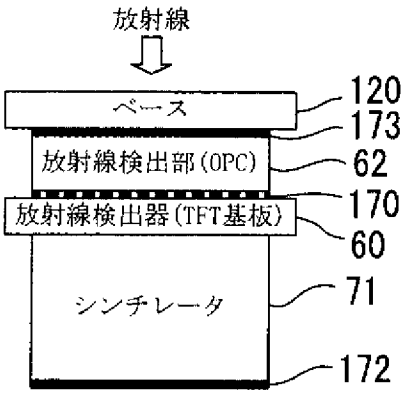
[図13C]



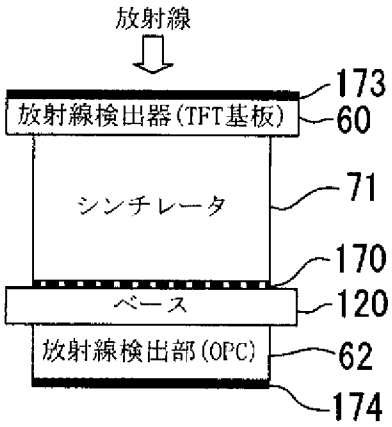
[図13D]



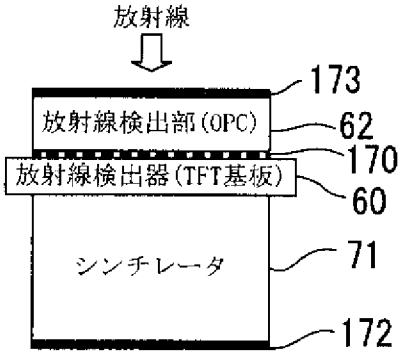
[図14A]



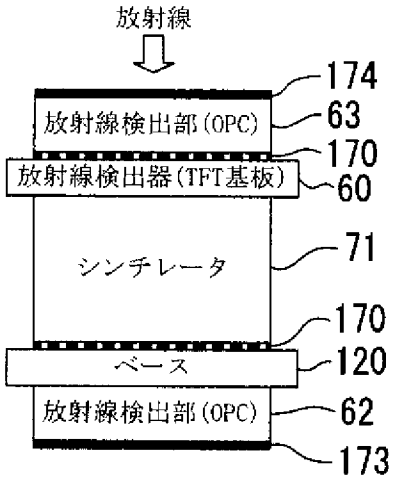
[図14B]



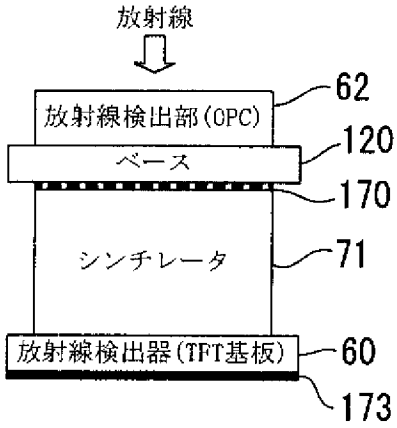
[図14C]



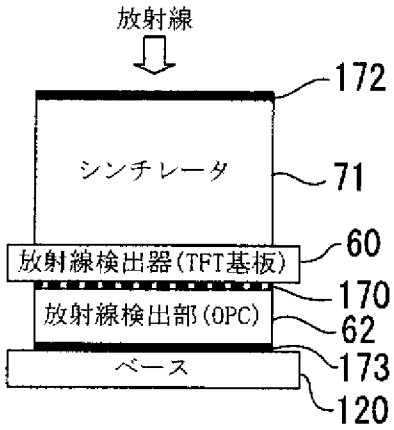
[図14D]



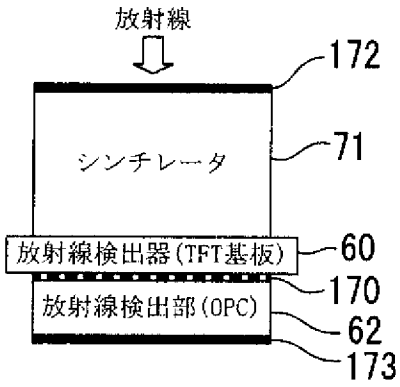
[図15A]



