

(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
2013年1月31日(31.01.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/015016 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *G01T 1/20* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/064039
- (22) 国際出願日: 2012年5月31日(31.05.2012)
- (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 2011-164279 2011年7月27日(27.07.2011) 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2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): 大田 恭義(OHTA, Yasunori) [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). 西納 直行(NISHINO, 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). 岩切 直人(IWAKIRI, Naoto) [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). 中

津川 晴康(NAKATSUGAWA, Haruyasu) [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). 北野 浩一(KITANO, Kouichi) [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: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚2丁目25番1号 太陽生命大塚ビル3階 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, JP, 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, QA, RO, RS, RU, RW, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHIC EQUIPMENT

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置

[図6]

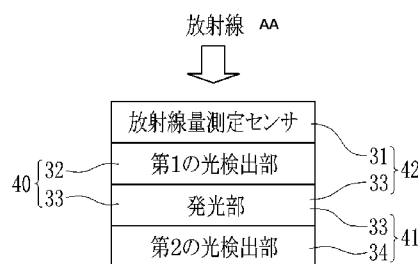


FIG. 6:
31 Radiation dose measurement sensor
32 First light detecting part
33 Light emitting part
34 Second light detecting part
AA Radiation

(57) Abstract: In order to enable still image photography to be rapidly performed while performing video imaging, an electronic cassette (15) is provided with a first radiation detector (40) that performs still photography, and a second radiation detector (41) that performs video imaging. The first radiation detector (40) is provided with a first light detecting part (32) and a light emitting part (33). The light emitting part (33) absorbs radiation that passes through the first light detecting part (32), and produces visible light. The first radiation detector (40) detects the visible light produced by the light emitting part (33). The second radiation detector (41) is constituted by the light emitting part (33), and a second light detecting part (34) that is positioned on the opposite side to the side where the radiation enters the light emitting part (33). The second light detecting part (34) detects the visible light generated by the light generating part (33).

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/015016 A1



(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))

動画撮影中に迅速に静止画撮影を行うことを可能とする。電子カセット (15) は、静止画撮影をする第 1 の放射線検出器 (40) と、動画撮影をする第 2 の放射線検出器 (41) を備える。第 1 の放射線検出器 (40) は、第 1 の光検出部 (32) と発光部 (33) とを備える。発光部 (33) は、第 1 の光検出部 (32) を透過した放射線を吸収して可視光を発生する。第 1 の放射線検出器 (40) は、発光部 (33) により発生された可視光を検出する。第 2 の放射線検出器 (41) は、発光部 (33) と、発光部 (33) の放射線入射側とは反対側に配置された第 2 の光検出部 (34) とにより構成される。第 2 の光検出部 (34) は、発光部 (33) により発生された可視光を検出する。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、動画撮影と静止画撮影とが可能な放射線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、画像診断を行うために、放射線（例えば、X線）を用いて被写体（患者の撮影部位）を撮影する放射線撮影装置が知られている。放射線撮影装置は、放射線（例えば、X線）を被写体に向けて放射する放射線発生器と、放射線発生器に対向配置され、被写体を透過した放射線を検出して画像化する放射線検出器とを備える。

[0003] この放射線撮影装置には、動画撮影（透視撮影ともいう）と静止画撮影（単に撮影ともいう）の両方が可能なものがある。動画撮影を行う場合と静止画撮影を行う場合とでは、放射線発生器から放射される放射線の線量が異なる。動画撮影は、低線量で行われ、静止画撮影のための患者の位置決めや、病変部の探索等を行うために使用される。静止画撮影は、高線量で行われ、病変部の鮮明な放射線画像を得るために使用される。一般に、静止画撮影時の線量は、動画撮影時の線量の100倍程度である。

[0004] このように動画撮影と静止画撮影が可能な放射線撮影装置では、動画撮影と静止画撮影とのいずれを行うかに応じて放射線検出器の駆動モードを切り替える必要がある。この駆動モードの切り替えを容易に行うために、特許文献1では、放射線発生器から射出される放射線の線量を放射線検出器側で監視し、低線量から高線量に移行するタイミングに合わせて、放射線検出器を動画撮影モードから静止画撮影モードに切り替えることが提案されている。これにより、放射線発生器と放射線検出器との間で同期信号の授受を行わずに放射線検出器の駆動モードを切り替えることができる。

[0005] しかし、特許文献1に記載の放射線撮影装置は、単一の放射線検出器を用いて動画撮影と静止画撮影を行っているため、動画撮影の場合と静止画撮影

の場合との間で画質や視野サイズ等を変更することができない。そこで、特許文献 2，3 では、静止画撮影を行う第 1 の放射線検出器と、第 1 の放射線検出器より小視野であって、動画撮影を行う第 2 の放射線検出器とを設け、静止画撮影を行う場合には、第 2 の放射線検出器を放射線発生器からの放射線照射領域から退避させたうえで、第 1 の放射線検出器により静止画撮影を行う放射線撮影装置が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開 2003-307569 号公報

特許文献2：特開 2011-004966 号公報

特許文献3：特開 2002-102213 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、特許文献 2，3 に記載の放射線撮影装置では、第 2 の放射線検出器で動画撮影を行っている間に第 1 の放射線検出器で静止画撮影を行う場合には、第 2 の放射線検出器を放射線照射領域から退避させる機械的な動作が必要であるため、動画撮影中に迅速に静止画撮影を行うことができず、撮影好機を逃してしまう恐れがある。

[0008] 本発明は、動画撮影を行なっている間に、迅速に静止画撮影を行うことを可能とする放射線撮影装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 上記課題を解決するために、本発明の放射線撮影装置は、放射線発生器から射出された放射線を検出して画像データを生成する第 1 の放射線検出器と、第 1 の放射線検出器を透過した放射線を検出して画像データを生成する第 2 の放射線検出器と、第 1 及び第 2 の放射線検出器を制御する制御部とを備える。この制御部は、第 1 の放射線検出器に静止画撮影を実行させ、第 2 の放射線検出器に動画撮影を実行させる。

- [0010] 放射線発生器から射出された放射線パルスの線量を測定する放射線量測定部と、放射線量測定部により測定された線量を所定の閾値と比較する線量判定部とを備えることが好ましい。この場合には、制御部は、線量判定部により所定の閾値より小さい低線量パルスが検出された場合には、第2の放射線検出器に動画撮影を実行させ、線量判定部により閾値より大きい高線量パルスが検出された場合には、第1の放射線検出器に静止画撮影を実行させる。
- [0011] 第1及び第2の放射線検出器は複数の画素を有し、また、第2の放射線検出器は第1の放射線検出器より画素の配置密度が小さいことが好ましい。この場合、第2の放射線検出器は、第1の放射線検出器より画素の数が少ないことが好ましい。
- [0012] 第2の放射線検出器は、第1の放射線検出器よりフレームレートが高いことが好ましい。また、第2の放射線検出器は、第1の放射線検出器より視野範囲が小さいことが好ましい。
- [0013] 第1の放射線検出器は、放射線を吸収して可視光を発生する発光部と、発光部の放射線入射側に配置されると共に、発光部により発生された可視光を検出する第1の光検出部とにより構成され、そして、第2の放射線検出器は、発光部と、発光部の放射線入射側とは反対側に配置されると共に、発光部により発生された可視光を検出する第2の光検出部とにより構成されていることが好ましい。
- [0014] 発光部は、柱状結晶蛍光体を備え、柱状結晶蛍光体の先端部が第1の光検出部に対向していることが好ましい。
- [0015] 第2の光検出部は、発光部より面積が小さいことが好ましい。この場合に、第1及び第2の放射線検出器は複数の画素を有し、第2の放射線検出器は第1の放射線検出器より画素の配置密度が大きいことが好ましい。また、第2の光検出部は、CMOS型イメージセンサまたはCCD型イメージセンサであることが好ましい。さらに、発光部と第2の光検出部との間に、発光部から放出された可視光を第2の光検出部に集光するためのフレネルレンズを設けてもよい。

[0016] 第1の放射線検出器は、放射線を吸収して可視光を発生する第1の発光部と、第1の発光部の放射線入射側に配置されると共に、第1の発光部により発生された可視光を検出する第1の光検出部とにより構成されることが好ましい。第2の放射線検出器は、第1の発光部及び第1の光検出部を透過した放射線を吸収して可視光を発生する第2の発光部と、第2の発光部の放射線入射側とは反対側に配置されると共に、第2の発光部により発生された可視光を検出する第2の光検出部とにより構成されることが好ましい。さらに、第1の発光部と第2の発光部との一方が柱状結晶蛍光体を備え、他方がGOS蛍光体を備えることが好ましい。

発明の効果

[0017] 本発明の放射線撮影装置によれば、第1の放射線検出器の背後に第2の放射線検出器を配置し、第1の放射線検出器を静止画撮影用、第2の放射線検出器を動画撮影用として用いるので、動画撮影中に迅速に静止画撮影を行うことができる。

図面の簡単な説明

- [0018] [図1]放射線情報システムのブロック図である。
- [図2]放射線撮影システムの各装置の配置状態を示す側面図である。
- [図3]電子カセットの一部破断斜視図である。
- [図4]電子カセットの構成を模式的に示した断面図である。
- [図5]シンチレータの構成を示す断面図である。
- [図6]第1の放射線検出器、第2の放射線検出器、放射線量測定部の構成を説明する説明図である。
- [図7]電子カセットの電氣的構成を示すブロック図である。
- [図8]放射線発生器及びコンソールのブロック図である。
- [図9]放射線撮影システムの動作タイミングを説明する説明図である。
- [図10]電子カセットの第1の変形例を説明する説明図である。
- [図11]電子カセットの第2の変形例を説明する説明図である。
- [図12]電子カセットの第3の変形例を説明する説明図である。

[図13]電子カセットの第4の変形例を説明する説明図である。

[図14]電子カセットの第5の変形例を説明する説明図である。

[図15]電子カセットの第6の変形例を説明する説明図である。

[図16]電子カセットの第7の変形例を説明する説明図である。

発明を実施するための形態

[0019] 図1において、放射線情報システム（R I S : Radiology Information System）10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る。R I S 10は、複数の端末装置11、R I Sサーバ12、病院内の各放射線撮影室（或いは手術室）に設置された放射線撮影システム13を、有線又は無線で病院内ネットワークNWに接続することにより構成されている。

[0020] 端末装置11としては、パーソナル・コンピュータ（P C）等が用いられ、撮影者（医師や放射線技師）によって操作される。撮影者は、端末装置11を操作して診断情報や施設予約の入力・閲覧を行う。放射線画像の撮影依頼（撮影予約）も端末装置11を介して入力される。

[0021] R I Sサーバ12は、R I Sデータベース（D B）を記憶する記憶部12Aを備えたコンピュータである。記憶部12Aには、患者の属性情報（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、各放射線撮影システム13が有する電子カセット15に関する情報（識別番号、型式、サイズ、感度、使用可能な撮影部位、使用開始年月日、使用回数等）が登録されている。R I Sサーバ12は、記憶部12Aに登録されている情報に基づいて、R I S 10全体を管理する処理（例えば、各端末装置11からの撮影依頼を受け付け、各放射線撮影システム13の撮影スケジュールを管理する処理）を行う。

[0022] 放射線撮影システム13は、R I Sサーバ12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。放射線撮影システム13は、放射線を発生する放射線発生器14と、患者の撮影部位を透過した放射

