

(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 2012/014538 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/JP2011/059744
- (22) 国際出願日: 2011年4月20日(20.04.2011)
- (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 2010-166962 2010年7月26日(26.07.2010) 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). 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). 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 (NISHINO, Naoyu-

ki) [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).

(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.

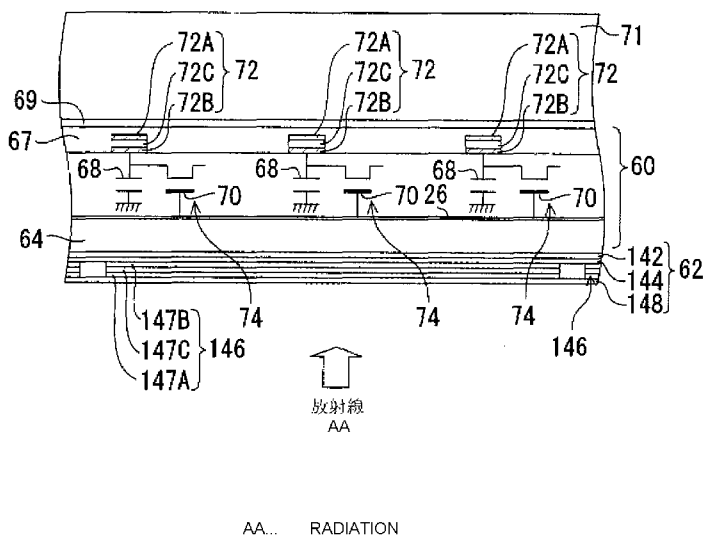
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM,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

[続葉有]

(54) Title: RADIATION DETECTOR PANEL

(54) 発明の名称: 放射線検出パネル

[図4]



(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 bring about an increase in panel size or a great increase in thickness. 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), and which converts the light emitted from the scintillator (71) to electrical signals and outputs the result.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2012/014538 A1



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, — 補正された請求の範囲 (条約第 19 条(1))
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放射線検出パネルを、パネルサイズの大型化や厚みの大幅な増大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 T F T 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、電子カセットともいう)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 : Tl、GOS (Gd₂O₂S : 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] また特開2009-32854号公報(以下、特許文献2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

[0006] 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 に開示されている放射線検出素子のように、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。

[0007] 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。

[0008] また、上記構成に代えて、新たな放射線検出部を、放射線が到来する方向に沿って、放射線を吸収して発光する発光部や、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と共に、放射線が到来する方向に沿って積層した構成を採用することも考えられるが、この場合、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。

[0009] 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

[0010] 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、有機光電変換材料から成り

前記発光部から放出された光を検出する第2検出部と、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。

[0011] 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、有機光電変換材料から成り発光部から放出された光を検出する第2検出部が設けられており、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。

[0012] 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検出部及び第2検出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。また、有機光電変換材料から成る第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基板上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、支持体の厚みを薄くすることができる。これにより、発光部、第1検出部及び第2検出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。

[0013] 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を招くことなく実現することができる。

[0014] 本発明の第2の態様は、本発明の第1の態様において、第1検出部及び第2検出部は同一の支持体上に設けられている。これにより、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、パネルの厚みをより薄くすることができる。

[0015] また、本発明の第3の態様は、本発明の第1の態様又は本発明の第2の態

様において、発光部が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構成とされている。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ていることになるので、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。

[0016] また、本発明の第4の態様は、本発明の第1の態様～本発明の第3の態様の何れかにおいて、例えば第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、放射線が第2検出部側から到来するように配置されている。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。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る。

[0017] 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、少なくとも第2検出部が設けられた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、第2検出部が設けられた支持体として合成樹脂製の基板を用いることでパネルの厚みをより薄くすることができる。なお、合成樹脂製の基板は、本発明の第4の態様における第1検出部及び発光部を、製造に際して蒸着等が不要な材料で各々構成する(例えば第1検出部を有機光電変換材料で構成し、発光部をGOS(Gd₂O₂S : Tb)で構成する等)ことで、本発明の第4の態様における支持体として用いることも可能である。

- [0018] 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1検出部は2次元に配列された複数の光電変換素子を備え、第2検出部は、発光部と第1検出部との間に配置されると共に、発光部から放出されて複数の光電変換素子の何れかに入射される光を遮断しない範囲内に設けられている。これにより、第1検出部の光電変換素子に入射される光が、発光部と第1検出部との間に配置された第2検出部によって遮断されることを防止することができ、発光部と第1検出部との間に第2検出部が配置された構成であっても、第1検出部が、発光部から放出された光を画像として精度良く検出することができる。
- [0019] 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6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。
- [0020] また、本発明の第8の態様は、本発明の第7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検出部による電荷蓄積部への電荷の蓄積を開始させる制御を行う。
- [0021] また、本発明の第9の態様は、本発明の第8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。

[0022] 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7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。

[0023] また、本発明の第11の態様は、本発明の第10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。

[0024] 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。

発明の効果

[0025] 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、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、及び、有機光電変換材料から成り発光部から放出された光を検出する第2検出部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、パネルサイズの大形化や厚みの大幅な増大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

[0026] [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]電子カセット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]TF T基板の構成を示す平面図である。

[図7]電子カセット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]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10B]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10C]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10D]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図10E]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図11]シンチレータと放射線検出器の間に放射線検出部が配置されている場合の、放射線検出器の受光領域及び放射線検出部の受光領域の一例を概念的に示す斜視図である。

[図12A]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12B]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12C]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12D]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図12E]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13A]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13B]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13C]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13D]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図13E]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14A]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14B]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14C]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14D]電子カセットの概略構成のバリエーションを示す概略図である。

[図14E]電子カセット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

[0027] 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。

[0028] 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の電子カセット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。

[0029] 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ト32、電子カセット32に内蔵されたバッテリー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、電子カセット32は本発明に係る放射線検出パネルの一例である。

[0030] 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には電子カセット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ト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上に電子カセット32が載置される。

[0031] 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。

[0032] また、クレードル 40 には電子カセット 32 を収納可能な収容部 40A が形成されている。電子カセット 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ー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、電子カセット 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、電子カセット 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。

[0033] 次に電子カセット 32 について説明する。図 3 に示すように、電子カセット 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。電子カセット 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、電子カセット 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ト 32 を繰り返し使用可能とされている。

[0034] 電子カセット 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 検出部の一例としての放射線検出部 62、本発明の第 1 検出部の一例として

の放射線検出器 60、本発明の発光部の一例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ー 96A を收容するケース 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 内に收容されたバッテリー 96A から供給される電力によって作動する。ケース 31 内に收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。

[0035] また、筐体 54 の照射面 56 には、複数個の LED から成り、電子カセット 32 の動作モード(例えば「レディ状態」や「データ送信中」等)やバッテリー 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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き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、SnO₂、TiO₂、ZnO₂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。

- [0039] 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。
- [0040] 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。
- [0041] 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。

- [0042] 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。
- [0043] 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以内にするのが可能となり、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。
- [0044] 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。
- [0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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(W_f)より 1.3 eV 以上電子親和力(E_a)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(I_p)と同等の I_p 、若しくはそれより小さい I_p 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。

- [0049] 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 7 2 の光電変換効率の低下を防ぐため、10 nm 以上 200 nm 以下が好ましく、より好ましくは 30 nm 以上 150 nm 以下、特に好ましくは 50 nm 以上 100 nm 以下である。
- [0050] 正孔ブロッキング膜は、光電変換膜 7 2 C と上部電極 7 2 A との間に設けることができ、下部電極 7 2 B と上部電極 7 2 A との間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極 7 2 A から光電変換膜 7 2 C 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 7 2 C 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 (W_f) より $1.3 eV$ 以上イオン化ポテンシャル (I_p) が大きく、かつ、隣接する光電変換膜 7 2 C の材料の電子親和力 (E_a) と同等の E_a 、若しくはそれより大きい E_a 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。
- [0051] 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 3 0 8 の光電変換効率の低下を防ぐため、10 nm 以上 200 nm 以下が好ましく、より好ましくは 30 nm 以上 150 nm 以下、特に好ましくは 50 nm 以上 100 nm 以下である。
- [0052] なお、光電変換膜 7 2 C で発生した電荷のうち、正孔が上部電極 7 2 A に移動し、電子が下部電極 7 2 B 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。
- [0053] 図 5 に示すように、絶縁性基板 6 4 上には、光電変換部 7 2 の下部電極 7

2B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と電氣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。

[0054] 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。

[0055] 活性層70Bを形成可能な非晶質酸化物としては、例えば、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-O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。

[0056] 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。

- [0057] 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。
- [0058] 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。
- [0059] 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。
- [0060] 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等や、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、ポリブチレンテレフタレート、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。

[0061] 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。

[0062] 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マイクロフィブリル束（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。セルロースマイ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。

