

(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 12 月 6 日(06.12.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/165155 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/JP2012/062623
- (22) 国際出願日: 2012 年 5 月 17 日(17.05.2012)
- (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 2011-121966 2011 年 5 月 31 日(31.05.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0
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): 阿賀野 俊
孝(AGANO, Toshitaka) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県
足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム
株式会社内 Kanagawa (JP). 岡田 美広(OKADA,
Yoshihiro) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開

成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内
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 7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内
Kanagawa (JP).

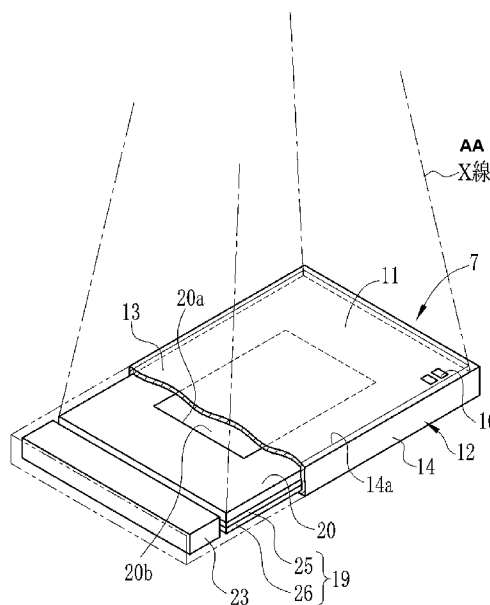
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒
1700004 東京都豊島区北大塚 2 丁目 2 5 番 1 号
太陽生命大塚ビル 3 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
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,

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影装置

[図2]



AA X-RAYS

(57) Abstract: In a radiographic imaging device (7), a low-energy-absorbing member (20), a sensor panel (25), and a scintillator (26) are disposed in the listed order on the inner side of a top plate (13) irradiated with X-rays. The sensor panel (25) is configured from a plurality of CMOS sensors (33) in which signal output circuits (41) are formed on substrates composed of mono-crystalline Si. From X-rays that have permeated the insulating layer (13), the low-energy-absorbing member (20) absorbs a low-energy component that causes deterioration of the characteristics of the signal output circuits (41). The low-energy-absorbing member (20) has a concave part (20a) in the center thereof. A cushioning member (20b) is mounted in the concave part (20a).

(57) 要約: 放射線画像撮影装置(7)は、X線が照射される天板(13)の内側に、低エネルギー吸収部材(20)、センサパネル(25)、シンチレータ(26)がこの順番に配置されている。センサパネル(25)は、単結晶Siからなる基板に信号出力回路(41)が形成された複数枚のCMOSセンサ(33)で構成されている。低エネルギー吸収部材(20)は、天板(13)を透過したX線から、信号出力回路(41)の特性劣化の原因となる低エネルギー成分を吸収する。また、低エネルギー吸収部材(20)は、中央部に凹部(20a)を有する。凹部(20a)には、緩衝材(20b)が取り付けられている。



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 (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))

明 細 書

発明の名称：放射線画像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置に関する。

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）を利用して被写体（患者の撮影部位）を撮影する放射線画像撮影システムが知られている。放射線画像撮影システムは、放射線を照射する放射線発生装置と、撮影部位の放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置とを有する。放射線画像撮影装置には、立位撮影台や臥位撮影台に組み込まれた据え置き型のものや、持ち運び可能な可搬型のもの（いわゆる電子カセット）がある。可搬型の放射線画像撮影装置は、病室等でベッドに寝ている患者の下に挿入して撮影することができる。

[0003] 放射線画像撮影装置には、放射線の入射量に応じた信号電荷を蓄積する画素がマトリクス状に配列された検出面を有するFPD（flat panel detector）を利用したものが実用化されている。FPDでは、検出面において画素毎に信号電荷を蓄積することで、放射線画像を検出し、これをデジタルの画像データとして出力する。

[0004] FPDには、アモルファスセレン（a-Se）等からなる変換層で放射線を直接信号電荷に変換する直接変換型FPDと、放射線を一旦可視光に変換し、可視光を信号電荷に変換する間接変換型FPDが知られている。間接型FPDは、放射線を可視光に変換するシンチレータと、このシンチレータに対向して配置された検出パネルと、電気制御回路とで構成されている。検出パネルは、ガラス基板などの絶縁基板上に、光電変換により信号電荷を発生する光電変換部を画素ごとに形成した検出面を有しており、シンチレータからの可視光を信号電荷に変換して蓄積する。

[0005] 検出パネルとしては、ガラス基板上にTFT（thin-film transistor）と

光電変換部とをマトリクス状に配列したTFTパネルや、CMOS型イメージセンサ（以下、CMOSセンサという）が用いられる。TFTは、アモルファスシリコン（a-Si）等の非晶質半導体により形成されている。CMOSセンサは、シリコン（Si）の単結晶半導体基板に、半導体プロセスにより光電変換部とMOSトランジスタとがマトリクス状に形成されている。

[0006] CMOSセンサのMOSトランジスタは、単結晶半導体により形成されているため、非晶質半導体で形成されたTFTパネルに比べて、キャリア移動度が3～4桁以上高く、信号電荷の高速読み出しが可能である。また、CMOSセンサは、光電変換部やMOSトランジスタの製造時の特性（例えば、MOSトランジスタの閾値電圧等）のばらつきが小さいため、高S/Nの画像を得ることが可能である。このように、CMOSセンサは、動画撮影や高画質撮影に適している。

[0007] CMOSセンサは、現在では12インチウエハを用いて、四角形の一边が約200mmのサイズを有するものが製造可能である。このため、例えば、医療用として一般的な一边が17インチのFPDは、4枚のCMOSセンサを用いて構成することができる。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 一般的に、単結晶半導体基板は脆く割れやすいため、可搬型の放射線画像撮影装置にCMOSセンサを有するFPDを用いる場合には、患者の下に放射線画像撮影装置をセットした場合の破損を防止するための保護構造が必要となり、放射線画像撮影装置が大型化してしまう。

[0009] また、単結晶半導体基板では、放射線照射により、MOSトランジスタの閾値電圧の変化や、暗電流の増加等の特性劣化が発生することが知られている。これは、単結晶半導体基板を用いたMOS構造では、放射線の吸収によって単結晶半導体基板と酸化膜との界面に電荷（以下、界面電荷という）が生じて蓄積されるためである。放射線照射による単結晶半導体の特性劣化は、被写体のサイズがFPDの検出面よりも小さい場合には、被写体を通過し

ない放射線が入射する領域（素抜け領域）で界面電荷が大きくなるため、特に問題となる。

[0010] 特開２００５－２４９６３９号公報には、被写体と放射線画像撮影装置との間に、被写体によって散乱されたＸ線を吸収する散乱Ｘ線吸収グリッドを配置し、この散乱Ｘ線吸収グリッドの外周に、素抜け領域に照射されたＸ線を吸収する吸収部を設けたものが開示されている。また、特開２０１０－０７５５５３号公報には、放射線発生装置に、素抜け領域に照射されるＸ線の吸収量を増加させたフィルタを配置することが開示されている。しかし、特開２００５－２４９６３９号公報に記載の吸収部と、特開２０１０－０７５５５３号公報に記載のフィルタとは、いずれも撮影に必要なＸ線成分を吸収してしまい、放射線画像の画質劣化をもたらす。また、特開２００５－２４９６３９号公報と特開２０１０－０７５５５３号公報とには、いずれもＣＭＯＳセンサの特性劣化の防止や、破損防止については記載がない。

[0011] 本発明は、放射線によるセンサパネルの特性劣化を抑制するとともに、被写体からの荷重や衝撃によるセンサパネルの破損を防止する放射線画像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