線を検出し放射線画像を生成する電子カセット 15 と、電子カセット 15 を充電するためのクレードル 16 と、これらの各機器の動作を制御するコンソール 17 とを備えている。電子カセット 15 は、可搬型の放射線撮影装置である。

[0023] 図 2 において、放射線撮影室には、放射線発生器 14 と、立位の患者 20 A の撮影部位を放射線撮影（以下、立位撮影という）する際に用いられる立位台 20 と、臥位の患者 21 A の撮影部位を放射線撮影（以下、臥位撮影という）する際に用いられる臥位台 21 とが設置されている。立位台 20 には、電子カセット 15 が装着されるカセット室 22 が設けられている。立位撮影を行う際には、電子カセット 15 を立位台 20 のカセット室 22 に保持させる。臥位撮影を行う際には、臥位台 21 のカセット室 23 に電子カセット 15 を収納する。

[0024] また、放射線撮影室には、1 つの放射線発生器 14 で立位撮影と臥位撮影とを可能とするために、伸縮自在な支柱 25 を介して放射線発生器 14 を支持しながら、天井 26 に沿って二次元的に移動する支持移動機構 24 が設けられている。支柱 25 は、放射線発生器 14 を、水平な軸回り（矢印 A 方向）、及び鉛直な軸回り（矢印 B 方向）の回転を可能に支持している。

[0025] クレードル 16 には、電子カセット 15 を収納可能な収容部 16 A が形成されている。電子カセット 15 は、非使用時には収容部 16 A に収納され、この状態で内蔵バッテリーの充電が行われる。放射線画像の撮影時には、電子カセット 15 は、撮影者によってクレードル 16 から取り出され、立位撮影の場合には立位台 20 の保持部 22 に保持され、臥位撮影の場合には臥位台 21 の収容部 23 に収容される。

[0026] 図 3 において、電子カセット 15 は、筐体 30、放射線量測定センサ 31、第 1 の光検出部 32、発光部 33、第 2 の光検出部 34、基台 35、及び収納ケース 36 を備えている。放射線量測定センサ 31、第 1 の光検出部 32、発光部 33、第 2 の光検出部 34、及び基台 35 は、筐体 30 内に、放射線の入射方向に沿ってこの順に積層されている。

- [0027] 筐体 30 は、放射線透過性材料により形成され、全体形状が直方体状である。筐体 30 は、カーボン等の放射線低吸収材で形成された天板 30A を有する。天板 30A には、患者の撮影部位を透過した放射線が照射される。筐体 30 のうち、天板 30A 以外の部分は、ABS 樹脂等で形成されている。
- [0028] 天板 30A には、複数個の発光ダイオード (LED) で構成され、電子カセット 15 の動作モード (例えば「レディ状態」や「データ送信中」等) やバッテリーの残容量等の動作状態を表示するための表示部 37 が設けられている。なお、表示部 37 は、LED 以外の発光素子で構成された表示装置や、液晶ディスプレイや有機 EL ディスプレイであってもよい。また、表示部 37 を、天板 30A 以外の部分に設けてもよい。
- [0029] 収納ケース 36 は、天板 30A の長手方向の一端側に沿って設けられている。収納ケース 36 には、マイクロコンピュータ (図示せず) や、バッテリー (図示せず) を収納している。バッテリーは、充電可能で、かつ着脱可能である。放射線量測定センサ 31、第 1 の光検出部 32、第 2 の光検出部 34 を含む電子カセット 15 の各種電子回路は、バッテリーから供給される電力によって動作する。これらの各種電子回路が放射線によって損傷することを防止するため、収納ケース 36 の天板 30A 側には鉛板等の放射線遮蔽部材 (図示せず) が設けられている。
- [0030] 図 4 において、第 1 の光検出部 32 は、光電変換部 321、薄膜トランジスタ (TFT: Thin Film Transistor) 322、及びキャパシタ 323 を有する画素 324 を、絶縁性基板 325 上に複数形成することにより構成されている。画素 324 は、2 次元マトリクス状に配列されている。
- [0031] 絶縁性基板 325 と、TFT 322 及びキャパシタ 323 が形成された層とは、いわゆる TFT アクティブマトリクス基板 (以下、TFT 基板という) 32A を構成している。TFT 322 は、アモルファスシリコンにより形成されている。絶縁性基板 325 は、石英基板、ガラス基板、樹脂基板等の光透過性を有し、かつ放射線の吸収が少ない材料で形成されている。
- [0032] 光電変換部 321 は、第 1 の電極 321A 及び第 2 の電極 321B と、こ

これらの間に、配置された光電変換膜 3 2 1 C とを有する。光電変換膜 3 2 1 C は、アモルファスシリコンにより形成されており、後述する発光部 3 3 から放出された可視光を吸収して電荷を発生する。光電変換部 3 2 1 は、P I N 型または M I S 型のフォトダイオードを構成しており、T F T 基板 3 2 A 上に設けられている。T F T 基板 3 2 A 上には、光電変換部 3 2 1 を覆うように、平坦化層 3 2 6 が設けられている。平坦化層 3 2 6 は、窒化シリコンや酸化シリコン等で形成されており、放射線の入射側と反対側の面が平坦化されている。

[0033] 第 2 の光検出部 3 4 は、第 1 の光検出部 3 2 と同様な構成であり、光電変換部 3 4 1、T F T 3 4 2、及びキャパシタ 3 4 3 を備えた画素 3 4 4 が、絶縁性基板 3 4 5 に 2 次元マトリクス状に複数形成されている。第 2 の光検出部 3 4 の画素 3 4 4 の配列ピッチは、第 1 の光検出部 3 2 の画素 3 2 4 の配列ピッチより大きく、配置密度が小さい。

[0034] 光電変換部 3 4 1 は、第 1 の電極 3 4 1 A 及び第 2 の電極 3 4 1 B と、これらの間に配置された光電変換膜 3 4 1 C とにより構成されている。また、光電変換部 3 4 1 を覆うように平坦化層 3 4 6 が設けられており、平坦化層 3 4 6 は、放射線の入射側の面が平坦化されている。絶縁性基板 3 4 5 と、T F T 3 4 2 及びキャパシタ 3 4 3 が形成された層とが、T F T 基板 3 4 A を構成している。

[0035] 第 2 の光検出部 3 4 は、放射線の入射方向に対する各部の構成順序が、第 1 の光検出部 3 2 の各部の構成順序とは逆である。すなわち、第 1 の光検出部 3 2 の平坦化層 3 2 6 と、第 2 の光検出部 3 4 の平坦化層 3 4 6 とが対向しており、これらの間に発光部 3 3 が配置されている。発光部 3 3 は、放射線の入射に応じて可視光を発生して放出する。

[0036] 第 1 の光検出部 3 2 の平坦化層 3 2 6 と発光部 3 3 とは、透光性を有する接着層 3 2 7 によって接着されている。同様に、第 2 の光検出部 3 4 の平坦化層 3 4 6 と発光部 3 3 とは、透光性を有する接着層 3 4 7 によって接着されている。また、第 2 の光検出部 3 4 の絶縁性基板 3 4 5 は、基台 3 5 に接

着層 348 によって接着されている。

[0037] 第 1 の光検出部 32 の放射線入射側には、放射線量測定センサ 31 が形成されている。放射線量測定センサ 31 は、絶縁性基板 325 上に、配線層 311、絶縁層 312、光电変換部 313、保護層 314 が順に形成されている。配線層 311 は、絶縁性基板 315 上に後述する配線 73（図 7 参照）がパターンニングされた層である。光电変換部 313 は、発光部 33 から放出され第 1 の光検出部 32 を透過した可視光を検出する素子であり、絶縁層 312 上にマトリクス状に複数形成されている。放射線量測定センサ 31 の厚みは、0.05 mm 程度である。

[0038] 光电変換部 313 は、第 1 の電極 313A 及び第 2 の電極 313B と、これらの間に配置された光电変換膜 313C とを備える。光电変換膜 313C は、有機光电変換材料で形成されている。光电変換膜 313C は、インクジェットヘッド等を用いて有機光电変換材料を第 2 の電極 313B 上に塗布することにより形成される。

[0039] 図 5 において、発光部 33 は、蒸着基板 331、シンチレータ 332、及び防湿保護膜 333 により構成されている。蒸着基板 331 は、石英基板、ガラス基板、樹脂基板等の光透過性を有する基板である。シンチレータ 332 は、蒸着基板 331 上にタリウム活性化ヨウ化セシウム（CsI：Tl）を蒸着することにより形成される。シンチレータ 332 は、非柱状結晶 332A と、この非柱状結晶 332A 上に立設した複数の柱状結晶 332B とにより構成されている。防湿保護膜 333 は、ポリパラキシリレン等の防湿性材料により形成されており、シンチレータ 332 の周囲を覆っている。

[0040] なお、蒸着基板 331 は設けなくてもよい。例えば、蒸着基板 331 上にシンチレータ 332 を形成した後、蒸着基板 331 をシンチレータ 332 から剥離して、シンチレータ 332 を第 2 の光検出部 34 に接合してもよい。これに代えて、シンチレータ 332 を第 2 の光検出部 34 上に直接蒸着形成してもよい。また、CsI：Tl に代えて、ナトリウム活性化ヨウ化セシウム（CsI：Na）等の蛍光体材料を用いてもよい。

- [0041] シンチレータ 332 は、柱状結晶 332B の先端部 332C が第 1 の光検出部 32 に対向するように配置されている。蒸着基板 331 は、接着剤等で第 2 の光検出部 34 に接合されている。複数の柱状結晶 332B は、互いに空隙 GP を介して離間されている。各柱状結晶 332B の径は、数 μm ~ 10 μm 程度である。
- [0042] シンチレータ 332 は、放射線発生器 14 から射出され、患者、天板 30A、放射線量測定センサ 31、第 1 の光検出部 32 等を透過して発光部 33 に入射した放射線を吸収して可視光を発生する。放射線は、第 1 の光検出部 32 の側からシンチレータ 332 に入射するため、シンチレータ 332 内での発光は、主に柱状結晶 332B の先端部 332C 側で生じる。シンチレータ 332 で発生した可視光は、柱状結晶 332B のライトガイド効果によって、第 1 の光検出部 32 及び第 2 の光検出部 34 に向かって進行する。
- [0043] 第 1 の光検出部 32 に向かって進行した可視光は、先端部 332C から射出され、防湿保護膜 333 を透過して第 1 の光検出部 32 に入射し、第 1 の光検出部 32 の光電変換部 321 により検出される。また、第 1 の光検出部 32 に入射した可視光の一部は、第 1 の光検出部 32 を透過して放射線量測定センサ 31 に入射する。放射線量測定センサ 31 に入射した可視光は、光電変換部 313 により検出される。
- [0044] 一方、第 2 の光検出部 34 に向かって進行した可視光は、非柱状結晶 332A に入射し、非柱状結晶 332A によって一部が反射されるが、大半は蒸着基板 331 を透過して第 2 の光検出部 34 に入射する。第 2 の光検出部 34 に入射した可視光は、光電変換部 341 により検出される。
- [0045] 図 6 に示すように、発光部 33 と第 1 の光検出部 32 とにより、第 1 の放射線検出器 40 が構成されている。第 1 の放射線検出器 40 は、放射線の進行方向に沿って、第 1 の光検出部 32、発光部 33 の順に配置されている。このような配置方式は、ISS (Irradiation Side Sampling) 型と呼ばれる。また、発光部 33 と第 2 の光検出部 34 とにより、第 2 の放射線検出器 41 が構成されている。第 2 の放射線検出器 41 は、放射線の進行方向に沿っ