[0063] 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（TFE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ト32の薄型化も考慮し、絶縁性基板64として、光透過性を有する

合成樹脂から成る薄型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、電子カセット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。

- [0064] なお、電子カセット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、電子カセット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る基板を絶縁性基板64として用いるようにしてもよい。
- [0065] 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。
- [0066] 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(Gd₂O₂S: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。

- [0067] 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0.3mm程度である。
- [0068] 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)がパターン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。
- [0069] 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。

- [0070] なお、放射線検出部62は、電子カセット32への放射線の照射タイミングの検出、及び、電子カセット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。
- [0071] 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)が電子カセット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。
- [0072] 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 7 4 の蓄積容量 6 8 に蓄積された電荷は行単位で順に読み出される。

- [0073] 信号処理部 8 2 は、個々のデータ配線 7 8 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 7 8 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。
- [0074] 信号処理部 8 2 には画像メモリ 9 0 が接続されており、信号処理部 8 2 の A/D 変換器から出力された画像データは画像メモリ 9 0 に順に記憶される。画像メモリ 9 0 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 9 0 に順次記憶される。
- [0075] 画像メモリ 9 0 は電子カセット 3 2 全体の動作を制御するカセット制御部 9 2 と接続されている。カセット制御部 9 2 はマイクロコンピュータを含んで構成されており、CPU 9 2 A、ROM 及び RAM を含むメモリ 9 2 B、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 9 2 C を備えている。
- [0076] また、カセット制御部 9 2 には無線通信部 9 4 が接続されている。無線通信部 9 4 は、IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 8 0 2 . 1 1 a / 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。カセット制御部 9 2 は、無線通信部 9 4 を介してコンソール 4 2 と無線通信が可能とされており、コンソール 4 2 との間で各種情報の送受信が可能とされている。
- [0077] 一方、放射線検出部 6 2 にはセンサ部 1 4 6 と同数の配線 1 6 0 が設けられており、放射線検出部 6 2 の個々のセンサ部 1 4 6 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、カセット制御部92と接続されている。信号検出部162は、カセット制御部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ト制御部92へ順次出力する。

[0078] また、電子カセット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、カセット制御部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、電子カセット32の可搬性を損なわないように、前述のバッテリー(二次電池)96Aを内蔵しており、充電されたバッテリー96Aから各種電子回路へ電力を供給する。

[0079] 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。

[0080] 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は電子カセット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)は電子カセット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11

8 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 CPU 104) 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 CPU 104 へ通知する。

[0081] 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。

[0082] 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ト 32 は、シンチレータ 71、放射線検出器 60 及び放射線検出部 62 が放射線の到来方向に沿って積層配置されているので、電子カセット 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ト 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。

[0083] また、本実施形態に係る電子カセット 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、電子カセット 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)。

[0084] また、本実施形態に係る電子カセット 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なくなり、電子カセット 32 に設ける支持体(基板或いはベース)の数も削減できる。

[0085] 更に、本実施形態に係る電子カセット 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、TFT 70 の活性層 70B を非晶質酸化物で構成したものと相俟って、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。

[0086] このように、本実施形態に係る電子カセット 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ト 32 を、非常に薄型に構成することができる。

[0087] 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。

- [0088] 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ト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。
- [0089] ここで、本実施形態では、放射線画像の撮影時に、電子カセット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、電子カセット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。
- [0090] 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。

- [0091] 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ト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、電子カセット32のカセット制御部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。
- [0092] コンソール42は、放射線発生装置34及び電子カセット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。
- [0093] 一方、電子カセット32のカセット制御部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。
- [0094] 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 TFT 70 へ供給される信号のレベルを、TFT 70 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 TFT 70 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、電子カセット 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。

[0095] 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ト 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 による電子カセット 32 への放射線の照射量検出値に相当する。

[0096] 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、電子カセット 32 への放射線の照射が開始されたか否かを判定する。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、電子カセット 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。

[0097] 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。

[0098] 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ト 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 T F T 70 へ供給される信号のレベルを、T F T 70 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 T F T 70 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 72 A と下部電極 72 B の間) への電荷の蓄積が開始される。

[0099] 次のステップ 264 では指定された撮影モードが動画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を判定する。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。

[0100] 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、電子カセット 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 T F T 70 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 72 A と下部電極 72 B 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。

[0101] 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。

- [0102] 一方、撮影モードが動画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)。
- [0103] 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。
- [0104] 動画撮影モードでは、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、電子カセット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。
- [0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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ト32は、図10C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。

[0108] 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(電子カセット)の感度が向上する。

- [0109] 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, 図10Eに示す構成が考えられる。
- [0110] 図10Aに示す構成は、シンチレータ71、放射線検出器60及び放射線検出部62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。なお、図10Aに示す構成において、放射線検出器60と放射線検出部62との間に、シンチレータ71から放出されて放射線検出器(TFT基板)60を透過した光を一部反射する反射層を設けてもよい。
- [0111] 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の他方の面に、放射線検出部62が形成されたベース120の裏面(放射線検出部62の形成面と反対側の面)が貼付されている。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ため、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。

- [0112] また、図 10D に示す構成は、放射線検出器 60 の一方の面に放射線検出部 62 が形成され、また、放射線検出部 62 を挟んで放射線検出器 60 と反対側の面にシンチレータ 71 が貼付されている。この構成では、図 10C に示す構成と同様に厚みを薄くできるものの、シンチレータ 71 と放射線検出器 60 との間に放射線検出部 62 が配置されているので、シンチレータ 71 から放出された光の一部が放射線検出部 62 によって吸収されることで、放射線検出器 60 の受光量が低下する。
- [0113] このため、例として図 11 に示すように、放射線検出部 62 の各センサ部 146 の受光領域を、シンチレータ 71 から放出されて放射線検出器 60 の各画素部 74 の光電変換部 72 に入射される光を遮断しない範囲内(光電変換部 72 に入射される光が透過する領域を除外した範囲内)に配置する。これにより、放射線検出器 60 の受光量の低下に伴って放射線検出パネルの感度が低下することを抑制することができる。なお、図 11 に示したようにセンサ部 146 の受光領域を配置することは本発明の第 6 の態様の一例に対応している。
- [0114] また、図 10E 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 0.05mm 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ト 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ト 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。

[0115] 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12A～図12Eに示す構成が考えられる。

[0116] 図12A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。なお、図12Aに示す構成において、シンチレータ71と放射線検出部62との間に、シンチレータ71から放出されて放射線検出部62に入射される光を一部反射する反射層を設けてもよい。先にも述べたように、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、上記の反射層を設けることで、放射線検出器60の受光量の低下を補うことができる。

[0117] また、図12B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。

[0118] また、図12C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。この構成においても、図12B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償できる。この構成は、図12A~図12Eに示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができ、次に述べる図12Dに示す構成のように放射線検出部62のセンサ部146の配置の制約も無いので望ましい。

[0119] また、図12D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、シンチレータ71と放射線検出器60との間に放射線検出部62が配置されているので、シンチレータ71から放出された光の一部が放射線検出部62によって吸収されることで、放射線検出器60の受光量が低下する。このため、図10Dに示す構成と同様に、放射線検出部62の各センサ部146の受光領域を、シンチレータ71から放出されて放射線検出器60の各画素部74の光電変換部72に入射される光を遮断しない範囲内に配置する(図11参照)。これにより、放射線検出器60の受光量の低下に伴って放射線検出パネルの感度が低下することを抑制することができる。

[0120] また、図12Eに示す構成は、図10Eに示す構成と同一であり、図10E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10E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ト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ト32への放射線照射量の検出に用いてもよい。

[0121] 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13A~図13E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

13A～図13Eに示す構成が考えられる。

- [0122] 図13A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。図13Aに示す構成においても、放射線検出器60と放射線検出部62との間に、シンチレータ71から放出されて放射線検出器(TFT基板)60を透過した光を一部反射する反射層を設けてもよい。
- [0123] また、図13B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A1製の基板等に代えて、例えばガラス基板等のように光透過性を有する基板を用いる必要がある。
- [0124] また、図13C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。この構成は、図13A～図13Eに示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができ、次に述べる図13Dに示す構成のように放射線検出部62のセンサ部146の配置の制約も無いので望ましい。
- [0125] また、図13Dに示す構成は、シンチレータ71を挟んで放射線検出部62と反対側に蒸着基板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、シンチレータ71と放射線検出器60との間に放射線検出部62が配置されているので、シンチレータ71から放出された光の一部が放射線検出部62によって吸収されることで、放射線検出器60の受光量が低下する。このため、図10Dや図12Dに示す構成と同様に、放射線検出部62の各センサ部146の受光領域を、シンチレータ71から放出されて放射線検出器60の各画素部74の光電変換部72に入射される光を遮断しない範囲内に配置する(図11参照)。これにより、放射線検出器60の受光量の低下に伴って放射線検出パネルの感度が低下すること