[0012] 本発明の放射線画像撮影装置は、シンチレータ、センサパネル、筐体、低エネルギー吸収部材を備えている。シンチレータは、放射線を光に変換する。センサパネルは、シンチレータで変換された光を電荷に変換して蓄積する光電変換層と、蓄積された電荷に応じた信号を画素単位で出力する複数の信号出力回路とで構成されている。信号出力回路は、単結晶半導体基板に形成されている。筐体は、シンチレータ及びセンサパネルを収容する箱状の筐体本体と、筐体本体の開口部を封止するとともに、放射線が照射される天板とを有する。低エネルギー吸収部材は、天板とセンサパネルとの間に配置され、天板を透過した放射線の低エネルギー成分を吸収する。

[0013] 放射線の入射方向に沿って、天板、低エネルギー吸収部材、センサパネル、シンチレータの順に配置されていることが好ましい。

- [0014] 低エネルギー吸収部材は、中央部よりも周縁部のほうが低エネルギー成分の吸収量が多いことが好ましい。この場合、低エネルギー吸収部材は、中央部と周縁部とで厚みが異なることが好ましい。具体的には、低エネルギー吸収部材は、中央部に凹部を有する。さらに、この凹部に収容された緩衝材を備えている。凹部は、中央部から周縁部に向かって深さが段階的に浅くなる形状であってもよい。または、凹部は、中央部から周縁部に向かって深さが連続的に浅くなる形状であってもよい。さらに、低エネルギー吸収部材は、周縁部に、放射線の低エネルギー成分を吸収する放射線吸収層を有するものであってもよい。
- [0015] 低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収量の領域差に応じて、センサパネルにより生成される画像データを補正する画像補正部を備えることが好ましい。
- [0016] センサパネルは、CMOS型イメージセンサにより構成されていることが好ましい。また、センサパネルは、複数のCMOS型イメージセンサを、全体形状が矩形状となるように配列したものであることが好ましい。さらに、CMOS型イメージセンサは、光電変換層、単結晶半導体基板、絶縁層、第1電極、第2電極を有することが好ましい。絶縁層は、単結晶半導体基板の表面上に形成されている。第1電極は、絶縁層の表面上に画素単位で個別に形成されている。光電変換層は、第1電極の表面上に各画素に共通に設けられている。第2電極は、光電変換層の表面上に各画素に共通に設けられている。
- [0017] 低エネルギー吸収部材は、センサパネルよりもサイズが大きいことが好ましい。低エネルギー吸収部材は、天板に貼り合わされていることが好ましい。放射線の低エネルギー成分は、放射線のエネルギー分布の $1/2$ 以下のエネルギー成分であることが好ましい。
- [0018] 低エネルギー吸収部材は、アルミニウムまたはガラスにより形成されていることが好ましい。シンチレータは、柱状結晶構造であることが好ましい。特に、シンチレータは、CsI : TlまたはCsI : Naにより形成されてい

ることが好ましい。また、シンチレータは、支持基板に蒸着されたものであり、支持基板は、シンチレータに対してセンサパネルとは反対側に配置されていることが好ましい。

発明の効果

[0019] 本発明の放射線画像撮影装置によれば、低エネルギー吸収部材により、センサパネルに照射される放射線から低エネルギー成分を吸収するので、単結晶半導体基板に設けられた信号出力回路の特性劣化を抑制することができる。また、低エネルギー吸収部材により単結晶半導体基板を保護し、破損を防止することができる。

[0020] また、低エネルギー吸収部材は、中央部の低エネルギー成分の吸収量が周縁部の吸収量よりも小さいので、放射線画像の画質を劣化させずに、周縁部の信号出力回路の特性劣化を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]放射線画像撮影システムの構成図である。

[図2]放射線画像撮影装置を一部破断して示す斜視図である。

[図3]放射線画像撮影装置の断面図である。

[図4]センサパネルの構成を示す平面図である。

[図5]F P Dの構成を示す断面図である。

[図6]光電変換層の感度域及びシンチレータの発光領域を示すグラフである。

[図7]画素の構成を示す回路図である。

[図8]天板上に被写体が載置された状態を示す斜視図である。

[図9]放射線画像撮影装置の電氣的構成を示すブロック図である。

[図10]コンソール及び放射線発生装置の電氣的構成を示すブロック図である。

[図11]低エネルギー吸収部材の第1の変形例を示す断面図である。

[図12]低エネルギー吸収部材の第2の変形例を示す断面図である。

[図13]低エネルギー吸収部材の第3の変形例を示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0022] 図1において、放射線画像撮影システム5は、被写体（患者）Hの撮影部位に放射線としてX線を照射する放射線発生装置6と、被写体Hの放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置7と、放射線発生装置6と放射線画像撮影装置7とを制御するコンソール8とを備える。

[0023] 放射線発生装置6は、放射線源6aと、線源フィルタ6bとを有する。放射線源6aは、X線を放射するX線管6cと、X線管6cが放射するX線の照射野を限定する照射野限定器（コリメータ）6dとを有している。

[0024] X線管6cは、熱電子を放出するフィラメントからなる陰極と、陰極から放出された熱電子が衝突してX線を放射する陽極（ターゲット）とを有している。照射野限定器6dは、例えば、X線を遮蔽する複数枚の鉛板を四角形の各辺に配置し、X線を透過させる照射開口を中央に形成したものであり、鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさを変化させて、照射野を限定する。

[0025] 線源フィルタ6bは、放射線源6aから放射されたX線から、撮影部位を透過する際に散乱して放射線画像を劣化させる原因となる低エネルギー成分を除去する。線源フィルタ6bには、X線の低エネルギー成分のみを吸収する性質を有する材料が用いられる。このような材料としては、例えばアルミニウムが好適である。線源フィルタ6bを透過したX線の高エネルギー成分が被写体Hの撮影に用いられる。

[0026] X線管6cから放射されるX線のエネルギー分布は、例えば、X線管6cの管電圧が70kVであり、X線管6cから放射されるX線の最大エネルギーが70KeV程度であるときには、おおよそ15～70KeVである。本実施形態では、このX線のエネルギー分布の約1/2以下（15～40KeV）を低エネルギー成分とし、1/2以上（40～70KeV）を高エネルギー成分とする。線源フィルタ6bは、15～40KeVの低エネルギー成分を吸収する。

[0027] 図2において、放射線画像撮影装置7は、FPD19と、低エネルギー吸収部材20と、電気回路部23と、これらを収容する可搬型の筐体12とで構

成されている。筐体 1 2 は、天板 1 3 と、扁平な箱形状の筐体本体 1 4 とを有する。天板 1 3 は、筐体本体 1 4 の上部の開口部 1 4 a を封止している。天板 1 3 の上面は、放射線発生装置 6 から射出された X 線が照射される照射面 1 1 である。このため、天板 1 3 は、X 線の透過性が高いカーボン等で形成されている。カーボンは高強度であるため、被写体 H の体重がかかる天板 1 3 の材料として好適である。筐体本体 1 4 は A B S 樹脂等で形成されている。

[0028] 筐体 1 2 は、放射線画像を感光材料に記録する従来の放射線フィルムカセットと同じサイズ（例えば、17 インチ角）である。放射線画像撮影装置 7 は、放射線フィルムカセットと同様に可搬性を有し、放射線フィルムカセットに代えて用いることが可能である。

[0029] 放射線画像撮影装置 7 の天板 1 3 には、複数個の L E D により構成された表示部 1 6 が設けられている。表示部 1 6 には、放射線画像撮影装置 7 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 5 4 の残容量等の動作状態が表示される。なお、表示部 1 6 を、L E D 以外の発光素子や、液晶ディスプレイや有機 E L ディスプレイ等で構成してもよい。また、表示部 1 6 を、筐体本体 1 4 に設けてもよい。