て、発光部 3 3、第 2 の光検出部 3 4 の順に配置される。このような配置方式は、P S S (Penetration Side Sampling) 型と呼ばれる。

[0046] さらに、発光部 3 3 と放射線量測定センサ 3 1 とにより、I S S 型の放射線量測定部 4 2 が構成されている。前述のように、発光部 3 3 のシンチレータ 3 3 2 内での発光は、第 1 の光検出部 3 2 の近傍で生じるため、第 1 の放射線検出器 4 0 では、光量が大きく高精細な画像が検出される。

[0047] 第 1 の放射線検出器 4 0 は、静止画撮影に用いられる。第 2 の放射線検出器 4 1 は、動画撮影に用いられる。第 2 の放射線検出器 4 1 は、画素 3 4 4 の配列ピッチが第 1 の放射線検出器 4 0 の画素 3 2 4 の配列ピッチより大きく、画素 3 4 4 の数（有効画素数）が少ないため、高フレームレートで駆動される。

[0048] 図 7 において、第 1 の光検出部 3 2 には、行方向に沿って延在され、各 T F T 3 2 2 をオン／オフさせるための複数本のゲート配線 5 0 と、行方向と交差する列方向に沿って延在され、キャパシタ 3 2 3 に蓄積された電荷をオン状態の T F T 3 2 2 を介して読み出すための複数本のデータ配線 5 1 が設けられている。第 1 の放射線検出器 4 0 には、この第 1 の光検出部 3 2 の他、ゲート線ドライバ 5 2、信号処理部 5 3、及び画像メモリ 5 4 が設けられている。

[0049] ゲート配線 5 0 は、ゲート線ドライバ 5 2 に接続されている。データ配線 5 1 は、信号処理部 5 3 に接続されている。患者の撮影部位を透過した放射線（撮影部位の画像情報を担持した放射線）が電子カセット 1 5 に照射されると、発光部 3 3 からは、放射線の照射量に応じた光量の可視光が放出される。各画素 3 2 4 の光電変換部 3 2 1 では、可視光の入射光量に応じた大きさの電荷が発生する。この電荷がキャパシタ 3 2 3 に蓄積される。

[0050] キャパシタ 3 2 3 に電荷が蓄積されると、T F T 3 2 2 は、ゲート線ドライバ 5 2 からゲート配線 5 0 を介して供給される信号により行単位で順にオンにされる。T F T 3 2 2 がオンになった画素 3 2 4 のキャパシタ 3 2 3 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 5 1 を伝送さ

れて信号処理部53に入力される。このように、各画素324のキャパシタ323に蓄積された電荷は行単位で順に読み出される。

[0051] 信号処理部53は、データ配線51毎に、増幅器（図示せず）及びサンプルホールド回路（図示せず）を備えている。各データ配線51を伝送された電気信号は、増幅器で増幅された後、サンプルホールド回路に保持される。サンプルホールド回路の出力側には、マルチプレクサ（図示せず）、A/D変換器（図示せず）が順に接続されている。各サンプルホールド回路に保持された電気信号は、マルチプレクサにより選択され、A/D変換器によってデジタルの画像データに変換される。信号処理部53には、画像メモリ54が接続されており、信号処理部53のA/D変換器から出力された画像データは、画像メモリ54に記憶される。

[0052] 第2の光検出部34には、同様に、複数本のゲート配線60と、複数本のデータ配線61が設けられている。第2の放射線検出器41には、この第2の光検出部34の他、ゲート線ドライバ62、信号処理部63、及び画像メモリ64が設けられている。ゲート配線60はゲート線ドライバ62に接続されており、データ配線61は信号処理部63に接続されている。そして、信号処理部63には、画像メモリ64が接続されている。

[0053] 前述のように、第2の光検出部34は、画素344の配置密度が小さいため、ゲート配線60及びデータ配線61の本数が、第1の光検出部32のゲート配線50及びデータ配線51の本数より少ない。また、第2の放射線検出器41は、動画撮影用であるため、信号処理部63の増幅器のゲインは、第1の放射線検出器40に用いられる信号処理部53の増幅器のゲインより大きな値に設定されている。これ以外の第2の放射線検出器41の構成は、第1の放射線検出器40の構成と同一であるため、詳しい説明は省略する。

[0054] 画像メモリ54、64は、電子カセット15の全体の動作を制御するカセット制御部70と接続されている。カセット制御部70は、マイクロコンピュータを含んで構成されており、CPU70Aと、RAM70Bと、フラッシュメモリ等の不揮発性のROM70Cとを備えている。

- [0055] カセット制御部 70 には、外部機器との間で各種情報の送受信を無線により行う無線通信部 71 が接続されている。無線通信部 71 は、IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 802.11 a/b/g/n に代表される無線 LAN (Local Area Network) 規格に対応している。カセット制御部 70 は、無線通信部 71 を介してコンソール 17 と無線通信を行う。
- [0056] 放射線量測定部 42 は、放射線発生器 14 から電子カセット 15 に照射される放射線の線量を測定するために用いられる。放射線発生器 14 は、放射線として、動画撮影用の低線量パルスと、静止画撮影用の高線量パルスとを、撮影者の操作に従って射出する。
- [0057] 放射線量測定部 42 の放射線量測定センサ 31 には、光電変換部 313 と同数の配線 73 が設けられている。放射線量測定部 42 には、この放射線量測定センサ 31 の他、信号検出部 74 が設けられている。各光電変換部 313 は、互いに異なる配線 73 を介して信号検出部 74 に接続されている。信号検出部 74 は、配線 73 毎に、増幅器、サンプルホールド回路、及び A/D 変換器（いずれも図示せず）を備えており、カセット制御部 70 及び線量判定部 75 と接続されている。
- [0058] 信号検出部 74 は、カセット制御部 70 からの制御により、光電変換部 313 から配線 73 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線量判定部 75 へ順次出力する。線量判定部 75 は、信号検出部 74 から入力されたデータに基づき、放射線発生器 14 から照射された放射線の線量を判定（すなわち、動画撮影用の低線量パルス、静止画撮影用の高線量パルスのいずれであるかを判定）する。この判定結果は、カセット制御部 70 へ出力される。
- [0059] 電子カセット 15 には電源部 77 が設けられており、上述した各種電子回路と配線（図示せず）により接続されている。電源部 77 は、電子カセット 15 の可搬性を損なわないように、前述のバッテリーを内蔵しており、このバッテリーから各種電子回路へ電力を供給する。また、電源部 77 は、カセット

制御部 70 に接続されている。カセット制御部 70 は、第 1 の放射線検出器 40 及び第 2 の放射線検出器 41 への電力の供給を選択的にオン／オフすることを可能とする。

[0060] 図 8 において、コンソール 17 は、コンピュータで構成され、装置全体の動作を制御する CPU 170 と、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 ROM 171 と、各種データを一時的に記憶する RAM 172 と、各種データを記憶する HDD 173 とを備え、これらはバス線 BL を介して互いに接続されている。また、バス線 BL には、通信 I/F 174 及び無線通信部 175 が接続され、ディスプレイ 176 がディスプレイドライバ 177 を介して接続されている。更に、バス線 BL には、操作部 178 が操作入力検出部 179 を介して接続されている。

[0061] 通信 I/F 174 は、接続端子 17A 及び通信ケーブル 78 を介して、放射線発生器 14 の接続端子 14A と接続されている。CPU 170 は、通信 I/F 174 を介して、放射線発生器 14 との間で、曝射条件等の各種情報の送受信を行う。無線通信部 175 は、電子カセット 15 の無線通信部 71 と無線通信を行う。CPU 170 は、無線通信部 175 を介して、電子カセット 15 との間で、画像データ等の各種情報の送受信を行う。

[0062] ディスプレイドライバ 177 は、ディスプレイ 176 に各種情報を表示させるための信号を生成して出力する。CPU 170 は、ディスプレイドライバ 177 を介して、操作メニューや放射線画像等をディスプレイ 176 に表示させる。操作部 178 は、キーボード等により構成され、各種情報や操作指示が入力される。操作入力検出部 179 は、操作部 178 に対する操作を検出し、検出結果を CPU 170 に送信する。また、操作入力検出部 179 には、放射線撮影室の床上に配置され、動画撮影と静止画撮影との切り替えを行うための（図示せず）が接続されている。このフットスイッチは、撮影者が足で踏むことによってオン／オフする。

[0063] 放射線発生器 14 は、放射線を発生する放射線源 140 と、コンソール 17 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 141 と、コン

ソール 17 から受信した曝射条件に基づいて放射線源 140 を制御する線源制御部 142 とを備えている。

[0064] 次に、R I S 10 の作用について説明する。放射線画像の撮影を希望する場合、端末装置 11 から撮影依頼を入力する。この撮影依頼では、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。

[0065] 端末装置 11 は、入力された撮影依頼の内容を R I S サーバ 12 に通知する。R I S サーバ 12 は、端末装置 11 から通知された撮影依頼の内容を記憶部 12 A に記憶する。コンソール 17 は、R I S サーバ 12 にアクセスすることにより、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 176 に表示させる。

[0066] 撮影者は、ディスプレイ 176 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、臥位台 21 上に横臥した患者 21 A の患部の撮影を行う場合には、臥位台 21 の収容部 23 に電子カセット 15 を収納する。

[0067] 撮影者は、上記の準備作業が完了すると、コンソール 17 の操作部 178 を介して準備作業の完了を通知する操作を行う。コンソール 17 は、この操作をトリガとして、電子カセット 15 の動作モードをレディ状態とする。電子カセット 15 は、レディ状態となると、カセット制御部 70 により放射線量測定部 42 及び線量判定部 75 が駆動され、放射線発生器 14 から照射される放射線パルス（動画撮影用の低線量パルスまたは静止画撮影用の高線量パルス）を検出するための待ち受け動作を開始する。コンソール 17 は、ディスプレイ 176 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する。

[0068] この通知を確認した撮影者は、操作部 178 を介して撮影指示を行う。例えば、静止画撮影の場合には、コンソール 17 は、曝射開始を指示する指示信号を放射線発生器 14 へ送信する。放射線発生器 14 は、コンソール 17 から受信した曝射条件に応じた管電圧、管電流で放射線発生器 14 から静止

画撮影用の高線量パルスを射出させる。

[0069] 電子カセット 15 のカセット制御部 70 は、放射線量測定部 42 及び線量判定部 75 により高線量パルスを検出すると、第 1 の放射線検出器 40 を駆動して撮影動作を行い、第 1 の放射線検出器 40 により得られた画像データを、無線通信部 71 を介してコンソール 17 に送信する。コンソール 17 では、入力された画像データは、静止画像としてディスプレイ 176 に表示される。

[0070] 循環器系の診断や処置を行う場合には、撮影者として数名の医師等がチームを組んで対処する。このチームは、患者の載置されている臥位台 21 の位置を調整したり、患者の撮影部位に合わせて放射線発生器 14 を回転させたりする操作を担当する補助的な役割を担う者と、動画像（透視像）を観察しながら患者に挿入するカテーテルやガイドワイヤを操作する医師とにより構成される。この医師は、カテーテルやガイドワイヤを操作するために両手が塞がっているため、前述のフットスイッチを用いて動画撮影、静止画撮影の切り替えを行う。動画撮影は、患者の位置決めや、病変部の探索に使用される。静止画撮影は、病変部のより鮮明な放射線画像を得るために使用される。