を抑制することができる。

[0126] また、図 1 3 E に示す構成は、シンチレータ 7 1 とベース 1 2 0 との間に蒸着基板 1 2 2 が配置されている点で図 1 0 E に示す構成と相違している。この構成においても、図 1 3 B に示す構成と同様に、シンチレータ 7 1 から放出された光が蒸着基板 1 2 2 及びベース 1 2 0 を透過した後に放射線検出部 6 2 に入射されるので、蒸着基板 1 2 2 として、ガラス基板等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 6 2, 6 3 についても、図 1 0 E や図 1 2 E 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ト 3 2 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ト 3 2 への放射線照射量の検出に用いてもよい。

[0127] また、シンチレータ 7 1 と放射線検出器 6 0 との位置関係が「裏面読取方式」で、CsI 等の材料を蒸着基板 1 2 2 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 1 4 A ~ 図 1 4 E に示す構成が考えられる。

[0128] 図 1 4 A に示す構成は、図 1 3 B に示す構成と同一であり、図 1 3 B 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 7 1 から放出された光が蒸着基板 1 2 2 及びベース 1 2 0 を透過した後に放射線検出部 6 2 に入射されるので、蒸着基板 1 2 2 として、ガラス基板等の光透過性を有する基板を用いる必要がある。

[0129] また、図 1 4 B に示す構成は、図 1 3 A に示す構成と同一であり、図 1 3 A 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、シンチレータ 7 1 と放射線検出部 6 2 との位置関係が「裏面読取方式」となる上に、放射線検出器 6 0 を透過した光が放射線検出部 6 2 に入射されることで、放射線検出部 6 2 の受光量が減少するが、放射線検出部 6 2 のセンサ部 1 4 6 の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部 1 4 6 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。

- [0130] また、図 1 4 C に示す構成は、図 1 3 C に示す構成と同一であり、図 1 3 C 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 1 4 B に示す構成と同様に、シンチレータ 7 1 と放射線検出部 6 2 との位置関係が「裏面読取方式」となる上に、放射線検出器 6 0 を透過した光が放射線検出部 6 2 に入射されることで放射線検出部 6 2 の受光量が減少するが、放射線検出部 6 2 のセンサ部 1 4 6 の配置ピッチを大きくし、個々のセンサ部 1 4 6 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。この構成は、図 1 4 A ~ 図 1 4 E に示す各構成の中で厚みを最も薄くすることができ、次に述べる図 1 4 D に示す構成のように放射線検出部 6 2 のセンサ部 1 4 6 の配置の制約も無いので望ましい。
- [0131] また、図 1 4 D に示す構成は、図 1 3 D に示す構成と同一であり、図 1 3 D 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 7 1 と放射線検出器 6 0 との間に放射線検出部 6 2 が配置されているので、シンチレータ 7 1 から放出された光の一部が放射線検出部 6 2 によって吸収されることで、放射線検出器 6 0 の受光量が低下する。このため、図 1 0 D, 図 1 2 D, 図 1 3 D に示す構成と同様に、放射線検出部 6 2 の各センサ部 1 4 6 の受光領域を、シンチレータ 7 1 から放出されて放射線検出器 6 0 の各画素部 7 4 の光電変換部 7 2 に入射される光を遮断しない範囲内に配置する（図 1 1 参照）。これにより、放射線検出器 6 0 の受光量の低下に伴って放射線検出パネルの感度が低下することを抑制することができる。
- [0132] また、図 1 4 E に示す構成は、図 1 3 E に示す構成と同一であり、図 1 3 E 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 1 3 E に示す構成と同様に、2 個の放射線検出部 6 2, 6 3 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ト 3 2 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ト 3 2 への放射線照射量の検出に用いてもよい。

[0133] 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=96958A9C93819499E2EAE2E0E48DE2EAE3E3E0E2E3E2E2E2E2E2E2E2E2;p=9694E0E7E2E6E0E2E3E2E2E0E2E0>>」に開示されている。

[0134] 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。

[0135] 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、例えば図10A、図10C、図10E、図12B、図12C、図12E、図13A、図13C、図13E、図14B、図14C、図14Eのように、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。

[0136] 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。

[0137] また、上記では電子カセット 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。

[0138] 特に、上記では電子カセット 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、電子カセット 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、電子カセット 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、例えば電子カセット 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ト 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、電子カセット 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리카ード等を用いてオフラインで行うことも可能である。

[0139] なお、日本出願(特願 2010-166962 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。

[0140] 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、
有機光電変換材料から成り前記発光部から放出された光を検出する
第2検出部と、
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] 前記第1検出部及び前記第2検出部は同一の支持体上に設けられて
いる請求項1記載の放射線検出パネル。
- [請求項3] 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又は請求項2記載
の放射線検出パネル。
- [請求項4] 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、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3の何れか1項記載の放射線検出パネ
ル。
- [請求項5] 少なくとも前記第2検出部が設けられた支持体が合成樹脂製の基板
である請求項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1検出部は2次元に配列された複数の光電変換素子を備え、
前記第2検出部は、前記発光部と前記第1検出部との間に配置され
ると共に、前記発光部から放出されて複数の前記光電変換素子の何れ
かに入射される光を遮断しない範囲内に設けられている請求項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6の何れか1項記載の放射線検出パネル。

[請求項8] 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7記載の放射線検出パネル。

[請求項9] 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8記載の放射線検出パネル。

[請求項10] 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7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10記載の放射線検出パネル。

[請求項12] 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

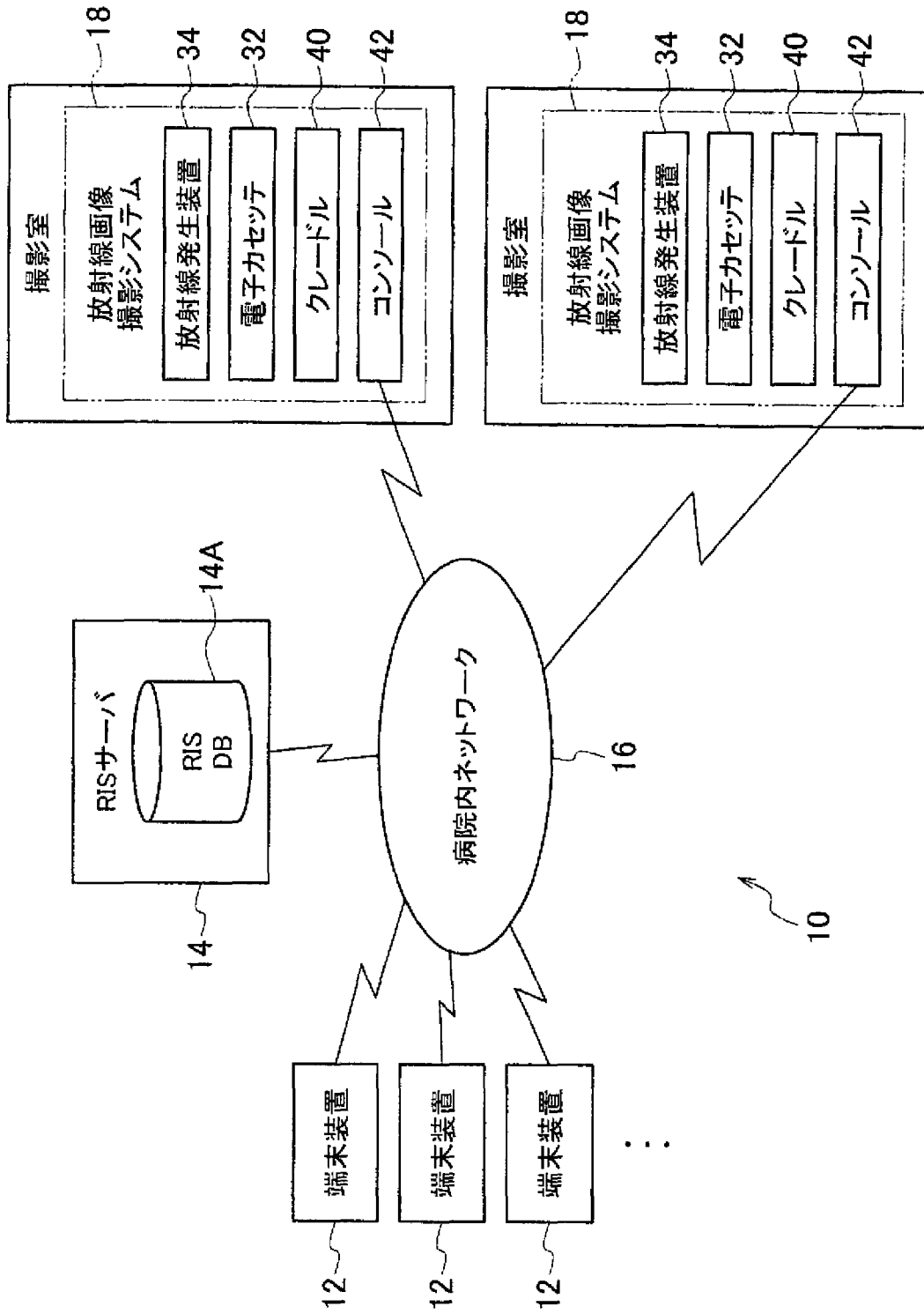
置に対し、放射線の積算照射量が前記所定値に達したことを通知する前記信号として、前記放射線源からの放射線の射出終了を指示する指示信号を出力する請求項 1 1 記載の放射線検出パネル。