[0030] 放射線画像撮影装置 7 の筐体 1 2 内には、天板 1 3 側から順に低エネルギー吸収部材 2 0 と F P D 1 9 とが積層されている。低エネルギー吸収部材 2 0 は、天板 1 3 に対面しており、天板 1 3 を透過した X 線の低エネルギー成分を吸収するとともに、天板 1 3 に加えられる荷重や衝撃等から F P D 1 9 を保護する。

[0031] 電気回路部 2 3 は、信号処理部 5 0、画像メモリ 5 1、制御部 5 2、無線通信部 5 3、バッテリー 5 4 等（いずれも図 9 参照）を収容している。電気回路部 2 3 は、筐体 1 2 の内部の短手方向に沿った一端側に配置されている。F P D 1 9 は、バッテリー 5 4 から供給される電力によって作動する。電気回路部 2 3 の天板 1 3 側には、電気回路部 2 3 が X 線により損傷することを防止するため、鉛板等の放射線遮蔽部材（図示せず）が設けられている。

[0032] 図3において、低エネルギー吸収部材20は、天板13の内面のほぼ全面にわたって、接着剤（図示せず）で貼り合わされている。FPD19は、低エネルギー吸収部材20の下面に接着剤（図示せず）で貼り合わされている。このように、天板13に低エネルギー吸収部材20及びFPD19を順に貼り合わせることで、放射線画像撮影装置7が薄型化され、かつ低エネルギー吸収部材20によりFPD19が補強される。なお、低エネルギー吸収部材20は、FPD19が完全に貼り合わせられるように、FPD19のサイズ以上の大きさであることが好ましい。

[0033] FPD19は、センサパネル25とシンチレータ26とを有し、天板13側から、センサパネル25とシンチレータ26とが順に積層されている。シンチレータ26の下面には、シンチレータ26を支持する支持基板27が設けられている。FPD19の外周には、シンチレータ26を湿気等から保護するために封止剤28が設けられている。筐体12内の底面には、FPD19の駆動回路基板29が配置されている。駆動回路基板29とセンサパネル25とは、フレキシブルケーブル30を介して電氣的に接続されている。

[0034] シンチレータ26は、被写体Hを透過して筐体12の照射面11に照射され、天板13、低エネルギー吸収部材20、センサパネル25を透過して入射したX線を吸収して可視光を発生する。シンチレータ26としては、CsI：Tl（タリウムを添加したヨウ化セシウム）や、CsI：Na（ナトリウムを添加したヨウ化セシウム）、GOS（ Gd_2O_2S ：Tb）等が用いられる。本実施形態では、シンチレータ26として、CsI：Tlを用いる。シンチレータ26は、CsI：Tlを支持基板27に蒸着することにより形成される。このシンチレータ26は、柱状結晶構造であり、支持基板27からセンサパネル25に向かう方向に沿って、複数の柱状結晶（図示せず）を有している。柱状結晶は、その平径が柱状結晶の長手方向に沿ってほぼ均一である。

[0035] シンチレータ26で発生した光は、柱状結晶のライトガイド効果によって柱状結晶内を伝搬し、柱状結晶の先端部からセンサパネル25に向かって射

出される。このように、シンチレータ 26 を柱状結晶構造とすることにより、シンチレータ 26 からセンサパネル 25 側へ射出される可視光の拡散が抑制されるので、放射線画像撮影装置 7 によって撮影される放射線画像の鮮鋭度が向上する。

[0036] 支持基板 27 のシンチレータ 26 側の表面には、反射層（図示せず）が設けられている。シンチレータ 26 で発光し、支持基板 27 側に伝搬した可視光は、反射層によりシンチレータ 26 を再度経由してセンサパネル 25 側へ反射されるので、センサパネル 25 への入射光量（シンチレータ 26 で発光した光の検出効率）が向上する。

[0037] X線入射によるシンチレータ 26 での発光は、主にシンチレータ 26 の表面側（X線入射側）で生じるため、本実施形態のように、シンチレータ 26 のX線入射側にセンサパネル 25 を配置した場合には、シンチレータ 26 での発光位置とセンサパネル 25 との距離が近いので、光検出の分解能及び受光量が高い。このように、シンチレータ 26 のX線入射側にセンサパネル 25 を配置する構成は、I S S（Irradiation Side Sampling）方式と称される。逆に、シンチレータのX線入射側とは反対側にセンサパネルを配置する構成は、P S S（Penetration Side Sampling）方式と称される。I S S方式では、P S S方式より放射線画像の鮮鋭度及び感度が向上する。

[0038] 図 4 において、センサパネル 25 は、4 枚の CMOS 型イメージセンサ（以下、CMOS センサという）33 により構成されている。各 CMOS センサ 33 は、マトリクス状に配置された複数の画素 33a（図 7 参照）を有する。各 CMOS センサ 33 は、一辺の長さが 200 mm 程度の矩形状である。4 枚の CMOS センサ 33 は、上下左右に互いに隣接するように並べられ、およそ一辺が 17 インチの四角形を形成する。

[0039] CMOS センサ 33 は、米国公開 2009/0224162 号公報に開示されたものと同様の構成である。具体的には、図 5 に示すように、CMOS センサ 33 は、単結晶半導体基板 34 と、絶縁層 35 と、第 1 電極 36 と、光電変換層 37 と、第 2 電極 38 とにより構成されている。

[0040] 単結晶半導体基板 34 は、単結晶 Si で作られている。絶縁層 35 は、単結晶半導体基板 34 の表面上に酸化シリコン等で形成されている。第 1 電極 36 は、絶縁層 35 の表面上に、画素 33a 毎に個別に形成されている。光電変換層 37 は、各第 1 電極 36 の表面上に、各画素 33a に共通に設けられている。第 2 電極 38 は、光電変換層 37 の表面上に、各画素 33a に共通に設けられている。第 2 電極 38 の表面上には、前述のシンチレータ 26 が接着剤（図示せず）により貼り合わされている。

[0041] 第 2 電極 38 は、シンチレータ 26 で発生した可視光を光電変換層 37 に入射させるように、可視光に対して透明な導電性材料（例えば、酸化インジウムスズ（ITO））で形成されている。なお、本実施形態では、第 2 電極 38 を各画素 33a に共通に設けているが、画素 33a 毎に個別に設けてもよい。

[0042] 光電変換層 37 は、シンチレータ 26 との組み合わせにより、X線の入射量に応じた信号電荷を発生する。光電変換層 37 は、シンチレータ 26 により発生された可視光を吸収して、その光量に応じた信号電荷を発生するものであり、有機又は無機の光電変換材料で形成されている。無機の光電変換材料としては、例えば、アモルファスシリコン（a-Si）がある。有機の光電変換材料としては、例えば、キナクリドンがある。

[0043] 図 6 に示すように、キナクリドンからなる有機光電変換材料（OPC）の感度は、CsI : Na や、単結晶 Si（c-Si）よりも、CsI : Tl が発生する可視光の波長域に近い。このため、シンチレータ 26 として CsI : Tl を用いた本実施形態では、光電変換層 37 をキナクリドンで形成することが好ましく、高い検出効率を得ることができる。なお、画質の向上や、動画撮影の向上を図るには、光電変換層 37 の材料としてキャリア移動度が高く、かつ製造ばらつきの少ない有機光電変換材料を用いることが好ましい。

[0044] 単結晶半導体基板 34 には、画素 33a 毎に信号出力回路 41 が設けられている。信号出力回路 41 は、CMOS 回路により形成されている。信号出

力回路41と第1電極36との間は、コンタクト配線42によって電氣的に接続されている。第2電極38には、バイアス電圧が印加されており（図7参照）、光電変換層37により発生された信号電荷を各画素33aの第1電極36により収集する。信号出力回路41は、第1電極36により収集された信号電荷を、その信号電荷量に応じた電圧信号に変換して出力する。