[0071] 次に、図 9 に示すタイミングチャートを参照して動画撮影中に行われる静止画撮影動作について説明する。動画撮影時には、放射線発生器 14 から動画撮影用の低線量パルスが所定の間隔で患者の撮影部位に向けて照射される。放射線量測定部 42 は、この低線量パルスの照射間隔より短い間隔で放射線のサンプリングを行っている。線量判定部 75 は、放射線量測定部 42 により測定される放射線の立ち上がり時の放射線量を、所定の閾値と比較し、この閾値より放射線量が小さい場合には、低線量パルスと判定する。

[0072] 線量判定部 75 により低線量パルスが検出されると、カセット制御部 70 は、低線量パルスに同期して第 2 の放射線検出器 41 を駆動し、動画撮影動作 MP を実行させる。この動画撮影動作 MP では、まず、ゲート線ドライバ 62 により全てのゲート配線 60 が一括選択されて全ての TFT 342 がオ

ン状態となり、キャパシタ 3 4 3 に蓄積された電荷が廃棄（リセット）される。

[0073] 次に、全てのゲート配線 6 0 が非選択とされて全ての T F T 3 4 2 がオフ状態となり、キャパシタ 3 4 3 が電荷蓄積状態となる。光電変換部 3 4 1 により、患者の撮影部位を透過した放射線に応じた電荷が発生され、キャパシタ 3 4 3 に蓄積される。そして、低線量パルスの照射終了後、ゲート線ドライバ 6 2 によりゲート配線 6 0 が順次に駆動されることにより、キャパシタ 3 4 3 に蓄積された電荷が読み出され、信号処理部 6 3 により画像データが生成される。

[0074] この動画撮影動作 M P には、カセット制御部 7 0 は、電源部 7 7 から第 1 の放射線検出器 4 0 の各部への電源電圧の供給を停止し、オフ状態（O F F）とする。これにより、第 2 の放射線検出器 4 1 の読み出し動作への電源ノイズの影響が低減される。

[0075] 低線量パルスが検出されるたびに動画撮影動作 M P が行われ、画像データが画像メモリ 6 4 から無線通信部 7 1 を介してコンソール 1 7 に順次に送信される。コンソール 1 7 では、入力された画像データは、動画像としてディスプレイ 1 7 6 に表示される。

[0076] この動画撮影中に、フットスイッチ等の操作により静止画撮影指示がなされた場合には、放射線発生器 1 4 から静止画撮影用の高線量パルスが患者の撮影部位に向けて照射される。この高線量パルスの線量は、低線量パルスの 1 0 0 倍程度である。線量判定部 7 5 は、放射線量測定部 4 2 により測定される放射線の立ち上がり時の放射線量を、所定の閾値と比較し、この閾値より放射線量が大きい場合には、高線量パルスと判定する。

[0077] 線量判定部 7 5 により高線量パルスが検出されると、カセット制御部 7 0 は、高線量パルスに同期して第 1 の放射線検出器 4 0 を駆動し、静止画撮影動作 S P を実行させる。この静止画撮影動作 S P は、上記の動画撮影動作 M P と同様であり、第 1 の放射線検出器 4 0 により画像データが生成される。この画像データは、無線通信部 7 1 を介してコンソール 1 7 に送信され、コ

ンソール 17 では、静止画像としてディスプレイ 176 に表示される。なお、この静止画像を、ディスプレイ 176 以外の別のディスプレイに表示してもよい。

[0078] また、この静止画撮影動作 SP には、カセット制御部 70 は、電源部 77 から第 2 の放射線検出器 41 の各部への電源電圧の供給を停止し、オフ状態（OFF）とする。これにより、第 1 の放射線検出器 40 の読み出し動作への電源ノイズの影響が低減される。

[0079] 以上のように、第 1 の放射線検出器 40 は、画素 324 の配置密度が大きいため、高精細な静止画像が得られる。これに対して、第 2 の放射線検出器 41 は、画素 344 の配置密度が小さく、画素 344 の数が少ないため、高速駆動され、高フレームレートで動画像が生成される。

[0080] また、第 1 の放射線検出器 40 と第 2 の放射線検出器 41 とは放射線の進行方向に積層され、第 2 の放射線検出器 41 は第 1 の放射線検出器 40 を透過した放射線を検出するように構成されているため、動画撮影から静止画撮影に切り替える際に、第 2 の放射線検出器 41 を移動させる必要はなく、迅速に静止画撮影を行うことができる。

[0081] 次に、電子カセットの他の構成について説明する。図 10 に示す構成は、放射線量測定センサ 31、第 1 の光検出部 32、発光部 33 が上記実施形態と同一の構成であるが、第 2 の光検出部 34 が発光部 33 及び第 1 の光検出部 32 より小面積（視野範囲が小さい）である点が上記実施形態と異なる。この場合、第 2 の光検出部 34 は、画素 344 の配列ピッチが第 1 の光検出部 32 の画素 324 の配列ピッチより小さい（配置密度が大きい）ことが好ましい。このような小面積の第 2 の光検出部 34 としては、シリコン基板をベースとして構成された CMOS 型イメージセンサや CCD 型イメージセンサを用いることが好適である。これにより、第 2 の放射線検出器 41 は、単位時間当たりのフレーム数が多い高速度撮影が可能となる。この場合、シリコン基板に代えて、炭化シリコン（SiC）等のワイドギャップ半導体基板を用いることも好ましい。SiC 基板は、シリコン基板より 500 倍程度

放射線耐性に優れることが知られている。

[0082] 図 1 1 に示す構成は、小面積の第 2 の光検出部 3 4 を複数個敷詰めて発光部 3 3 及び第 1 の光検出部 3 2 と同等の面積としたものである。この場合、第 2 の放射線検出器 4 1 により得られる放射線画像には、隣接する第 2 の光検出部 3 4 間に対応する隙間が生じてしまうが、この隙間部分には補間処理を施せばよい。この放射線画像は動画像として用いられるため、診断への影響は少ない。

[0083] 図 1 2 に示す構成は、小面積の第 2 の光検出部 3 4 と発光部 3 3 との間にフレネルレンズ 8 0 を配置したものである。発光部 3 3 から第 2 の光検出部 3 4 の方向へ放出される可視光は、フレネルレンズ 8 0 により集光され、第 2 の光検出部 3 4 に入射するため、第 2 の光検出部 3 4 は、第 1 の光検出部 3 2 と同等の視野範囲を検出することができる。

[0084] 図 1 3 に示す構成は、放射線の進行方向に沿って、放射線量測定センサ 3 1、第 1 の光検出部 3 2、第 1 の発光部 3 3 A、第 2 の光検出部 3 4、第 2 の発光部 3 3 B を順に配置したものである。第 1 の発光部 3 3 A 及び第 2 の発光部 3 3 B は、前述の発光部 3 3 と同一の構成である。この構成では、第 1 の放射線検出器 4 0 と第 2 の放射線検出器 4 1 とは、いずれも I S S 型である。この場合、第 1 の発光部 3 3 A の放射線入射側とは反対側の面に光反射層 8 1 A を形成し、第 2 の発光部 3 3 B の放射線入射側とは反対側の面に光反射層 8 1 B を形成することが好ましい。光反射層 8 1 A、8 1 B は、アルミニウム等の金属膜により形成される。

[0085] 図 1 4 に示す構成は、放射線の進行方向に沿って、放射線量測定センサ 3 1、第 1 の発光部 3 3 A、第 1 の光検出部 3 2、第 2 の発光部 3 3 B、第 2 の光検出部 3 4 の順に配置したものである。この構成では、第 1 の放射線検出器 4 0 と第 2 の放射線検出器 4 1 とは、いずれも P S S 型である。この場合、第 1 の発光部 3 3 A の放射線入射側の面に光反射層 8 1 A を形成し、第 2 の発光部 3 3 B の放射線入射側の面に光反射層 8 1 B を形成することが好ましい。

[0086] 図15に示す構成は、放射線の進行方向に沿って、放射線量測定センサ31、第2の光検出部34、第1の光検出部32、発光部33を順に配置したものである。この構成では、第1の放射線検出器40と第2の放射線検出器41とは、いずれもISS型である。この場合、第2の光検出部34は、放射線量測定センサ31と同様に、有機材料で形成することが好ましい。また、発光部33の放射線入射側とは反対側の面に光反射層82を形成することが好ましい。

[0087] 図16に示す構成は、放射線の進行方向に沿って、放射線量測定センサ31、第1の光検出部32、第1の発光部33A、第2の発光部33B、第2の光検出部34を順に配置したものである。これは、図6に示す構成において、発光部33を第1の発光部33Aと第2の発光部33Bとで構成したものである。第1の放射線検出器40は、第1の発光部33Aと第1の光検出部32とで構成されたISS型放射線検出器であり、第2の放射線検出器41は、第2の発光部33Bと第2の光検出部34とで構成されたPSS型放射線検出器である。

[0088] 図16に示す構成では、第1の発光部33Aと第2の発光部33Bとは、特性の異なる蛍光体を備える。例えば、第1の発光部33Aに、CsI:TlやCsI:Na等の柱状結晶構造を有する柱状結晶蛍光体を用い、第2の発光部33Bに、酸化ガドリニウム(GOS)蛍光体を用いる。この場合、柱状結晶蛍光体の先端部を図5に示す構成と同様に第1の光検出部32に対向させることが好ましい。

[0089] 柱状結晶蛍光体は、分解能が高く高性能である反面、GOS蛍光体に比べて高価であるため、高画質の撮影を必要とする静止画撮影用の第1の放射線検出器40の第1の発光部33Aに柱状結晶蛍光体を用い、高画質が必要とされない動画撮影用の第2の放射線検出器41の第2の発光部33BにGOS蛍光体を用いている。これにより、所望される性能を犠牲とすることなくコストを削減することができる。また、柱状結晶蛍光体は、厚みが厚いほど耐衝撃性が劣化するが、本構成では柱状結晶蛍光体を薄くすることができる。

ため、耐衝撃性が向上する。

[0090] GOS蛍光体は、粉末の粒子であるため、バインダー樹脂に混ぜられている。GOS蛍光体を小粒子とすることで分解能を向上させることが可能となるため、上記とは逆に、第1の発光部33AにGOS蛍光体を用い、第2の発光部33Bに柱状結晶蛍光体を用いてもよい。この場合には、柱状結晶蛍光体の先端部を第2の光検出部34に対向させることが好ましい。

[0091] 第1の発光部33Aは、GOS蛍光体を備えることにより、より高いエネルギーの放射線（X線）を吸収することができる。これは、GOS蛍光体が柱状結晶蛍光体より原子番号が大きいことによる。この構成は、動画撮影と静止画撮影とで放射線源140の管電圧を変え、高コントラストの静止画像を得るために静止画撮影時の管電圧を高くする場合に有効である。また、柱状結晶蛍光体は、放射線に対する感度が高いため、第2の発光部33Bに柱状結晶蛍光体を用いることで、動画撮影時の放射線の線量を下げ、患者の被曝を低減することができる。