補正された請求の範囲
[2011年9月12日 (12.09.2011) 国際事務局受理]

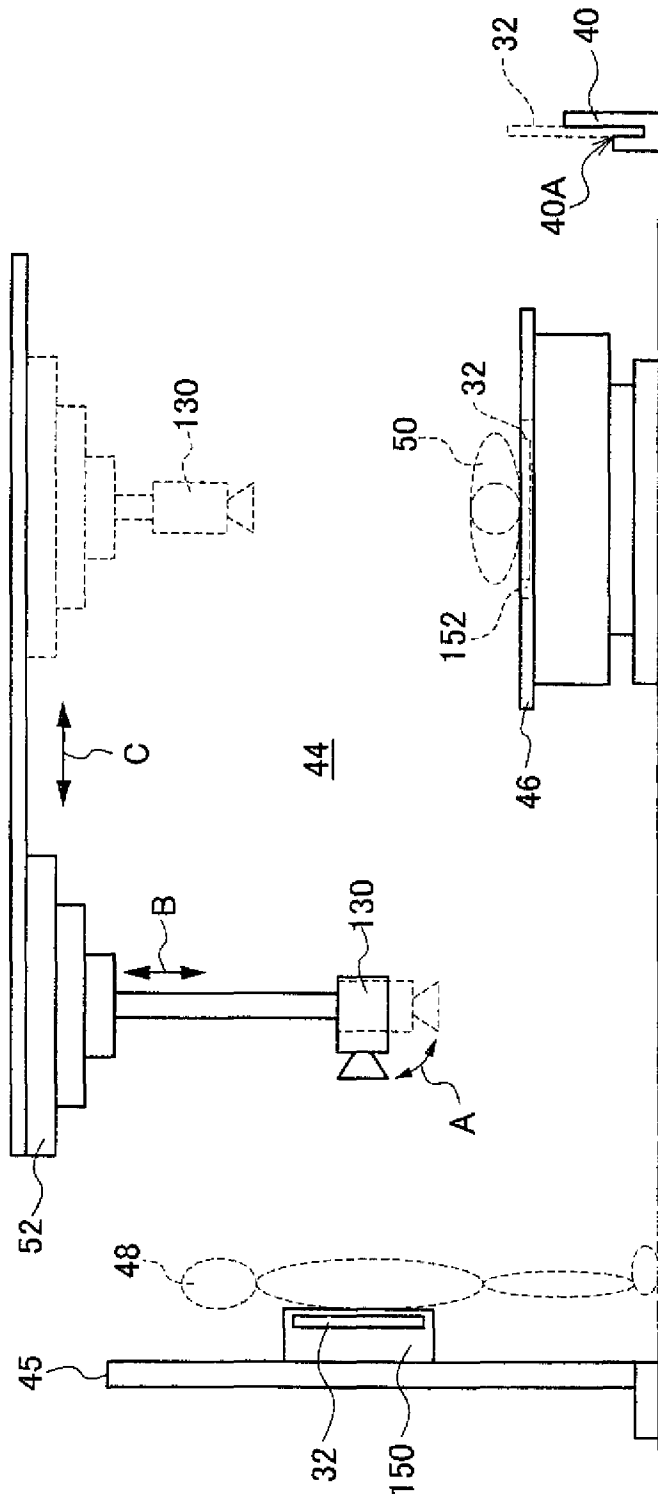
- [1] (補正後) 被写体を透過した放射線を吸収して発光する単一の発光部と、
前記発光部から放出された光を画像として検出する第1検出部と、
有機光電変換材料から成り前記発光部から放出された光を検出する第2検出部
と、
が放射線の到来方向に沿って積層されて構成された放射線検出パネル。
- [2] 前記第1検出部及び前記第2検出部は同一の支持体上に設けられている請求項
1記載の放射線検出パネル。
- [3] (補正後) 単一の前記発光部と前記第1検出部の間に存在する部材、及び、単一の
前記発光部と前記第2検出部の間に存在する部材は、照射された光の少なくとも
一部を透過させる光透過性を各々有し、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又は請求項2記載の
放射線検出パネル。
- [4] 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
、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3
の何れか1項記載の放射線検出パネル。
- [5] 少なくとも前記第2検出部が設けられた支持体が合成樹脂製の基板である請求項
1～請求項4の何れか1項記載の放射線検出パネル。
- [6] 前記第1検出部は2次元に配列された複数の光電変換素子を備え、
前記第2検出部は、前記発光部と前記第1検出部との間に配置されると共に、
前記発光部から放出されて複数の前記光電変換素子の何れかに入射される光を遮
断しない範囲内に設けられている請求項1～請求項5の何れか1項記載の放射線
検出パネル。
- [7] 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6の何れか1項記載の放
射線検出パネル。

- [8] 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7記載の放射線検出パネル。
- [9] 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8記載の放射線検出パネル。
- [10] 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7の何れか1項記載の放射線検出パネル。
- [11] 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10記載の放射線検出パネル。
- [12] 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11記載の放射線検出パネル。

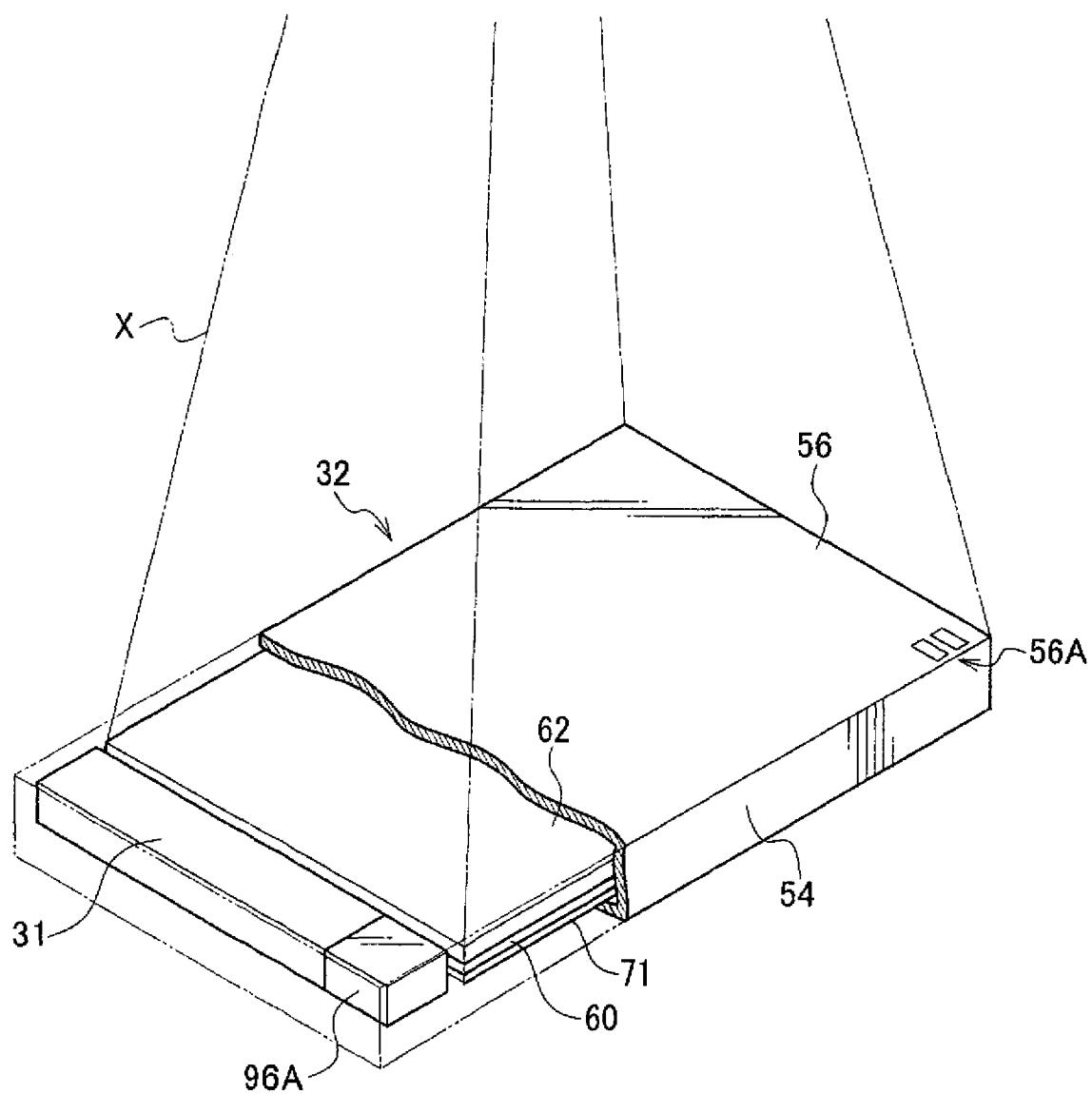
[図1]