[0045] 図7において、信号出力回路41は、出力トランジスタT1、行選択トランジスタT2、リセットトランジスタT3、行選択線L1、信号出力線L2、リセット線L3により構成されている。出力トランジスタT1、行選択トランジスタT2、リセットトランジスタT3は、それぞれMOSトランジスタである。行選択線L1、信号出力線L2、リセット線L3は、前述の絶縁層35内にアルミニウム等の金属で形成されている。

[0046] 出力トランジスタT1は、第1電極36に接続されており、第1電極36により収集された信号電荷に応じた電圧がゲートに印加される。行選択トランジスタT2は、行選択線L1に印加される選択信号よりオンとなり、出力トランジスタT1のゲート電圧に応じて制御された電圧信号が信号出力線L2に印加される。リセットトランジスタT3は、リセット線L3に印加される選択信号よりオンとなり、第1電極36により収集された信号電荷を電源配線Vddに廃棄する。

[0047] 以上のように、CMOSセンサ33の単結晶半導体基板34には、シリコンが用いられているため、各トランジスタT1～T3のキャリア移動度は、a-Si等の非晶質半導体からなるTFETに比べて、3～4桁以上高く、高速読み出しが可能である。また、単結晶半導体基板34には、FPD19の制御部等の周辺回路を混載することも可能である。

[0048] 信号出力回路41のうち、行選択線L1、信号出力線L2、リセット線L3は、アルミニウム等の金属で形成されているためX線による劣化は少ないが、出力トランジスタT1、行選択トランジスタT2、リセットトランジスタT3は、単結晶Siで形成されているため、X線により特性が劣化（閾値電圧の変化や暗電流の増加）する恐れがある。これは、単結晶Siを用いた

MOS構造では、X線の吸収によって単結晶半導体基板34と絶縁層35との界面に電荷（以下、界面電荷という）が生じて蓄積されるためである。

[0049] X線の高エネルギー成分は、CMOSセンサ33を透過するが、X線の低エネルギー成分は、CMOSセンサ33を透過するだけのエネルギーが無く、CMOSセンサ33に吸収されてしまうため、各トランジスタT1～T3の界面電荷を増加させる可能性がある。そこで、天板13の下に配置した低エネルギー吸収部材20によって、MOSトランジスタの特性劣化に影響する低エネルギー成分を吸収している。

[0050] 低エネルギー吸収部材20は、放射線撮影に寄与するX線の高エネルギー成分をあまり吸収せず、低エネルギー成分を多く吸収する性質を有する材料（例えば、アルミニウムやガラス）によって作成された板状体である。なお、低エネルギー吸収部材20の部材は、上述した線源フィルタ6bと同じ材料、または、線源フィルタ6bと同じ材料を含む材料を用いるのが好ましい。線源フィルタ6bと低エネルギー吸収部材20とに同じ材料を用いた場合には、双方のX線吸収特性が等しいため、線源フィルタ6bを透過したX線の高エネルギー成分を低エネルギー吸収部材20で吸収することが防止され、放射線撮影に用いられるX線の損失が少なくなる。

[0051] 図8に示すように、撮影部位が手の場合には、手はFPD19の撮影範囲よりも小さい。また、このような場合には、手はFPD19の撮影範囲の中央に配置された状態で撮影されることがほとんどである。このため、手が置かれる中央部以外の周縁部は、撮影部位を介さずにX線が直接照射される素抜け領域となり、CMOSセンサ33において特性劣化が発生しやすい。したがって、FPD19に入射するX線は、放射線画像の画質に影響する中央部では低エネルギー吸収部材20によるX線の吸収量が少なく、一方の素抜け領域にあたる周縁部では低エネルギー吸収部材20によるX線の吸収量が多いことが好ましい。

[0052] 低エネルギー吸収部材20は、図2及び図3に示すように、天板13側の面の中央部に凹部20aを有し、中央部の厚みが周辺領域の厚みより薄い。こ

のため、低エネルギー吸収部材 20 は、周辺領域の X 線の吸収量が中央部よりも多く、素抜け領域にあたる周辺領域での CMOS センサ 33 の特性劣化が防止される。これにより、放射線画像の画質低下と CMOS センサ 33 の特性劣化とを同時に抑制することができる。

[0053] 上述したように、放射線撮影を行う際には、天板 13 の上に被写体 H が乗るため、その荷重が加わる。CMOS センサ 33 の単結晶半導体基板 34 は、材質的に割れやすく、かつ厚みが数十 μm 程度と薄いため、天板 13 に加わった被写体 H からの荷重による破損を防止する保護構造を有することが好ましい。特に、4 枚の CMOS センサ 33 で構成されたセンサパネル 25 では、センサパネル 25 の中央部に衝撃や荷重が加わると、4 枚全ての CMOS センサ 33 が破損することがあり、修理コストが非常に大きい。

[0054] 本実施形態では、天板 13 とセンサパネル 25 との間に配置した低エネルギー吸収部材 20 によってセンサパネル 25 を補強されるとともに、低エネルギー吸収部材 20 の凹部 20a 内に緩衝材 20b が収容されている。この緩衝材 20b により、天板 13 の中央部に加わった荷重や衝撃が吸収される。緩衝材 20b としては、スポンジやゴム等が用いられる。

[0055] 図 9 において、放射線画像撮影装置 7 は、FPD 19、信号処理部 50、画像メモリ 51、制御部 52、無線通信部 53、バッテリー 54 等を備えている。信号処理部 50 は、センサパネル 25 の各画素 33a から出力された電圧信号を増幅するアンプや、A/D（アナログ／デジタル）変換器等を備えており、センサパネル 25 から出力された電圧信号をデジタルの画像データに変換する。

[0056] また、信号処理部 50 は、低エネルギー吸収部材 20 による X 線の低エネルギー成分の吸収分布に応じて放射線画像を補正する画像補正部 50a を備えている。低エネルギー吸収部材 20 は、中央部と周縁部とで厚みが異なり、X 吸収量が異なるため、低エネルギー吸収部材 20 を透過した X 線に基づく放射線画像に影響（濃度差）が生じる。画像補正部 50a は、低エネルギー吸収部材 20 の X 線吸収量に応じて画像データを補正することにより、低エネルギー吸

収部材 20 の X 線吸収量の領域差による影響を取り除く。

[0057] 信号処理部 50 には画像メモリ 51 が接続されており、信号処理部 50 の画像補正部 50a から出力された画像データは画像メモリ 51 に記憶される。画像メモリ 51 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いる。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 51 に順次記憶される。

[0058] 制御部 52 は、CPU 52a、RAM 52b、ROM 52c を有し、放射線画像撮影装置 7 の全体の動作を制御する。RAM 52b は、DRAM 等からなる一時記憶メモリである。ROM 52 は、フラッシュメモリ等からなる不揮発性メモリである。

[0059] 無線通信部 53 は、IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 802.11a/b/g/n 等に代表される無線 LAN (Local Area Network) 規格に対応しており、外部機器との間での各種情報の無線通信を可能とする。制御部 52 は、無線通信部 53 を介してコンソール 8 と無線通信を行い、コンソール 8 との間で各種情報の送受信を行う。

[0060] バッテリ 54 は、放射線画像撮影装置 7 内の各部に電力を供給する。バッテリ 54 は、充電可能な二次電池であり、また、放射線画像撮影装置 7 から着脱可能である。なお、信号処理部 50、画像メモリ 51、制御部 52、無線通信部 53 を、駆動回路基板 29 内に設けることも可能である。これらはバスを介して互いに接続されている。

[0061] 図 10 において、コンソール 8 は、CPU 57、ROM 58、RAM 59、HDD 60 を有しており、これらはバス 67 を介して互いに接続されている。CPU 57 は、コンソール 8 の各部を制御する。ROM 58 は、制御プログラムを含む各種プログラムを記憶している。RAM 59 は、各種データを一時的に記憶する。HDD 60 は、各種データを記憶する。