[0092] 上記2つの例において、GOS蛍光体は、第1の光検出部32及び第2の光検出部34の一方に、塗布または貼り合せを行うことにより形成される。柱状結晶蛍光体は、第1の光検出部32及び第2の光検出部34の他方に、蒸着または貼り合せを行って形成される。柱状結晶蛍光体の蒸着には、直接蒸着と間接蒸着とがある。間接蒸着とは、蒸着基板に柱状結晶蛍光体を蒸着し、柱状結晶蛍光体を第1の光検出部32または第2の光検出部34に貼り合せた後、蒸着基板を剥離する方法である。柱状結晶蛍光体とGOS蛍光体との接合は、貼り合せ、または両者を押し当てた状態でパウチ加工することにより行う。また、柱状結晶蛍光体を、GOS蛍光体上に直接蒸着または間接蒸着した後、柱状結晶蛍光体と第1の光検出部32または第2の光検出部34とを貼り合せてもよい。

[0093] さらに別の例として、第1の発光部33Aに小粒子のGOS蛍光体をバインダー樹脂に混ぜたものを用い、第2の発光部33Bに大粒子のGOS蛍光体をバインダー樹脂に混ぜたものを用いてもよい。この場合、大粒子のGOS

S蛍光体は、小粒子のGOS蛍光体と比べ、分解能については劣るが、放射線に対する感度が高いため、高感度の動画像を得ることができる。また、上記各例において、第1の発光部33Aと第2の発光部33Bの間に光反射層を設けてもよい。

[0094] また、上記実施形態では、第1の放射線検出器40において、第1の光検出部32の光電変換膜321Cをアモルファスシリコンによって構成しているが、光電変換膜321Cを、有機光電変換材料を含む材料で構成してもよい。この場合には、主に可視光域で高い吸収を示す吸収スペクトルが得られ、光電変換膜321Cではシンチレータ332から放出された可視光以外の電磁波の吸収が殆どない。これにより、放射線が光電変換膜321Cで吸収されることで発生するノイズが抑制される。

[0095] また、有機光電変換材料からなる光電変換膜321C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TFT基板32A上に付着させることで形成することができ、TFT基板32Aに含まれる絶縁性基板325には、耐熱性は要求されない。このため、絶縁性基板325をガラス以外の材質とすることができる。

[0096] 光電変換膜321Cを有機光電変換材料で構成した場合、光電変換膜321Cで放射線が殆ど吸収されないので、第1の光検出部32を透過することによる放射線の減衰が抑制される。従って、光電変換膜321Cを有機光電変換材料で構成することは、第1の放射線検出器40がISS型である場合に好適である。

[0097] 光電変換膜321Cを構成する有機光電変換材料は、シンチレータ332から放出された可視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332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332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332から放出された可視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332の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。

[0098] 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、キナクリドン系有機化合物やフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。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332の材料としてCsI：Tlを用いれば、上記ピーク波長の差を5nm以内にする事が可能であり、シンチレータ332で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。

[0099] 光電変換膜321C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であり、電子を供与しやすい性質を有する。より詳しくは、有機p型化合物は、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。ドナー性有機半導体としては、電子供与性を有するものであれば如何なる有機化合物も使用可能である。有機n型化合物は、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であり、電子を受容し易い性質を有する。より詳しくは、有機n型化合物は、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。アクセプター性有機半導体としては、電子受容性を有するものであれば如何なる有機化合物も使用可能である。

[0100] また、光電変換部321は、少なくとも電極321A、321Bと光電変換膜321Cと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、光電変換膜321Cと電極321A、321Bとの間に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。

[0101] また、TFET322の活性層としては、In、Ga及びZnのうちの少なくとも1つを含む非晶質酸化物（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つを含む非晶質酸化物（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を含む非晶質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 $\text{InGaO}_3(\text{ZnO})_m$ (m は6未満の正の整数)で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、 $m=4$ であることがより好ましい。

[0102] また、TF T 3 2 2の活性層を有機半導体材料で形成してもよい。この場合、有機半導体材料としては、特開2009-212389号公報に記載された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。

[0103] TF T 3 2 2の活性層を、非晶質酸化物や有機半導体材料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、ノイズの発生が効果的に抑制される。

[0104] また、TF T 3 2 2の活性層をカーボンナノチューブで形成してもよい。この場合、TF T 3 2 2のスイッチング速度が高速化する。また、TF T 3 2 2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、活性層をカーボンナノチューブで形成する場合、活性層にごく微量の金属性不純物が混入しただけでTF T 3 2 2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・抽出して活性層の形成に用いる必要がある。

[0105] TF T 3 2 2の活性層を構成する非晶質酸化物や有機半導体材料、光電変換膜3 2 1 C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3 2 5としては、石英基板、ガラス基板等の耐熱性の高い基板に限られず、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ができる。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る。なお、絶

縁性基板 325 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。

[0106] 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 50 nm 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 500 nm 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（3～7 ppm）を有し、鋼鉄並の強度（460 MPa）、高弾性（30 GPa）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薄型化できる。

[0107] なお、以上のように構成された第 1 の光検出部 32 と同様に第 2 の光検出部 34 を構成してもよい。

[0108] また、上記実施形態では、第 1 の放射線検出器 40、第 2 の放射線検出器 41、放射線量測定部 42 は、いずれも放射線をシンチレータで可視光に変換し、この可視光を電荷に変換する間接変換型の放射線検出器であるが、アモルファスセレン等の光導電性層により放射線を電荷に直接変換する直接変換型の放射線検出器としてもよい。

[0109] また、上記実施形態では、放射線量測定センサ 31 を、第 1 の光検出部 32 及び第 2 の光検出部 34 より放射線の上流側に配置しているが、これに代えて、放射線量測定センサ 31 を、第 1 の光検出部 32 及び第 2 の光検出部 34 より放射線の下流側に配置してもよい。さらには、放射線量測定センサ 31 を、第 1 の光検出部 32 または第 2 の光検出部 34 に組み込んでもよい。

[0110] 上記実施形態では、放射線撮影装置として電子カセットを例示したが、電子カセットに代えて、マンモグラフィ装置等の放射線検出装置にも本発明を

適用可能である。

符号の説明

- [0111] 1 5 電子カセット
- 3 1 放射線量測定センサ
- 3 2 第 1 の光検出部
- 3 3 発光部
- 3 4 第 2 の光検出部
- 4 0 第 1 の放射線検出器
- 4 1 第 2 の放射線検出器
- 4 2 放射線量測定部
- 3 2 1, 3 4 1 光電変換部
- 3 2 4, 3 4 4 画素
- 3 3 2 シンチレータ
- 3 3 2 A 非柱状結晶
- 3 3 2 B 柱状結晶
- 3 3 2 C 先端部
- 3 3 3 防湿保護膜

請求の範囲

- [請求項1] 放射線発生器から射出された放射線を検出して画像データを生成する第1の放射線検出器と、
- 前記第1の放射線検出器を透過した放射線を検出して画像データを生成する第2の放射線検出器と、
- 前記第1及び第2の放射線検出器を制御し、前記第1の放射線検出器に静止画撮影を実行させ、前記第2の放射線検出器に動画撮影を実行させる制御部と、
- を備える放射線撮影装置。
- [請求項2] 放射線発生器から射出された放射線パルスの線量を測定する放射線量測定部と、
- 前記放射線量測定部により測定された線量を所定の閾値と比較する線量判定部とを備え、
- 前記制御部は、前記線量判定部により所定の閾値より小さい低線量パルスが検出された場合には、前記第2の放射線検出器に動画撮影を実行させ、前記線量判定部により前記閾値より大きい高線量パルスが検出された場合には、前記第1の放射線検出器に静止画撮影を実行させる、
- ことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項3] 前記第1及び第2の放射線検出器は、複数の画素を有し、
- 前記第2の放射線検出器は、前記第1の放射線検出器より前記画素の配置密度が小さいことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項4] 前記第2の放射線検出器は、前記第1の放射線検出器より前記画素の数が少ないことを特徴とする請求の範囲第3項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項5] 前記第2の放射線検出器は、前記第1の放射線検出器よりフレームレートが高いことを特徴とする請求の範囲第4項に記載の放射線撮影

装置。

[請求項6] 前記第2の放射線検出器は、前記第1の放射線検出器より視野範囲が小さいことを特徴とする請求の範囲第5項に記載の放射線撮影装置。

[請求項7] 第1の放射線検出器は、放射線を吸収して可視光を発生する発光部と、前記発光部の放射線入射側に配置されると共に、前記発光部により発生された可視光を検出する第1の光検出部とにより構成され、

第2の放射線検出器は、前記発光部と、前記発光部の放射線入射側とは反対側に配置されると共に、前記発光部により発生された可視光を検出する第2の光検出部とにより構成されている、

ことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線撮影装置。

[請求項8] 前記発光部は、柱状結晶蛍光体を備え、前記柱状結晶蛍光体の先端部が前記第1の光検出部に対向していることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の放射線撮影装置。

[請求項9] 前記第2の光検出部は、前記発光部より面積が小さいことを特徴とする請求の範囲第8項に記載の放射線撮影装置。

[請求項10] 前記第1及び第2の放射線検出器は、複数の画素を有し、

前記第2の放射線検出器は、前記第1の放射線検出器より前記画素の配置密度が大きいことを特徴とする請求の範囲第9項に記載の放射線撮影装置。

[請求項11] 前記第2の光検出部は、CMOS型イメージセンサまたはCCD型イメージセンサであることを特徴とする請求の範囲第10項に記載の放射線撮影装置。

[請求項12] 前記発光部と前記第2の光検出部との間に、前記発光部から放出された可視光を前記第2の光検出部に集光するためのフレネルレンズを備えることを特徴とする請求の範囲第9項に記載の放射線撮影装置。