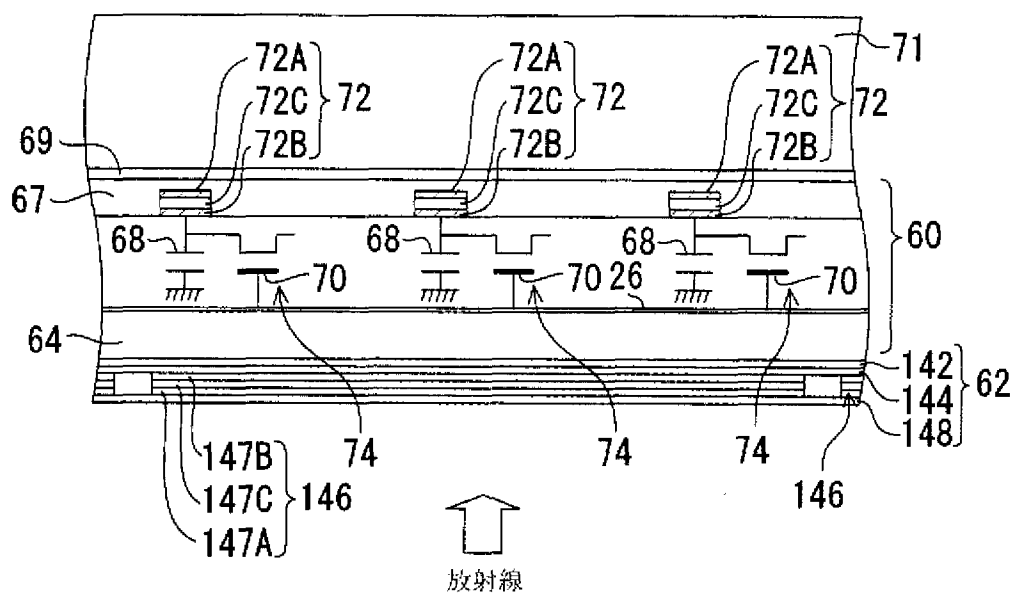
[図2]



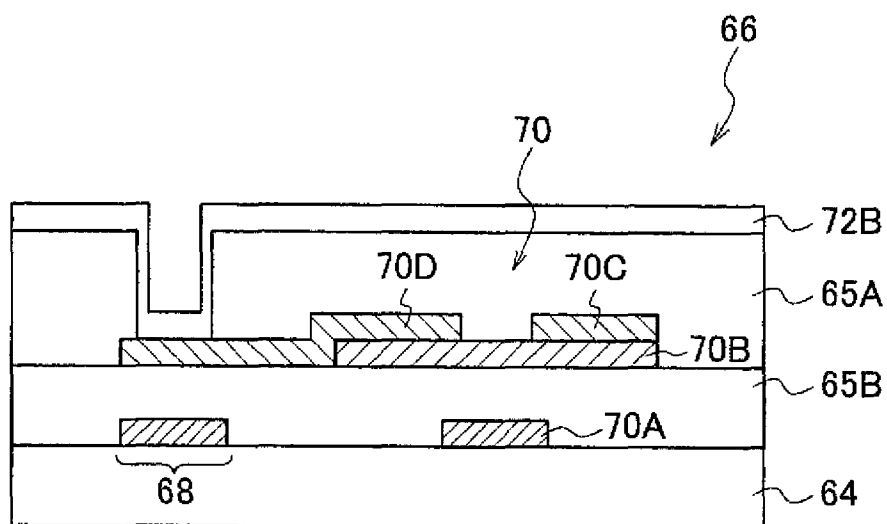
[図3]



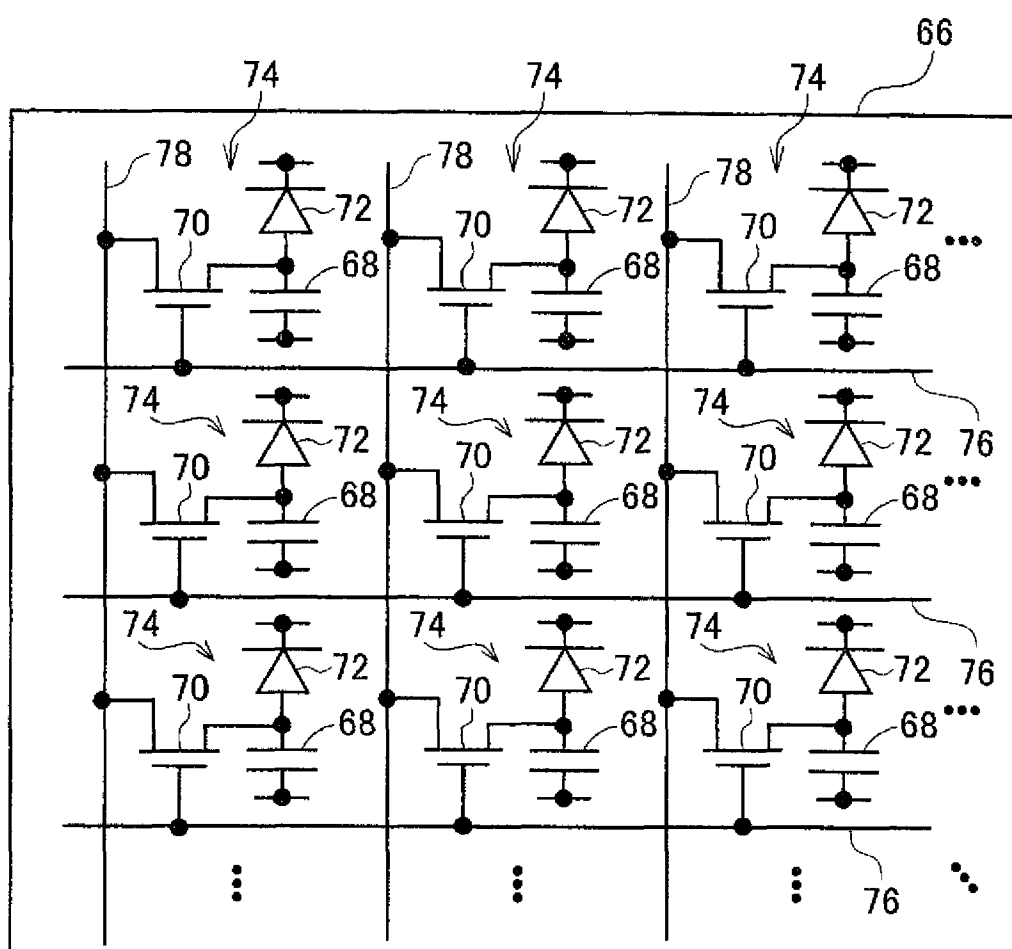
[図4]