[0062] また、バス 67 には、通信 I/F 61、無線通信部 62、ディスプレイドライバ 64、操作入力検出部 66 が接続されている。ディスプレイドライバ 64 には、ディスプレイ 63 が接続されている。操作入力検出部 66 には、

操作パネル 65 が接続されている。

[0063] 通信 I / F 61 は、接続端子 61a、通信ケーブル 69 及び放射線発生装置 6 の接続端子 70a を介して、放射線発生装置 6 の通信 I / F 70 と接続されている。コンソール 8 の CPU 57 は、放射線発生装置 6 との間での曝射条件等の各種情報の送受信を通信 I / F 61 経由で行う。無線通信部 62 は、放射線画像撮影装置 7 の無線通信部 53 と無線通信を行う機能を備えている。コンソール 8 の CPU 57 は、放射線画像撮影装置 7 との間で、画像データ等の各種情報の送受信を、無線通信部 62 を介して行う。

[0064] ディスプレイドライバ 64 は、ディスプレイ 63 への各種情報を表示させるための信号を生成して出力する。コンソール 8 の CPU 57 は、操作メニューや撮影された放射線画像等を、ディスプレイドライバ 64 を介してディスプレイ 63 に表示させる。また、操作パネル 65 は、複数のキーを有しており、各種の情報や操作指示を入力可能とする。操作入力検出部 66 は、操作パネル 65 に対してなされた操作を検出し、検出結果を CPU 57 に送信する。

[0065] 放射線発生装置 6 は、放射線源 6a と、通信 I / F 70 と、線源制御部 72 とで構成されている。通信 I / F 70 は、コンソール 8 との間で曝射条件等の各種情報の送受信を行う。線源制御部 72 は、コンソール 8 から受信した曝射条件（管電圧、管電流の情報を含む）に基づいて放射線源 6a を制御する。

[0066] 次に、放射線画像撮影システム 5 の作用を説明する。まず、撮影者（例えば放射線技師等）は、被写体 H の撮影部位と撮影台との間に、照射面 11 側を上方へ向けた放射線画像撮影装置 7 を挿入し、向きや位置等を調整する準備作業を行う。

[0067] 図 8 に示すように、天板 13 の上に撮影部位が直接載置される場合には、天板 13 には撮影部位を載置する際の衝撃や荷重が加わるが、この衝撃や荷重は、低エネルギー吸収部材 20 及び緩衝材 20b によって吸収される。本実施形態の放射線画像撮影装置 7 は、ISS 方式であり、センサパネル 25 が

シンチレータ 26 の天板 13 側に配置されているため、センサパネル 25 の破損が効果的に防止される。

[0068] 撮影者は、準備作業が完了すると、操作パネル 65 を操作して撮影開始を指示する。これにより、コンソール 8 では、曝射開始を指示する指示信号を放射線発生装置 6 へ送信し、放射線発生装置 6 は放射線源 6a から X 線を射出させる。放射線源 6a から射出された X 線は、線源フィルタ 6b により低エネルギー成分が吸収され、被写体 H の撮影部位を透過して放射線画像撮影装置 7 の照射面 11 に照射される。そして、X 線は、天板 13、低エネルギー吸収部材 20 及びセンサパネル 25 を透過して、シンチレータ 26 に入射する。

[0069] 天板 13 を透過した X 線は、低エネルギー吸収部材 20 により低エネルギー成分が吸収されるので、センサパネル 25 が X 線を吸収することによる各 CMOS センサ 33 の特性劣化が抑制される。特に、低エネルギー吸収部材 20 は、中央部よりも周縁部の厚みが厚いため、周縁部（素抜け領域）に X 線が直接照射されることによる特性劣化が効果的に抑制される。また、低エネルギー吸収部材 20 は、中央部の厚みが周縁部よりも薄いため、撮影部位を透過した X 線が必要以上に吸収されることがなく、放射線画像の画質を大きく劣化させることはない。

[0070] シンチレータ 26 に入射した X 線は、シンチレータ 26 の X 線の入射面近傍、すなわちセンサパネル 25 側で大部分が可視光に変換される。シンチレータ 26 で発生した可視光のうち、センサパネル 25 側に向かって伝搬する可視光は、センサパネル 25 に入射する。また、シンチレータ 26 で発生した可視光のうち、支持基板 27 側に向かって伝搬した可視光は、支持基板 27 上の反射層により反射された後、再びシンチレータ 26 を通ってセンサパネル 25 に向かい、センサパネル 25 に入射する。シンチレータ 26 で発光した可視光は、CsI : Tl からなる柱状結晶によってガイドされるので、画像ボケが抑制される。

[0071] シンチレータ 26 に入射した可視光は、第 2 電極 38 を透過して光電変換

層 3 7 に入射し、光電変換層 3 7 で信号電荷に変換される。X 線の曝射終了後、光電変換層 3 7 で発生した信号電荷は、第 1 電極 3 6 により収集され、X 線の曝射終了後、信号出力回路 4 1 から電圧信号として取り出される。この電圧信号は、各画素 3 3 a から順次出力される。出力された電圧信号は、A/D 変換器及びマルチプレクサを有する信号処理部 5 0 により画像データに変換される。

[0072] 画像データは、画像補正部 5 0 a により、低エネルギー吸収部材 2 0 の X 線吸収量の領域差に応じて補正される。補正後の画像データは、画像メモリ 5 1 に記憶される。CPU 5 2 a は、画像メモリ 5 1 に記憶された画像データを、無線通信部 5 3 を介してコンソール 8 に送信する。コンソール 8 の CPU 5 7 は、放射線画像撮影装置 7 から受信した画像データを、RAM 5 9 を介して HDD 6 0 に記憶する。また、CPU 5 7 は、ディスプレイドライバ 6 4 を介して、HDD 6 0 に記憶されている画像データに基づく放射線画像を、ディスプレイ 6 3 に表示させる。

[0073] 上述したように、低エネルギー吸収部材 2 0 により、センサパネル 2 5 に入射する X 線から低エネルギー成分が吸収されるので、CMOS センサ 3 3 の特性劣化が抑制される。また、低エネルギー吸収部材 2 0 の中央部と周縁部とで X 線吸収量を異ならせているので、放射線画像の画質を劣化させることなく、素抜け領域における CMOS センサ 3 3 の特性劣化が抑制される。これらの効果は、センサパネル 2 5 がシンチレータ 2 6 の天板 1 3 側に配置され、X 線入射量の大きい ISS 方式において、特に顕著な効果が得られる。

[0074] (その他の実施形態)

上記実施形態では、低エネルギー吸収部材 2 0 に、深さが一定の凹部 2 0 a を設けているが、凹部の形状は適宜変形してもよい。例えば、図 1 1 に示すように、周縁部付近では、周縁部に近づくにしたがって深さが段階的に浅くなる形状の凹部 2 0 d や、図 1 2 に示すように、周縁部に近づくにしたがって深さが連続的に浅くなる形状の凹部 2 0 e を用いてもよい。また、図 1 3 に示すように、低エネルギー吸収部材 2 0 の一方の面に、周縁部を被覆するよ

うにX線吸収層20fを設けてもよい。このX線吸収層20fとしては、X線の低エネルギー成分の吸収に優れた金属層が好ましく、例えば原子番号が20～31程度の金属（例えば、銅）を含む金属層を用いればよい。

[0075] また、上記実施形態では、低エネルギー吸収部材20の凹部20aを天板13側に設けているが、凹部20aをセンサパネル25側に設けてもよい。更に、低エネルギー吸収部材20のX線吸収による放射線画像の画質劣化が問題とならない場合には、凹部20aを設けず、平板状の低エネルギー吸収部材を用いてもよい。この場合、緩衝材は設けられないが、低エネルギー吸収部材だけでもセンサパネル25を保護する効果がある。