[請求項13] 前記第1の放射線検出器は、放射線を吸収して可視光を発生する第1の発光部と、前記第1の発光部の放射線入射側に配置されると共に

、前記第 1 の発光部により発生された可視光を検出する第 1 の光検出部とにより構成され、

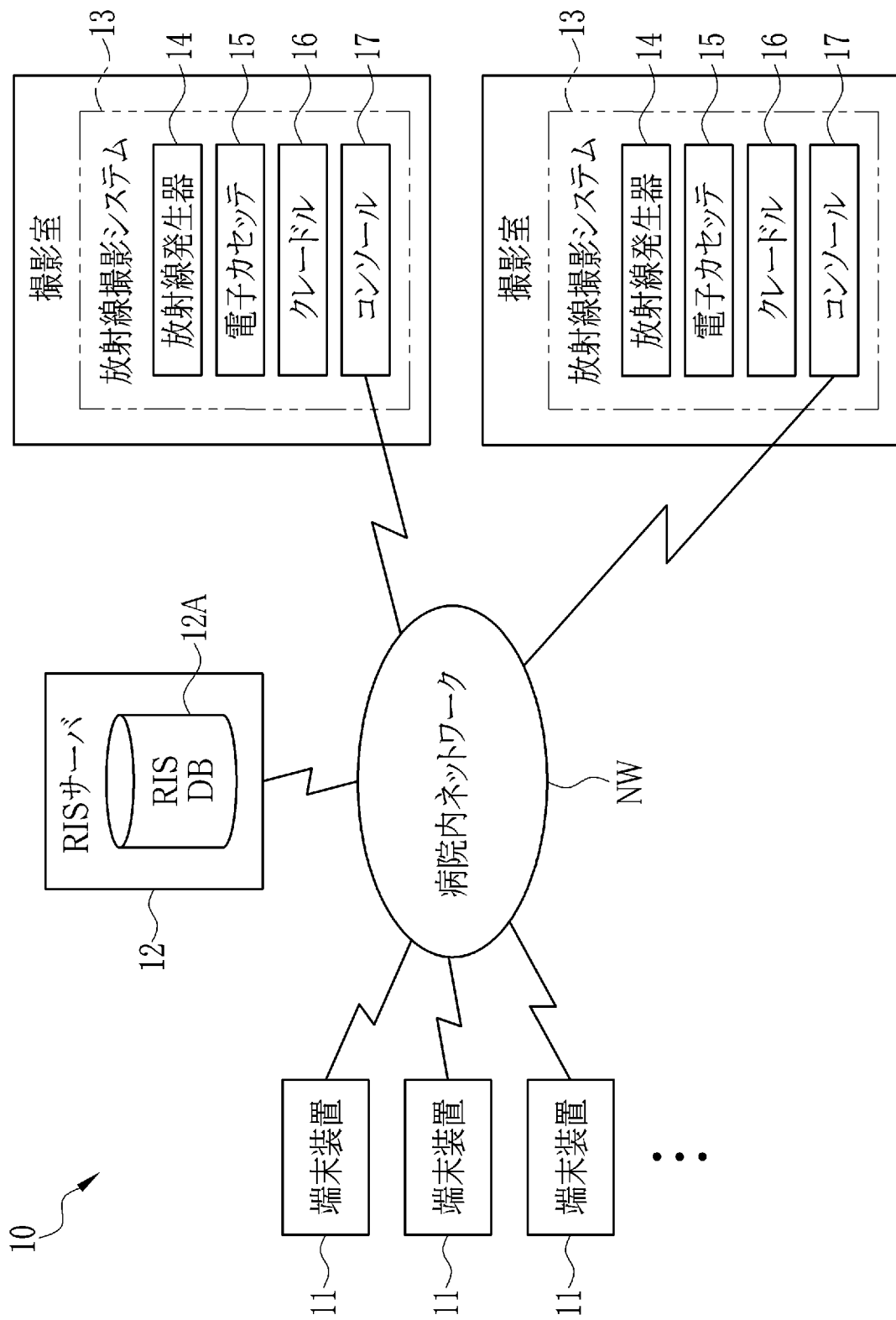
前記第 2 の放射線検出器は、前記第 1 の発光部及び前記第 1 の光検出部を透過した放射線を吸収して可視光を発生する第 2 の発光部と、前記第 2 の発光部の放射線入射側とは反対側に配置されると共に、前記第 2 の発光部により発生された可視光を検出する第 2 の光検出部とにより構成されている、

ことを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の放射線撮影装置。

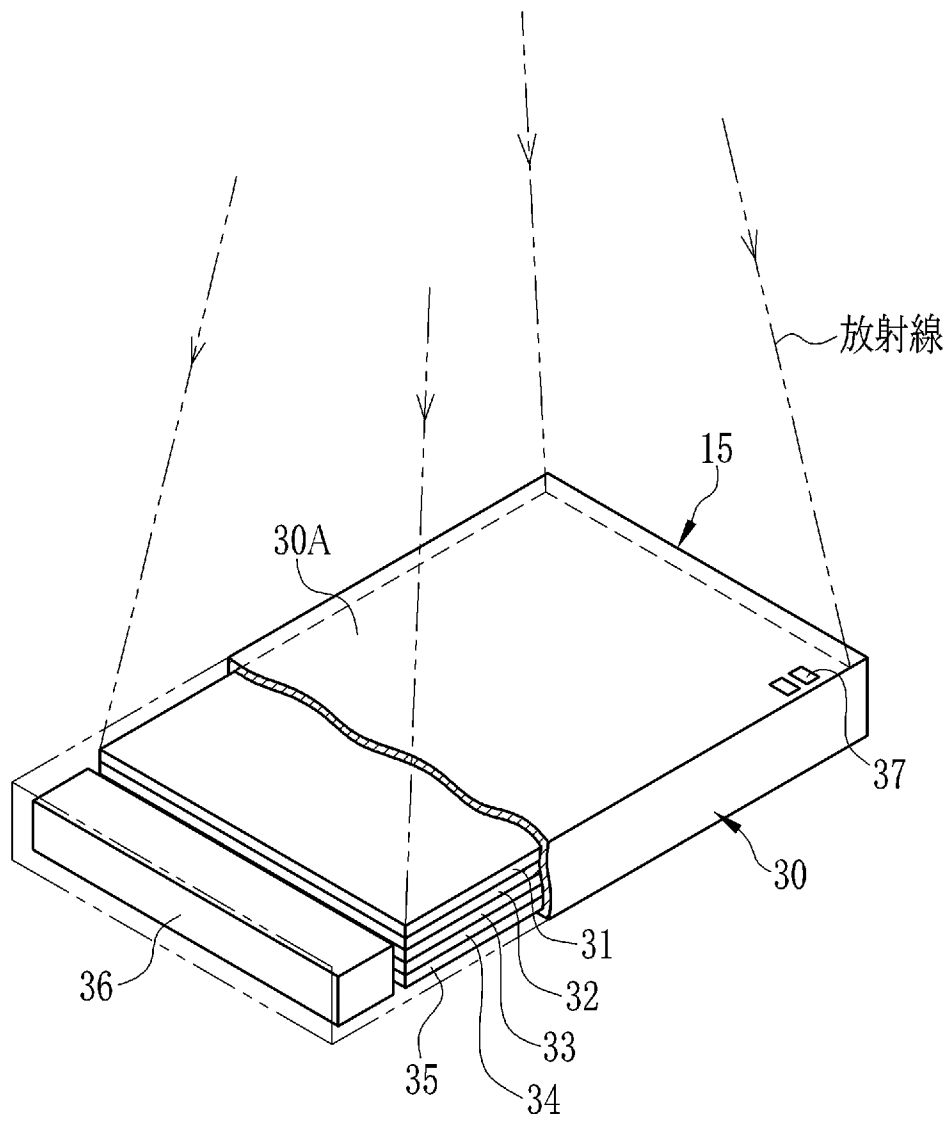
[請求項14]

前記第 1 の発光部と前記第 2 の発光部との一方が柱状結晶蛍光体を備え、他方が G O S 蛍光体を備えることを特徴とする請求の範囲第 1 3 項に記載の放射線撮影装置。

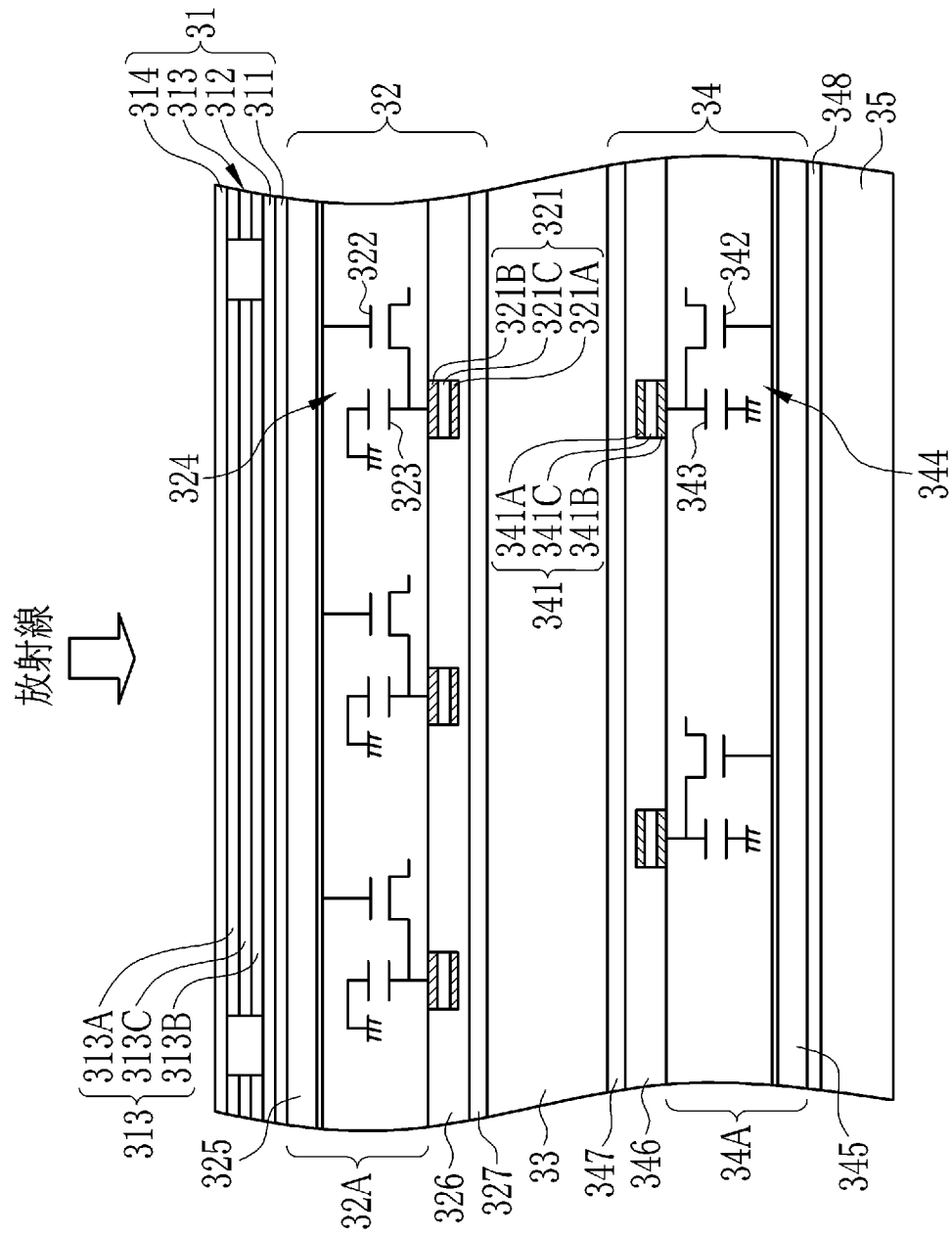
[図1]