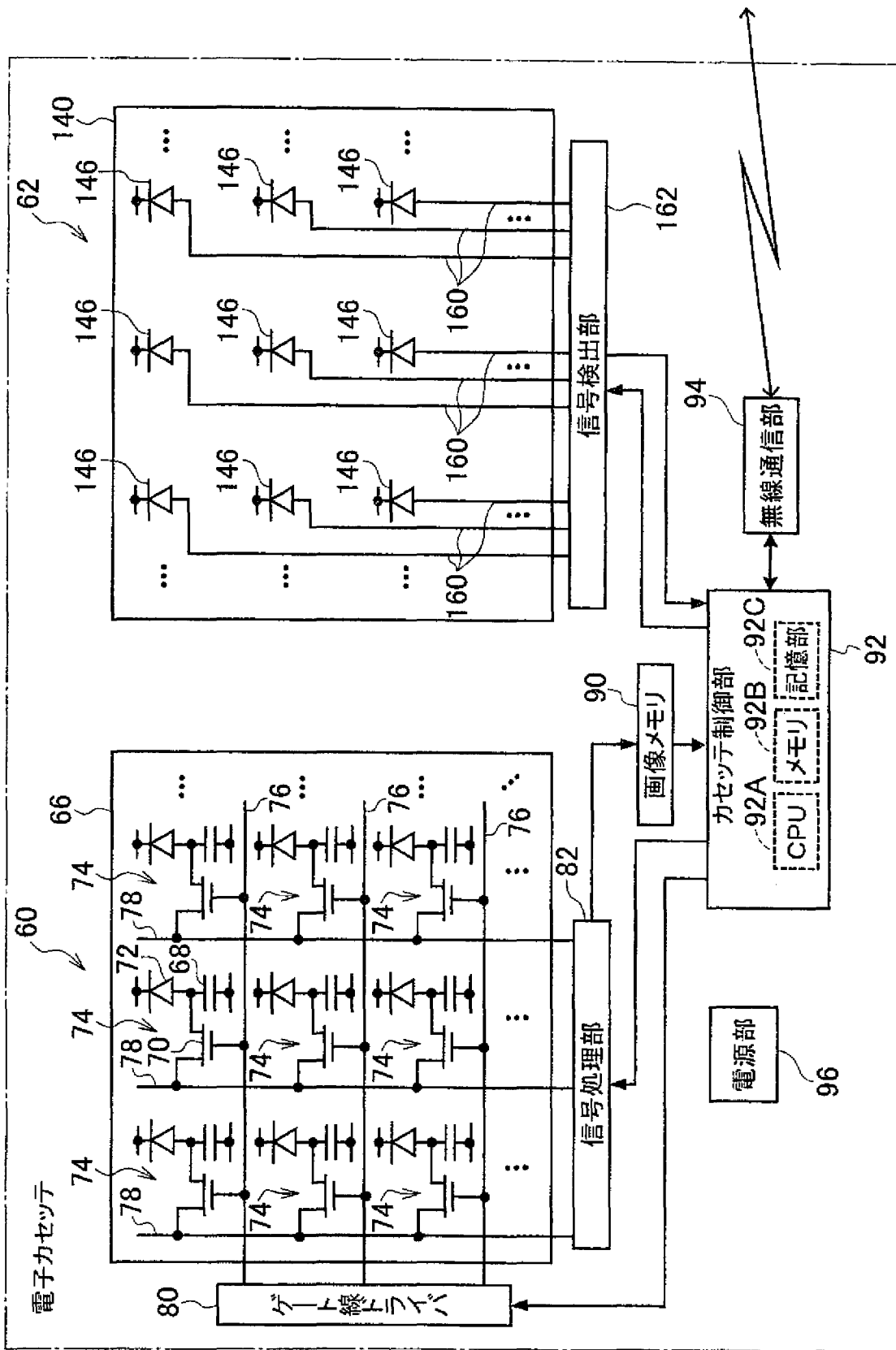
[図5]



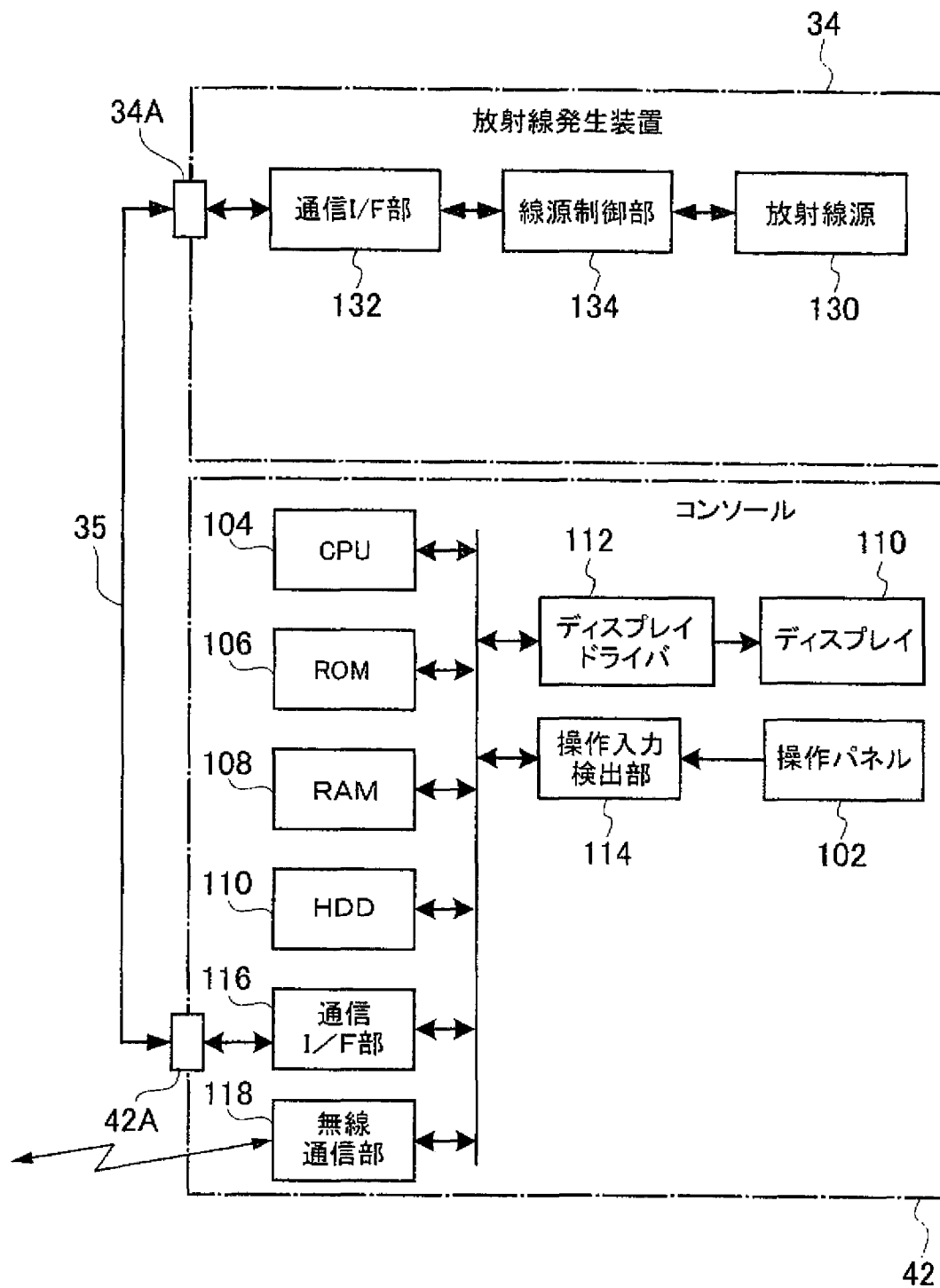
[図6]



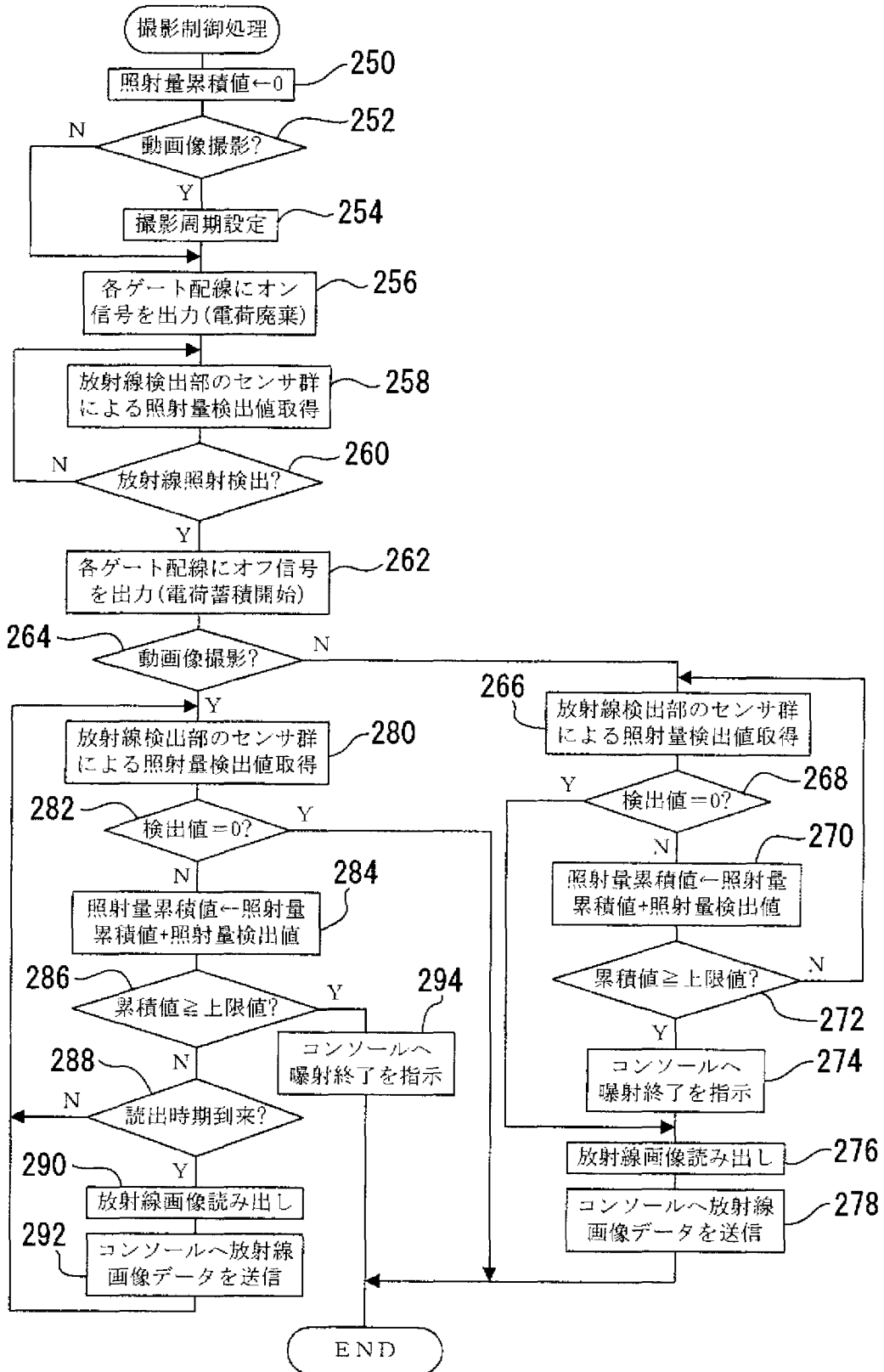
[図7]