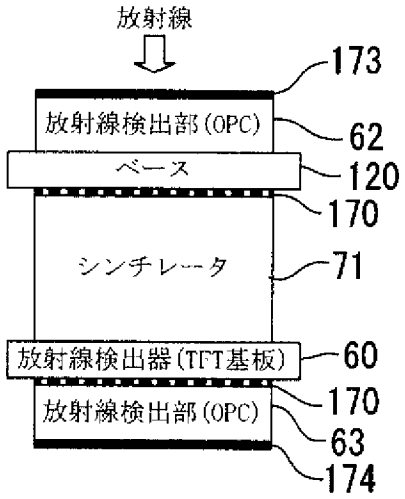
[図15B]



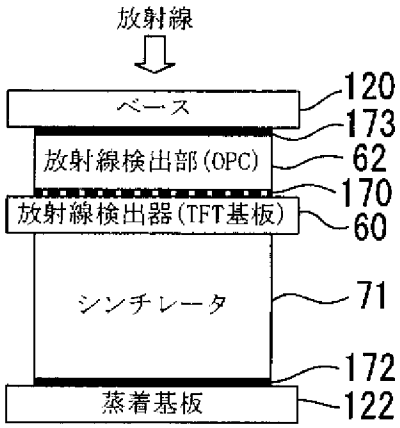
[図15C]



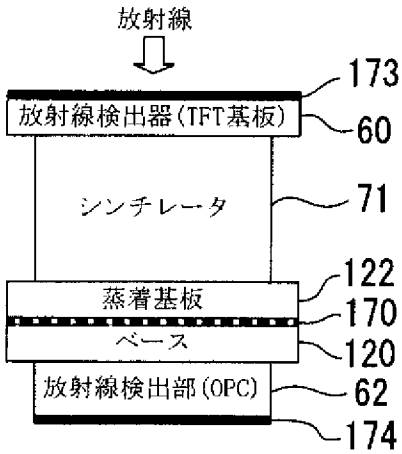
[図15D]



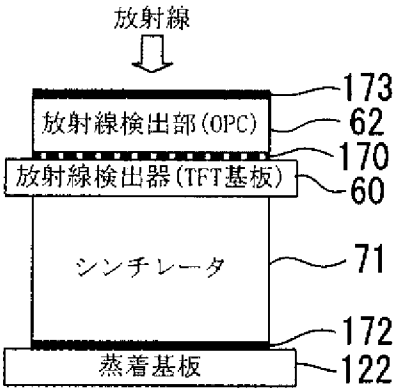
[図16A]



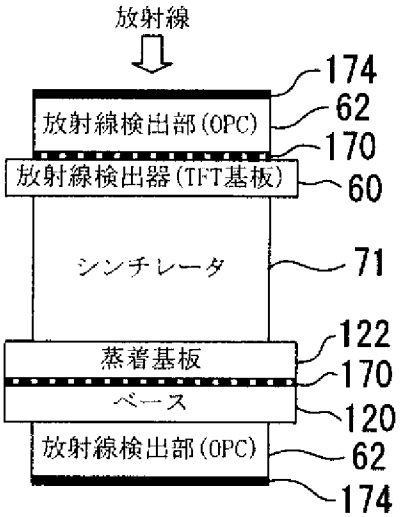
[図16B]



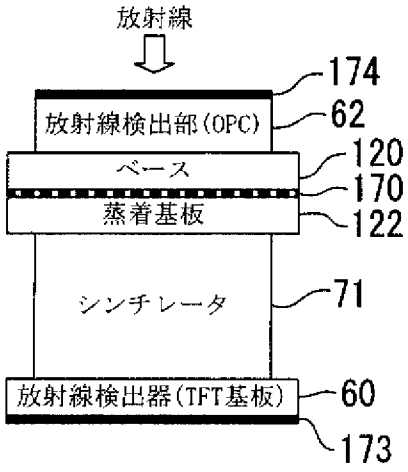
[図16C]