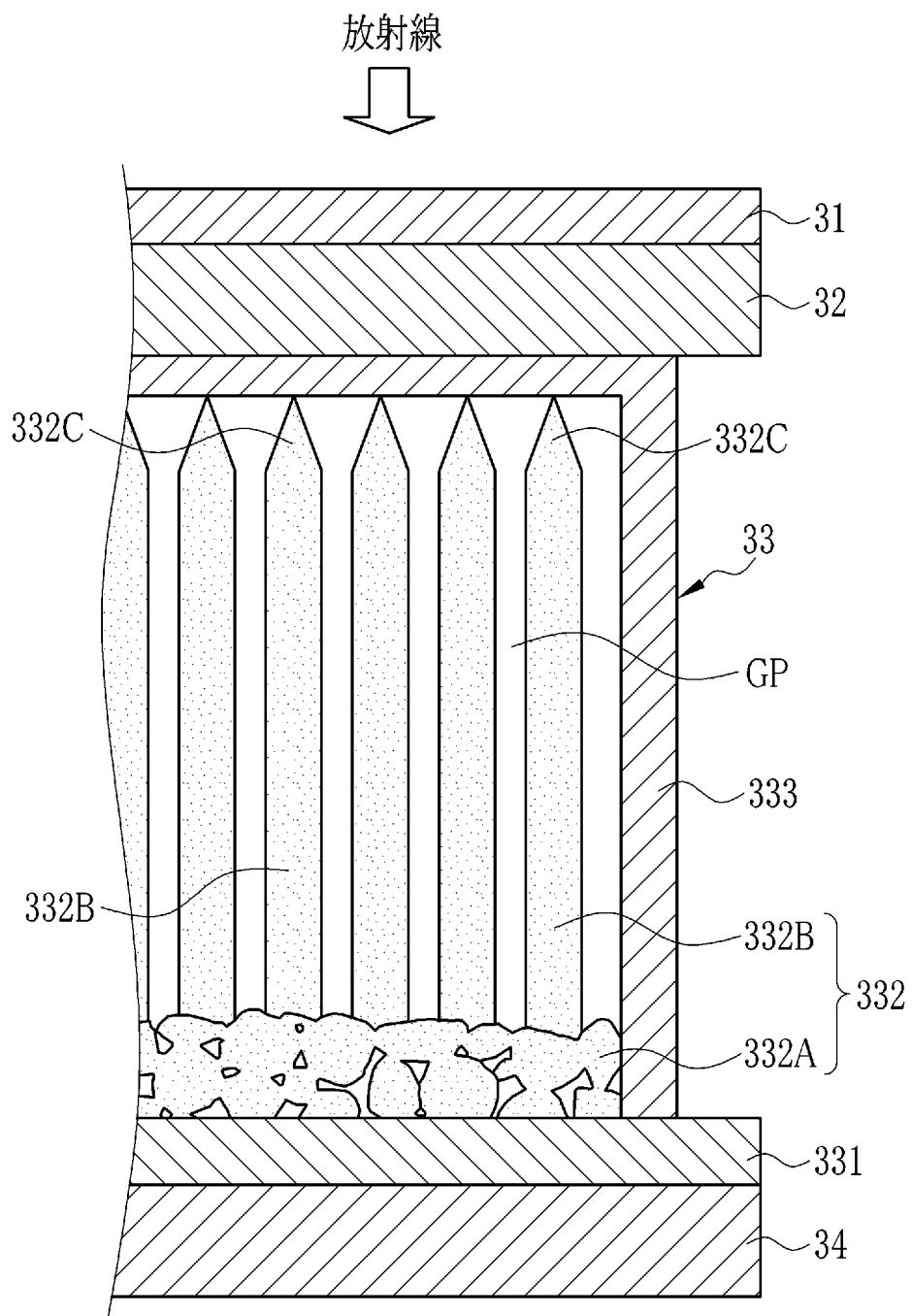
[図3]



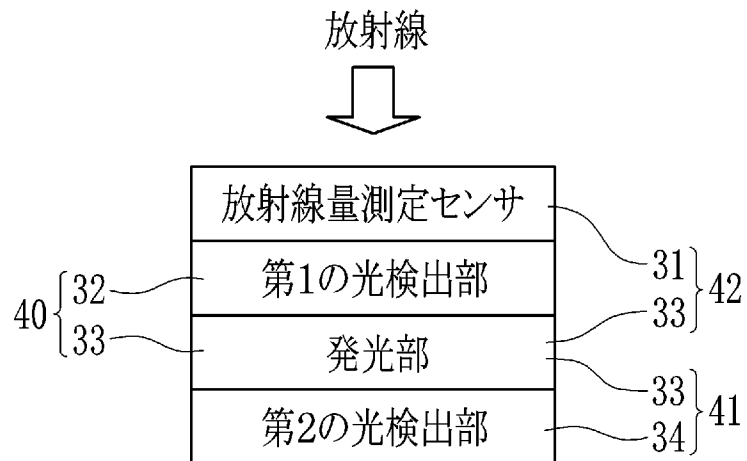
[図4]



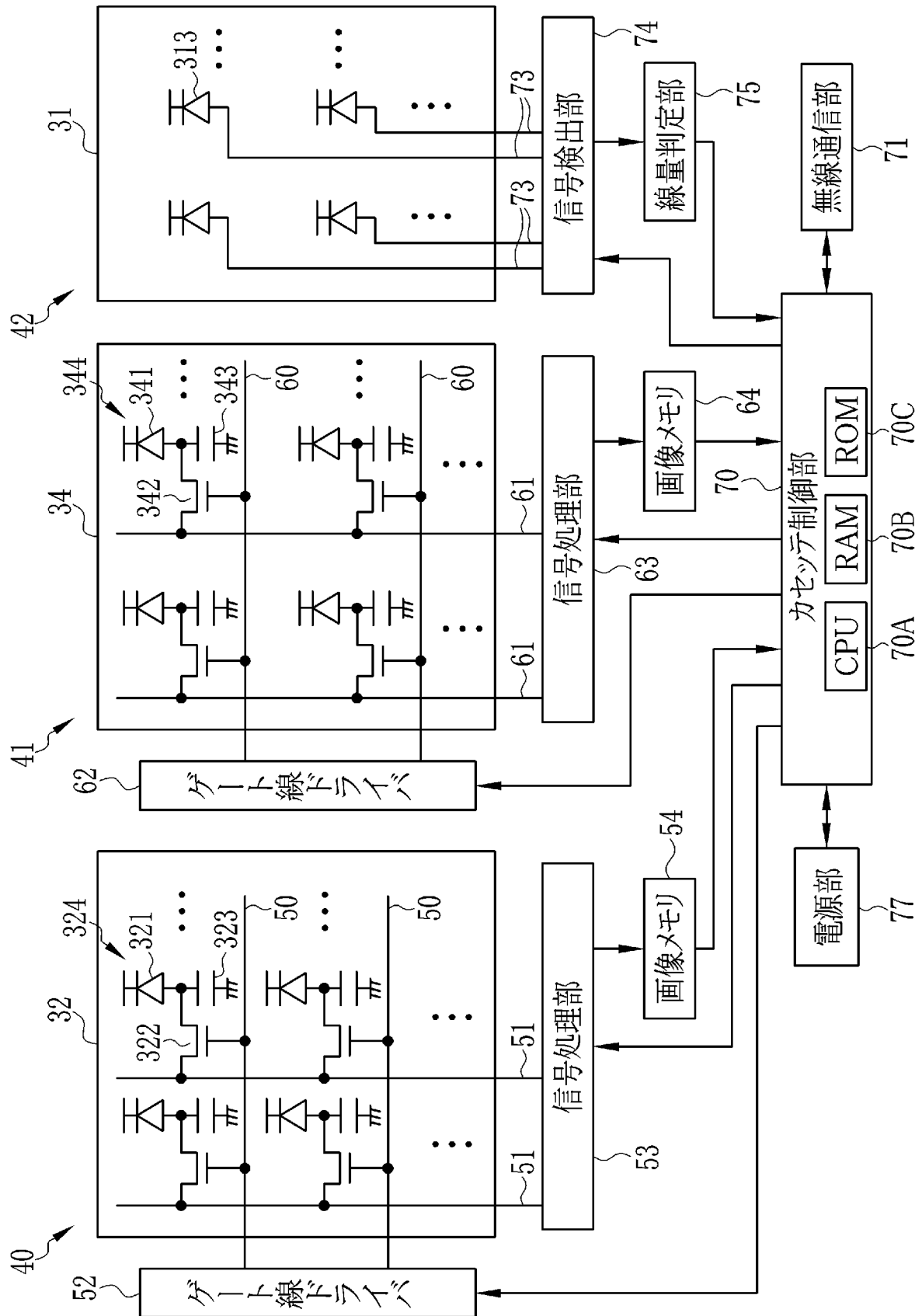
[図5]



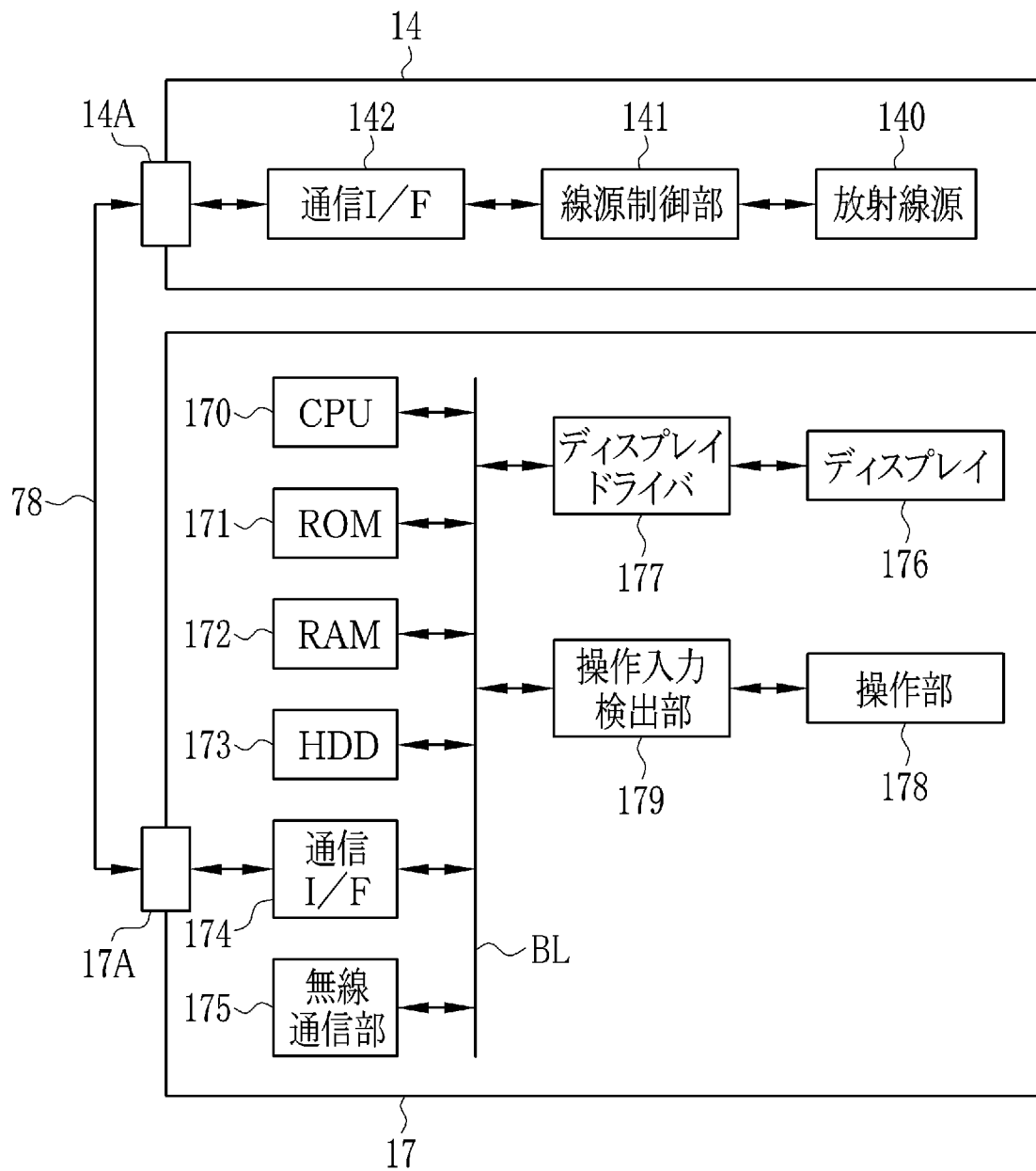
[図6]