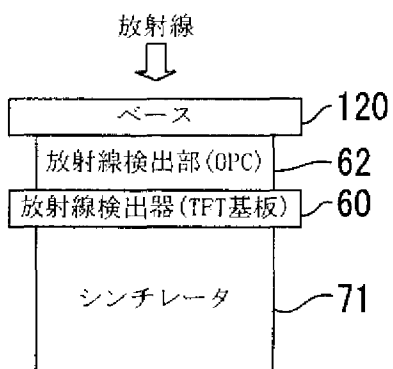
[図8]



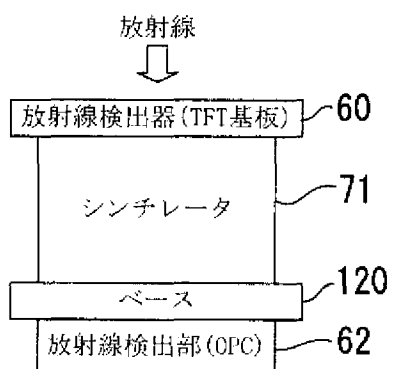
[図9]



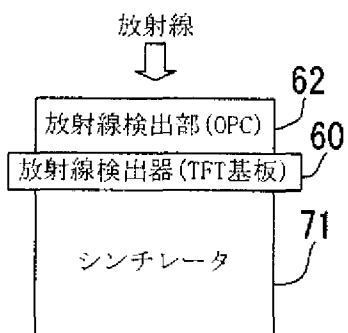
[図10A]



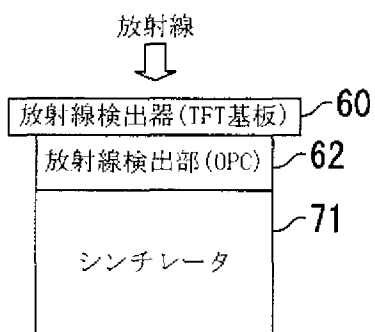
[図10B]



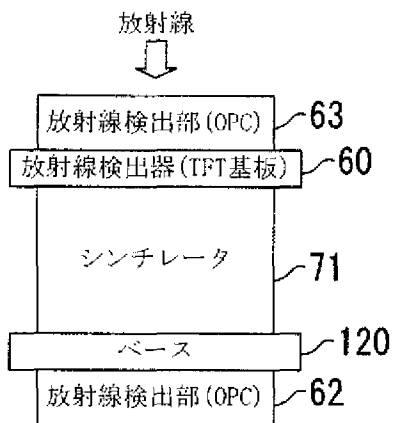
[図10C]



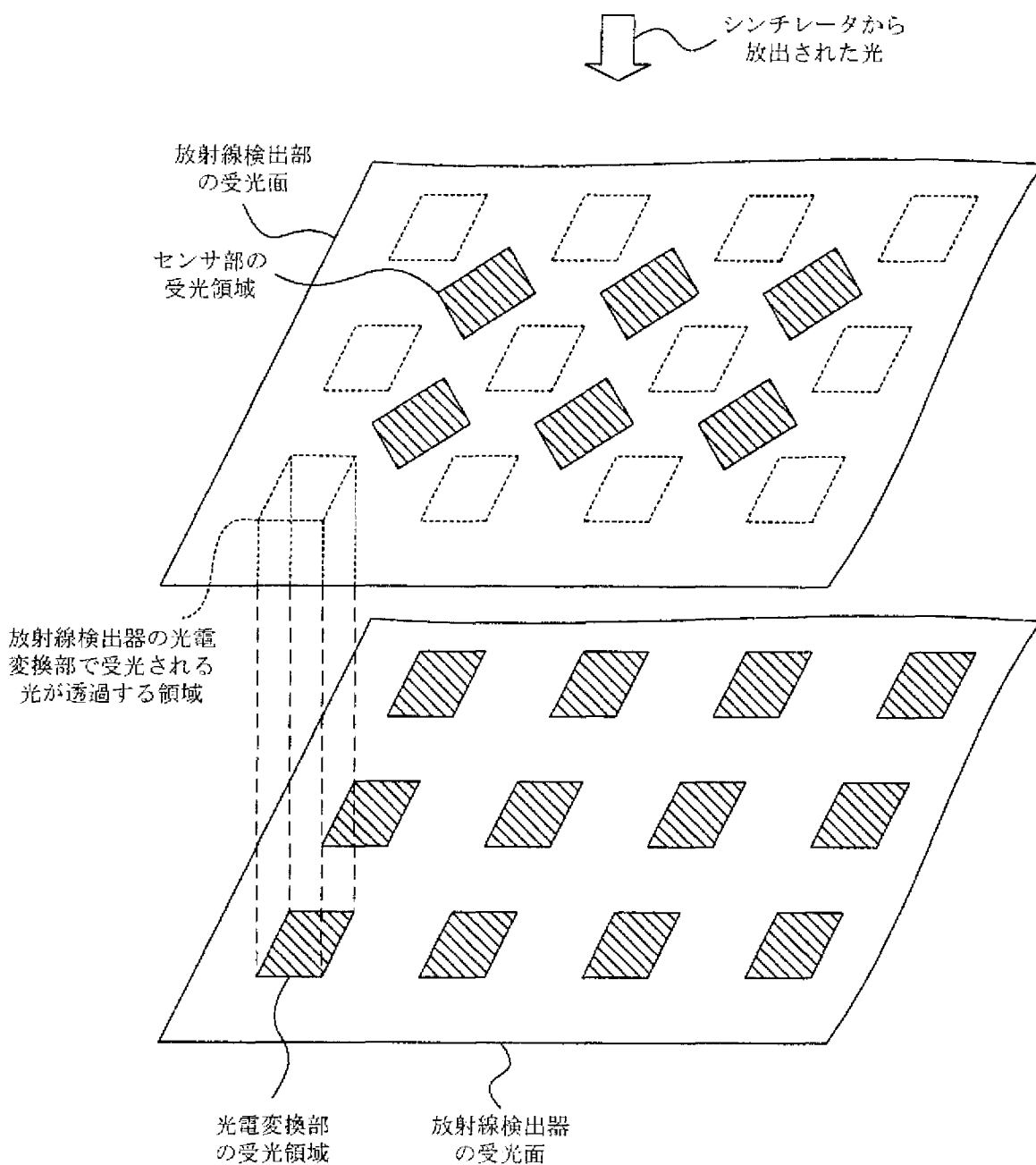
[図10D]



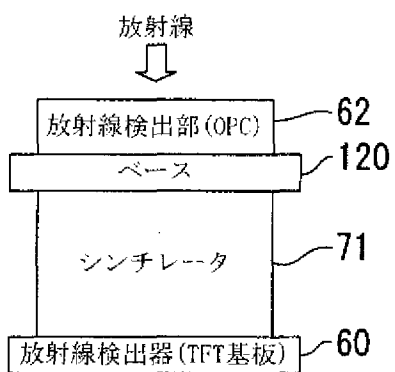
[図10E]



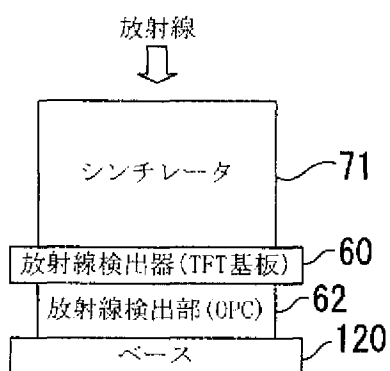
[図11]