[0076] また、上記実施形態では、低エネルギー吸収部材20により、X線の低エネルギー成分を吸収しているが、CMOSセンサ33の特性劣化がX線の高エネルギー成分によっても生じる場合には、X線の高エネルギー成分もCMOSセンサ33に入射する前に吸収してもよい。

[0077] また、CMOSセンサにフレキシブル性を付与するように、CMOSセンサを、プラスチックフィルム上に形成された有機薄膜トランジスタによって構成してもよい。有機薄膜トランジスタについては、「Tsuyoshi Sekitani、Flexible organic transistors and circuits with extreme bending stability、Nature Materials 9、平成22年11月7日、p.1015-1022」において詳細に説明されているので、詳しい説明は省略する。

[0078] また、CMOSセンサにフレキシブル性を付与するには、フレキシブル性を有するプラスチック基板上に、単結晶Siによって形成されたフォトダイオード及びトランジスタを配置すればよい。プラスチック基板上へのフォトダイオード及びトランジスタの配置には、例えば、数十ミクロン程度の大きさのデバイスブロックを溶液中で散布し、基板上に必要な位置に配置する技術であるFAS（Fluidic Self-Assembly）法を用いることができる。なお、FSA法については、「前澤宏一、「Fluidic Self-Assemblyのための共鳴トンネルデバイスブロック作製技術」、電子情報通信学会技術研究報告 ED, 電

子デバイス、社団法人電子情報通信学会、平成20年6月6日、108巻、87号、p.67-71」において詳細に説明されているので、詳しい説明は省略する。

[0079] また、上記実施形態では、センサパネルをCMOSセンサで構成しているが、本発明は、単結晶半導体基板により形成されたCCDイメージセンサでセンサパネルを構成した放射線画像撮影装置にも適用可能である。また、本発明は、ISS方式に限られず、PSS方式の放射線画像撮影装置にも適用可能である。

[0080] また、上記実施形態では、FPDをカセットサイズの筐体に組み込む例について説明したが、立位型、臥位型の撮影装置や、マンモグラフィ装置に組み込むことも可能である。また、本発明は、 γ 線など、X線以外の放射線を使用する放射線画像撮影装置にも適用可能である。上記実施形態で説明した本発明に係る放射線画像撮影装置の構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において適宜変更可能であることは言うまでもない。

請求の範囲

- [請求項1] 放射線を光に変換するシンチレータと、
前記シンチレータで変換された光を電荷に変換する光電変換層と、
この光電変換層で画素単位で変換された電荷の電荷量に応じた信号を個別に出力する複数の信号出力回路とを有し、前記信号出力回路が単結晶半導体基板に形成されたセンサパネルと、
前記シンチレータ及び前記センサパネルを収容する筐体であって、開口部が形成された箱状の筐体本体と、前記開口部を封止するとともに、前記放射線が照射される天板とを有する筐体と、
前記天板と前記センサパネルとの間に配置され、前記天板を透過した放射線の低エネルギー成分を吸収する低エネルギー吸収部材と、
を備えたことを特徴とする放射線画像撮影装置。
- [請求項2] 前記放射線の入射方向に沿って、前記天板、前記低エネルギー吸収部材、前記センサパネル、前記シンチレータがこの順に配置されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項3] 前記低エネルギー吸収部材は、中央部よりも周縁部のほうが前記低エネルギー成分の吸収量が大きいことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項4] 前記低エネルギー吸収部材は、前記中央部と前記周縁部とで厚みが異なることを特徴とする請求の範囲第3項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項5] 前記低エネルギー吸収部材は、前記中央部に凹部を有することを特徴とする請求の範囲第4項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項6] 前記凹部に収容された緩衝材を備えることを特徴とする請求の範囲第5項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項7] 前記凹部は、前記中央部から前記周縁部に向かって深さが段階的に浅くなる形状であることを特徴とする請求の範囲第5項に記載の放射線画像撮影装置。

- [請求項8] 前記凹部は、前記中央部から前記周縁部に向かって深さが連続的に浅くなる形状であることを特徴とする請求の範囲第5項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項9] 前記低エネルギー吸収部材は、前記周縁部に、前記放射線の低エネルギー成分を吸収する放射線吸収層を有することを特徴とする請求の範囲第3項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項10] 前記低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収量に応じて、前記センサパネルにより生成される画像データを補正する画像補正部を備えることを特徴とする請求の範囲第3項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項11] 前記センサパネルは、CMOS型イメージセンサにより構成されていることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項12] 前記センサパネルは、複数のCMOS型イメージセンサを、全体形状が矩形状となるように配列したものであることを特徴とする請求の範囲第11項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項13] 前記CMOS型イメージセンサは、前記光電変換層、前記単結晶半導体基板、絶縁層、第1電極、第2電極を有し、
前記絶縁層は、前記単結晶半導体基板の表面上に形成され、
前記第1電極は、前記絶縁層の表面上に画素単位で個別に形成され、
前記光電変換層は、前記第1電極の表面上に各画素に共通に設けられ、
前記第2電極は、前記光電変換層の表面上に各画素に共通に設けられている
ことを特徴とする請求の範囲第11項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項14] 前記低エネルギー吸収部材は、前記センサパネルよりもサイズが大き

いことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項15] 前記低エネルギー吸収部材は、前記天板に貼り合わされていることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項16] 前記放射線の低エネルギー成分は、前記放射線のエネルギー分布の1/2以下のエネルギー成分であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線画像撮影装置。

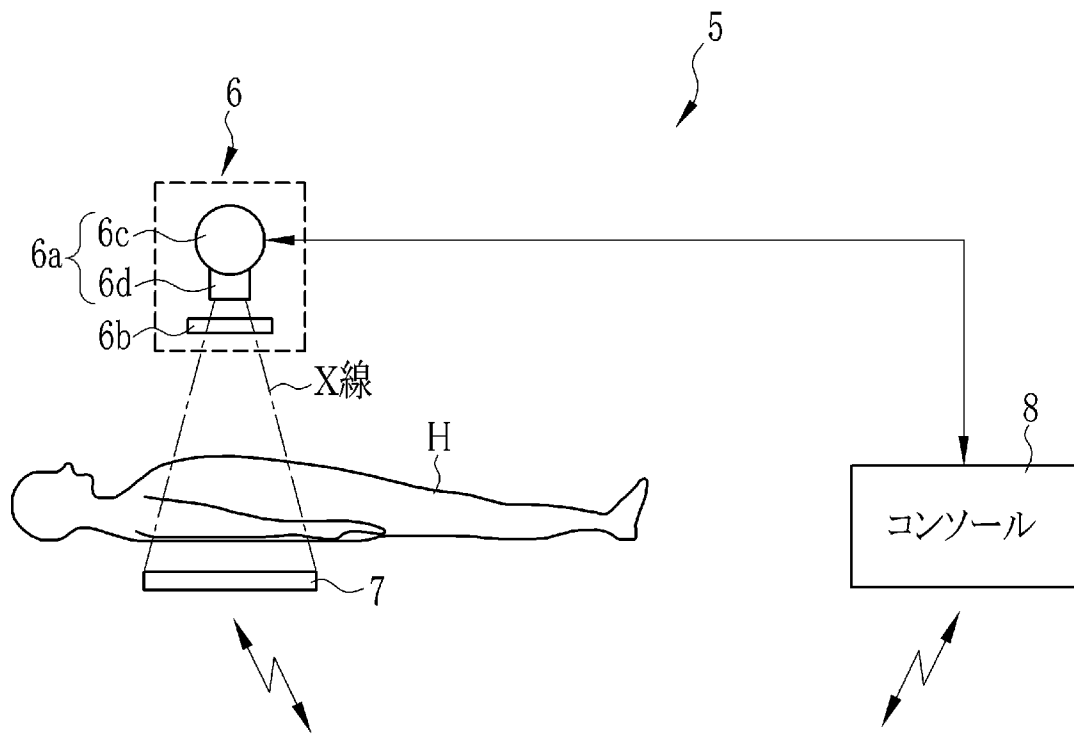
[請求項17] 前記低エネルギー吸収部材は、アルミニウムまたはガラスにより形成されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項18] 前記シンチレータは、柱状結晶構造であることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線画像撮影装置。