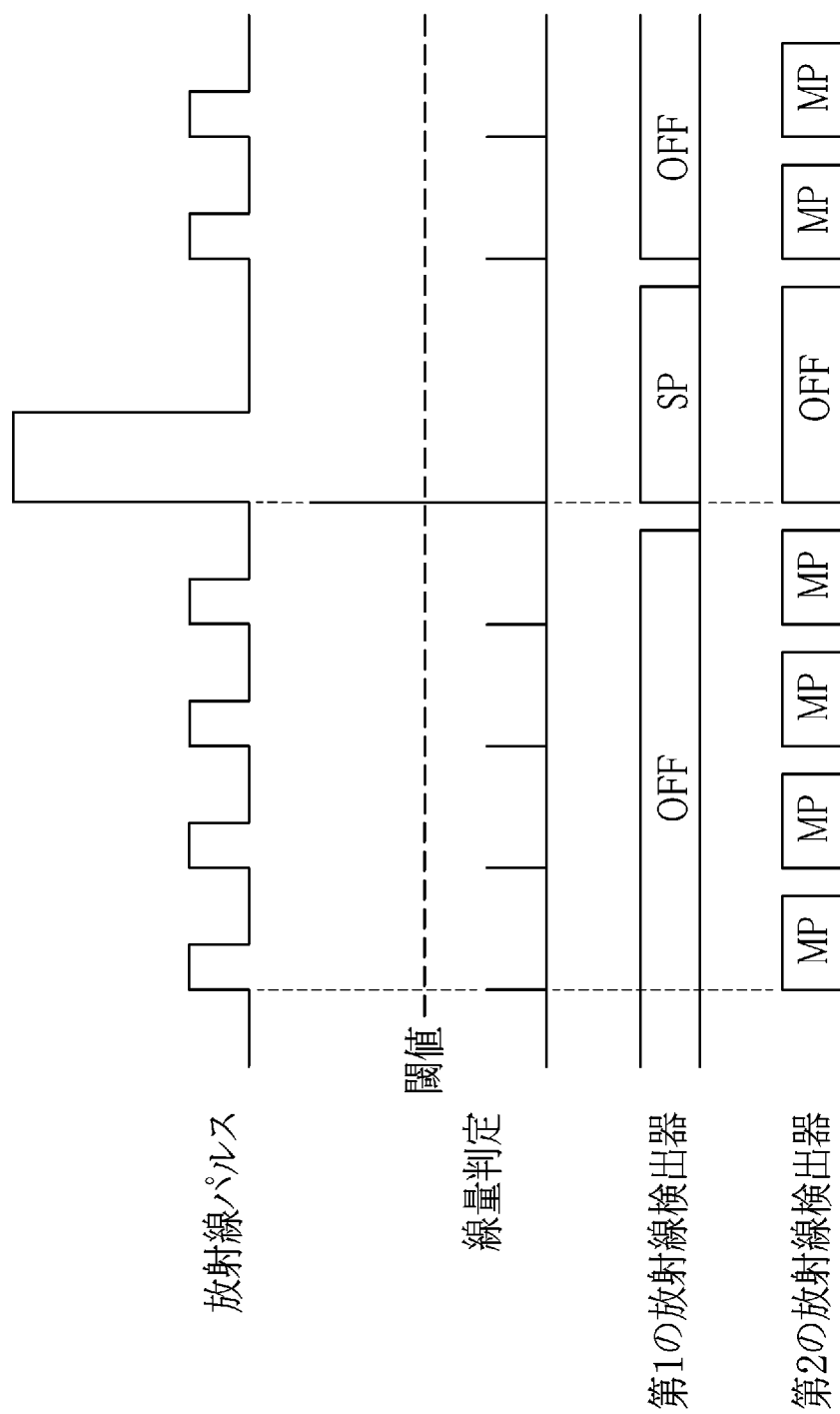
[図7]



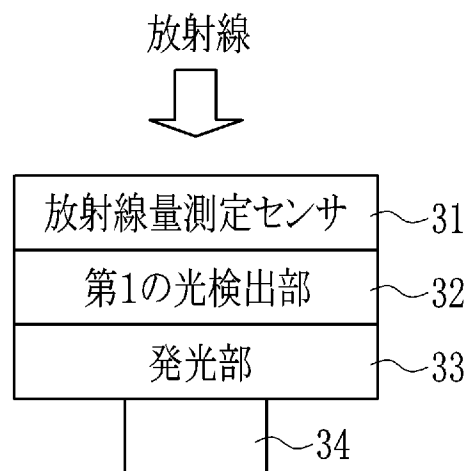
[図8]



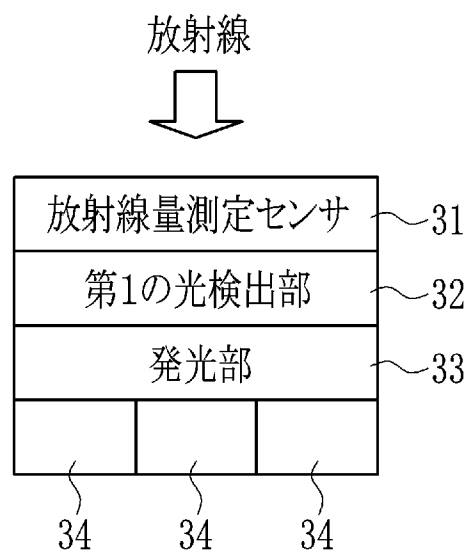
[図9]



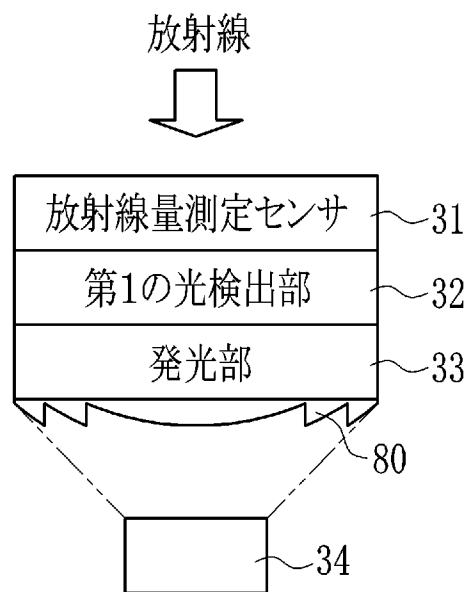
[図10]



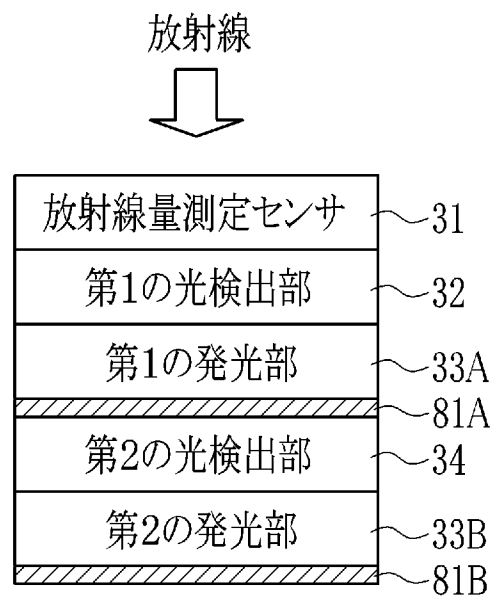
[図11]



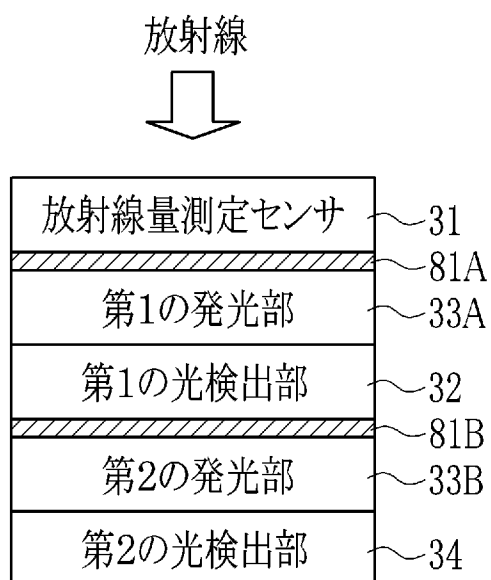
[図12]



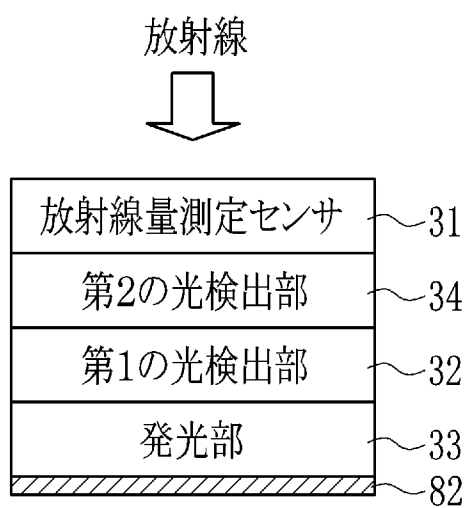
[図13]



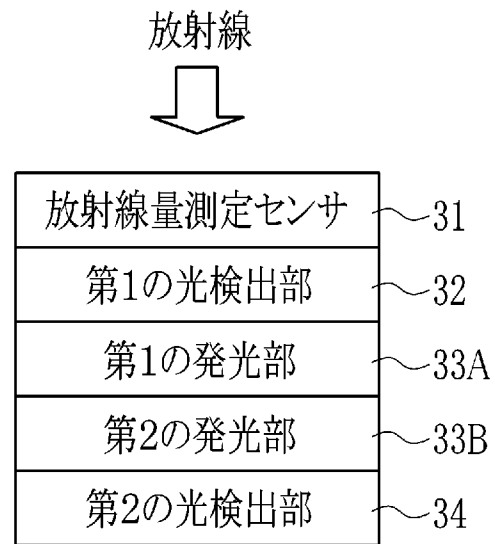
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064039

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, G01T1/20(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)

A61B6/00, G01T1/20

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
A	WO 2010/058309 A2 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 27 May 2010 (27.05.2010), entire text; all drawings & EP 2347284 A & CN 102216806 A	1-14
A	JP 2011-022132 A (Fujifilm Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2011-004966 A (Toshiba Corp.), 13 January 2011 (13.01.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

☒ 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
14 August, 2012 (14.08.12)

Date of mailing of the international search report
28 August, 2012 (28.08.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064039

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-253540 A (Canon Inc.), 10 September 2002 (10.09.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2010-269181 A (Shimadzu Corp.), 02 December 2010 (02.12.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 10-258046 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 29 September 1998 (29.09.1998), entire text; all drawings & US 6285738 B1	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

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

Int.Cl. A61B6/00, G01T1/20

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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
A	WO 2010/058309 A2 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2010.05.27, 全文、全図 & EP 2347284 A & CN 102216806 A	1-14
A	JP 2011-022132 A (富士フイルム株式会社) 2011.02.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2011-004966 A (株式会社東芝) 2011.01.13, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14

☒ 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

1 4 . 0 8 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 8 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

安田 明央

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

4 8 4 3

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
A	JP 2002-253540 A (キヤノン株式会社) 2002. 09. 10, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2010-269181 A (株式会社島津製作所) 2010. 12. 02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 10-258046 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 1998. 09. 29, 全文、全図 & US 6285738 B1	1-14