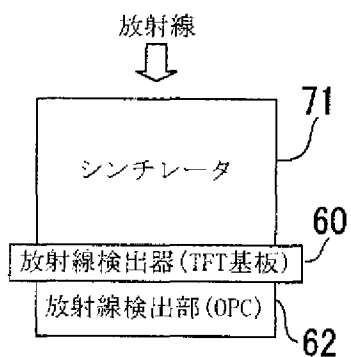
[図12A]



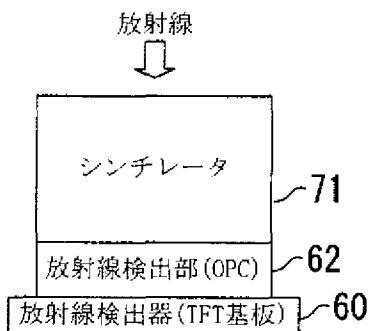
[図12B]



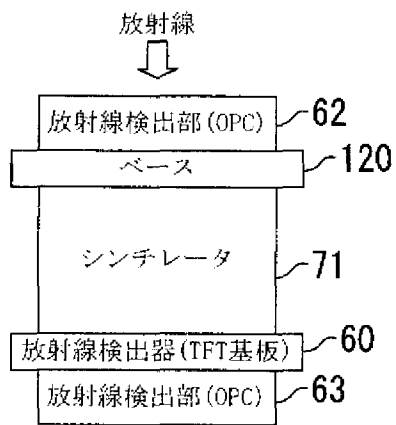
[図12C]



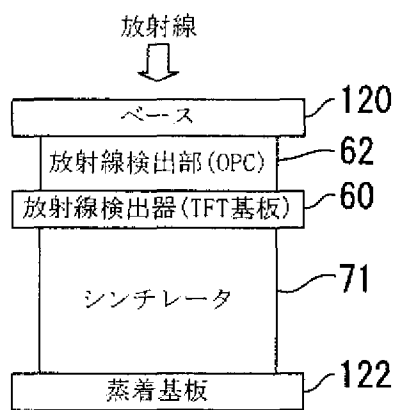
[図12D]



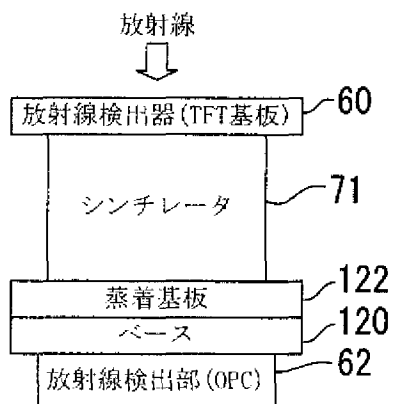
[図12E]



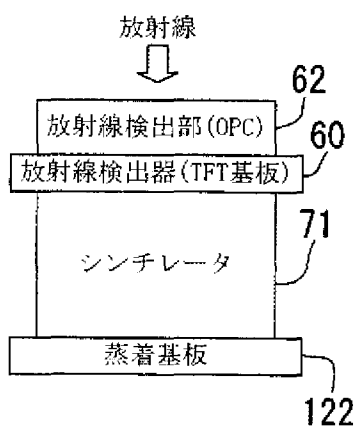
[図13A]



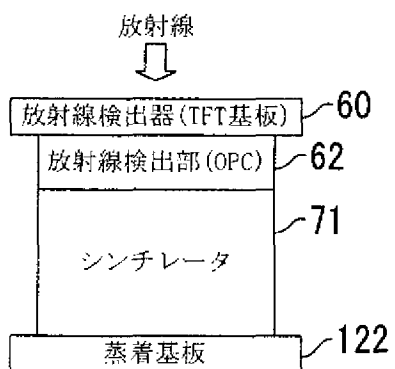
[図13B]



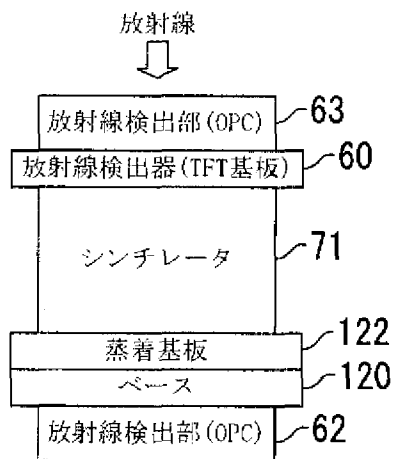
[図13C]



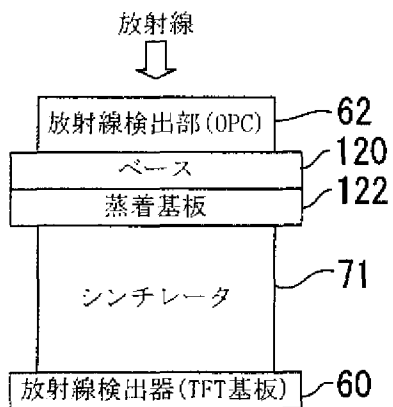
[図13D]



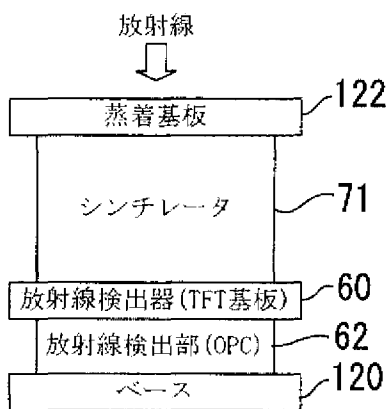
[図13E]



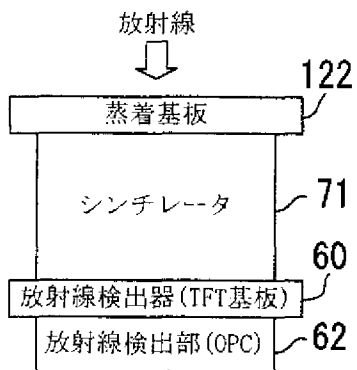
[図14A]



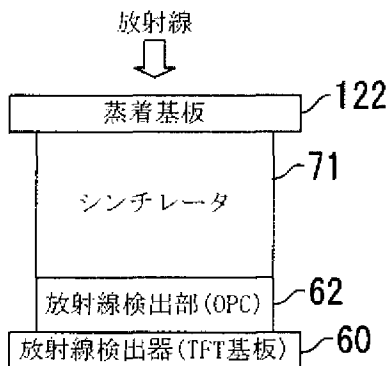
[図14B]



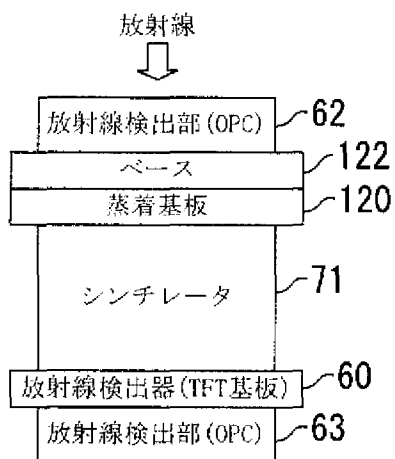
[図14C]



[図14D]



[図14E]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/059744

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	JP 2007-44135 A (Shimadzu Corp.), 22 February 2007 (22.02.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
Y	JP 2006-25832 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0071], [0080] & US 2006/0008054 A1	1-12
Y	JP 2009-32854 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), paragraphs [0027] to [0031] & US 2009/0026379 A1	1-12

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
17 May, 2011 (17.05.11)

Date of mailing of the international search report
24 May, 2011 (24.05.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/059744

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-284289 A (General Electric Co.), 23 October 1998 (23.10.1998), paragraphs [0011] to [0017]; fig. 1 to 3 & US 5751783 A & US 5751783 A & EP 849980 A1 & DE 69734641 D & DE 69734641 T	3-12
Y	JP 9-257947 A (General Electric Co.), 03 October 1997 (03.10.1997), paragraphs [0008] to [0010]; fig. 1 & US 5585638 A & US 5585638 A & EP 779521 A1	4-12

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 2007-44135 A (株式会社島津製作所) 2007.02.22, 全文および全図 (ファミリーなし)	1-12
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	1-12

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、一般的な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
17.05.2011

国際調査報告の発送日
24.05.2011

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)	21	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 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	1-12
Y	JP 10-284289 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 1998.10.23, 第【0011】－【0017】段落および第1-3図 & US 5751783 A & US 5751783 A & EP 849980 A1 & DE 69734641 D & DE 69734641 T	3-12
Y	JP 9-257947 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 1997.10.03, 第【0008】－【0010】段落および第1図 & US 5585638 A & US 5585638 A & EP 779521 A1	4-12