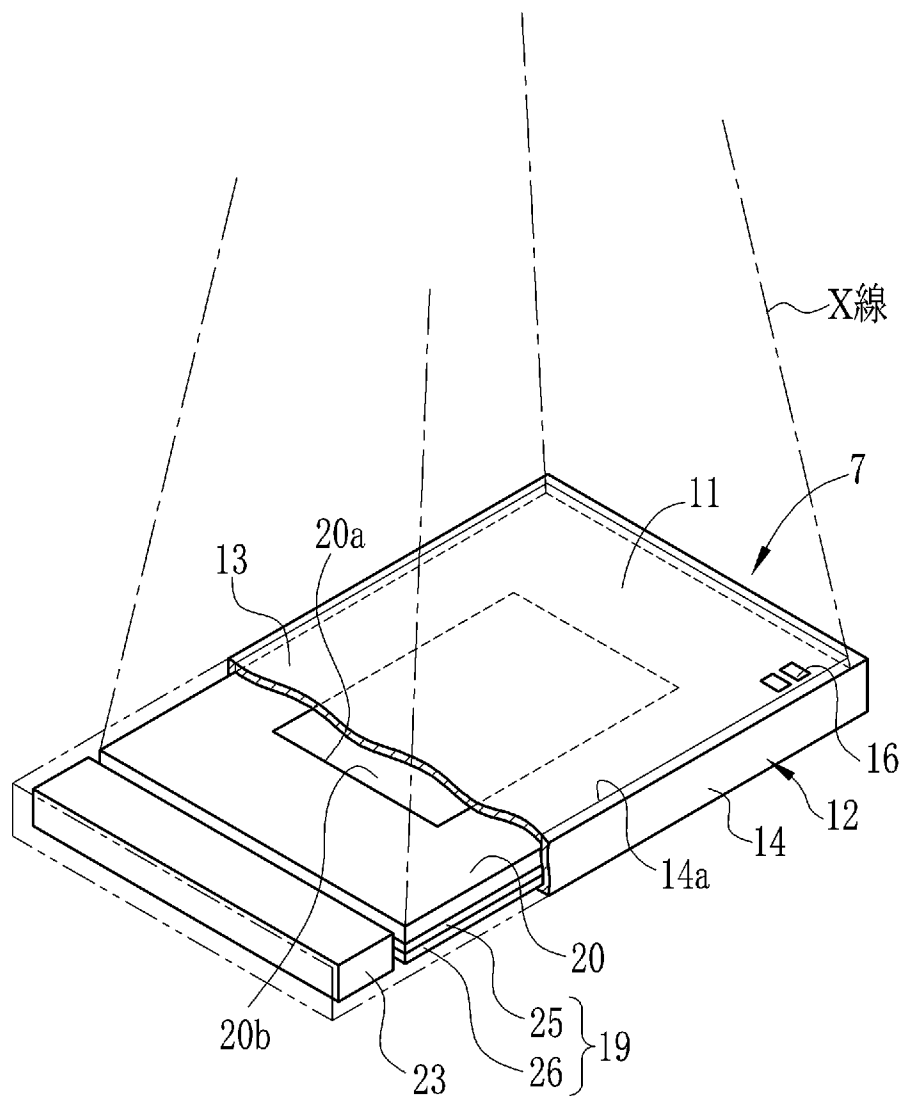
[請求項19] 前記シンチレータは、CsI：TlまたはCsI：Naにより形成されていることを特徴とする請求の範囲第18項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項20] 前記シンチレータは、支持基板に蒸着されたものであり、前記支持基板は、前記シンチレータに対して前記センサパネルとは反対側に配置されていることを特徴とする請求の範囲第17項に記載の放射線画像撮影装置。

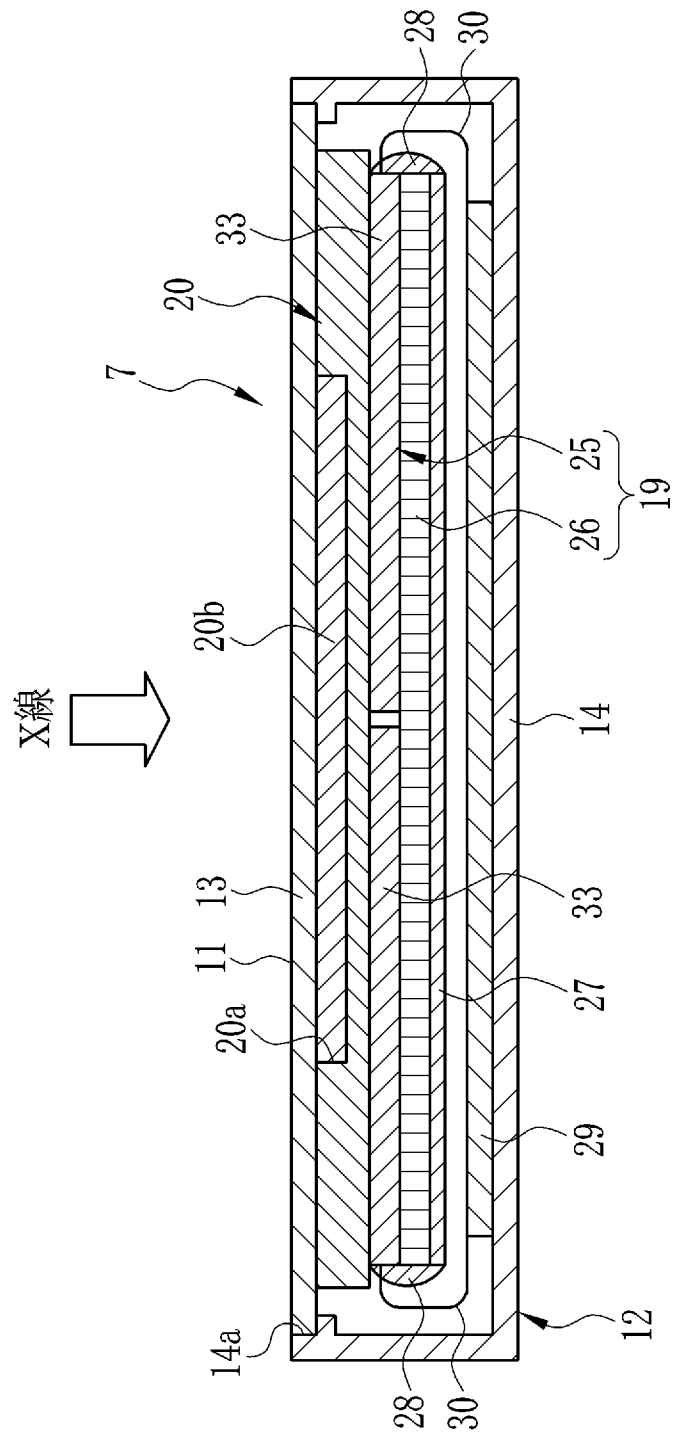
[図1]