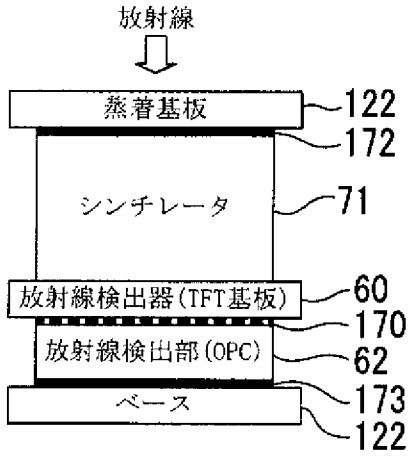
[図16D]



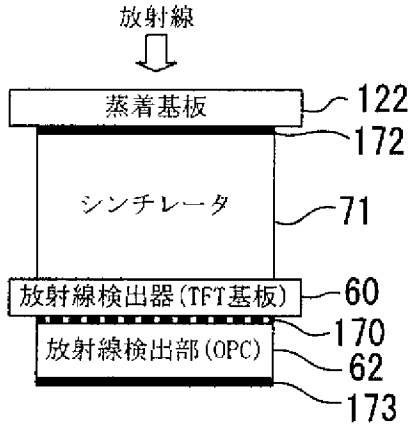
[図17A]



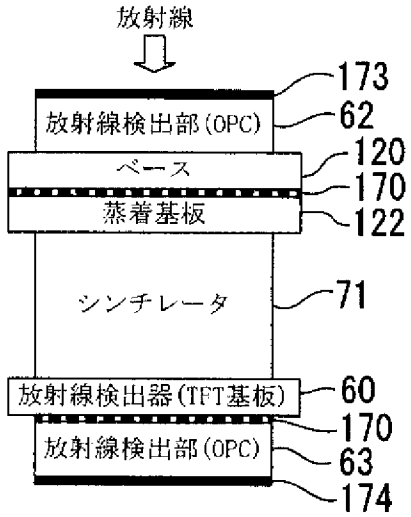
[図17B]



[図17C]



[図17D]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/059950

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01T1/20(2006.01)i, *A61B6/00*(2006.01)i

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)
G01T1/20, A61B6/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-504611 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 February 2004 (12.02.2004), entire text; all drawings & US 2001/0048080 A1 & EP 1272871 A & WO 2002/006853 A1	1-10,14-16 11-13
Y A	JP 2009-32854 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), paragraphs [0027] to [0031] & US 2009/0026379 A1	1-10,14-16 11-13
Y A	JP 2006-25832 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0071], [0080] & US 2006/0008054 A1	1-10,14-16 11-13

☐ 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 application or patent 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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
22 June, 2011 (22.06.11)	05 July, 2011 (05.07.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０５９９５０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01T1/20(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01T1/20, A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Ｙ	JP 2004-504611 A（コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ） 2004.02.12, 全文および全図	１－１０、 １４－１６
Ａ	& US 2001/0048080 A1 & EP 1272871 A & WO 2002/006853 A1	１１－１３
Ｙ	JP 2009-32854 A（富士フイルム株式会社） 2009.02.12, 第【００２７】－【００３１】段落 & US 2009/0026379 A1	１－１０、 １４－１６
Ａ		１１－１３

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２２．０６．２０１１	国際調査報告の発送日 ０５．０７．２０１１
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｉ　４４５８ 藤本　加代子 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２７３

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Ｙ	JP 2006-25832 A（コニカミノルタエムジー株式会社） 2006.02.02, 第【００７１】、【００８０】段落 & US 2006/0008054 A1	１－１０、 １４－１６
Ａ		１１－１３