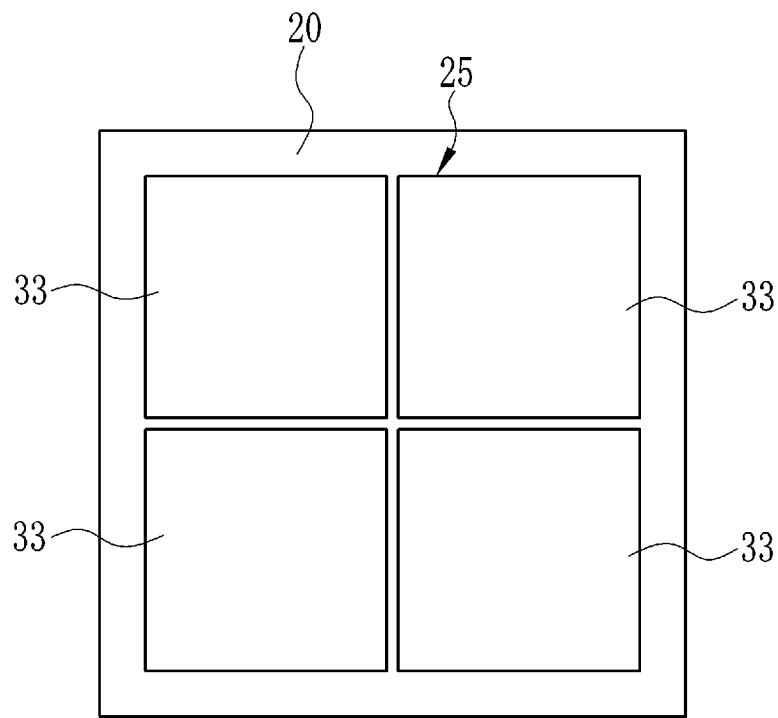
[図2]



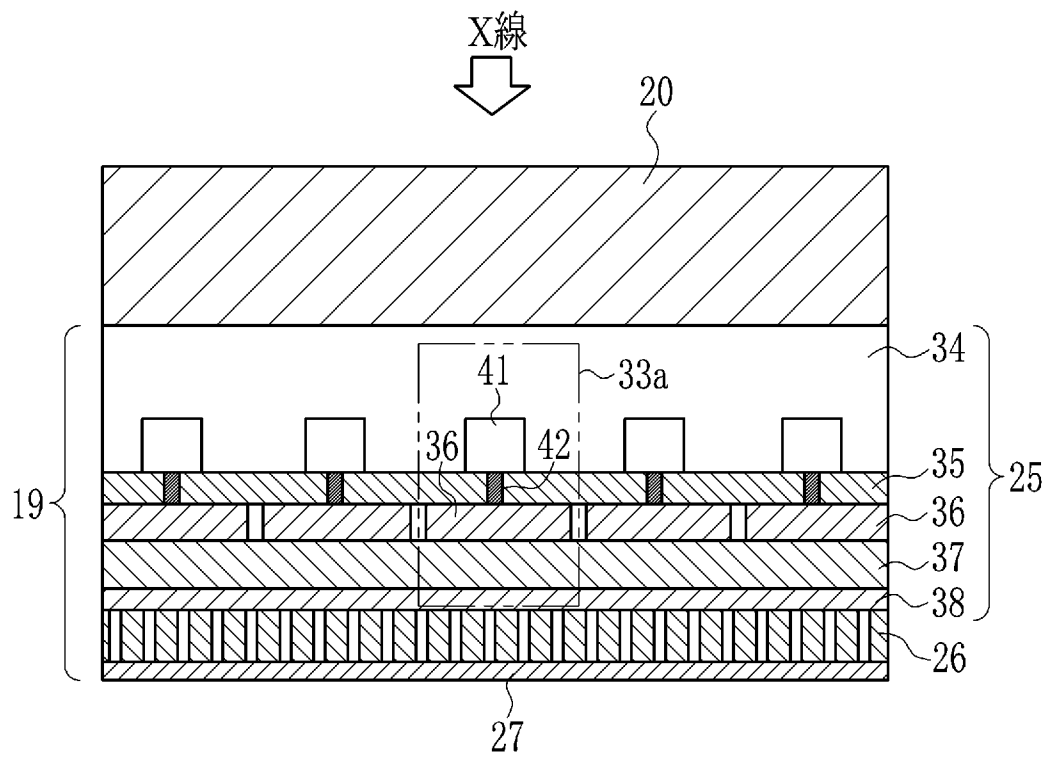
[図3]



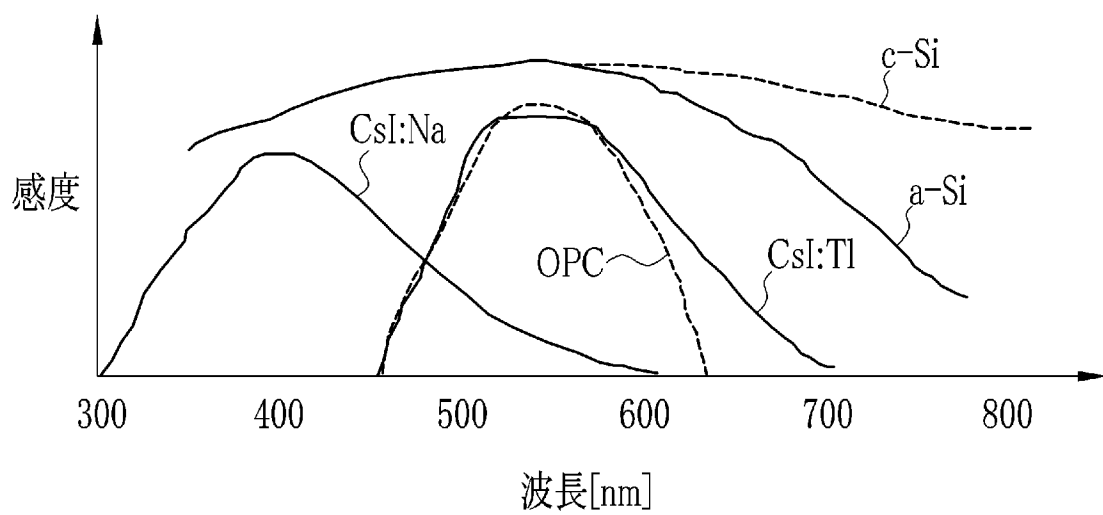
[図4]



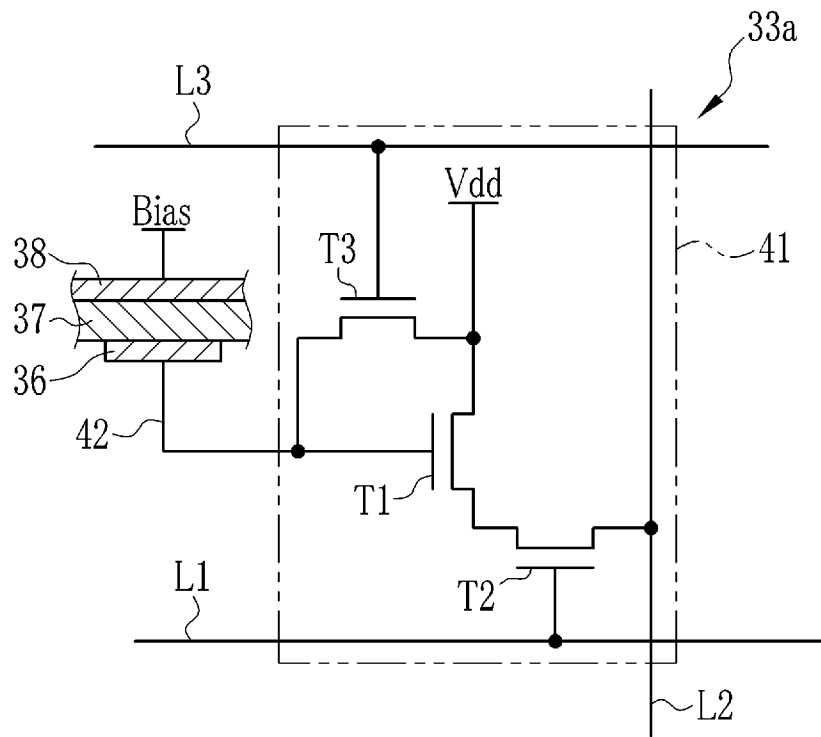
[図5]



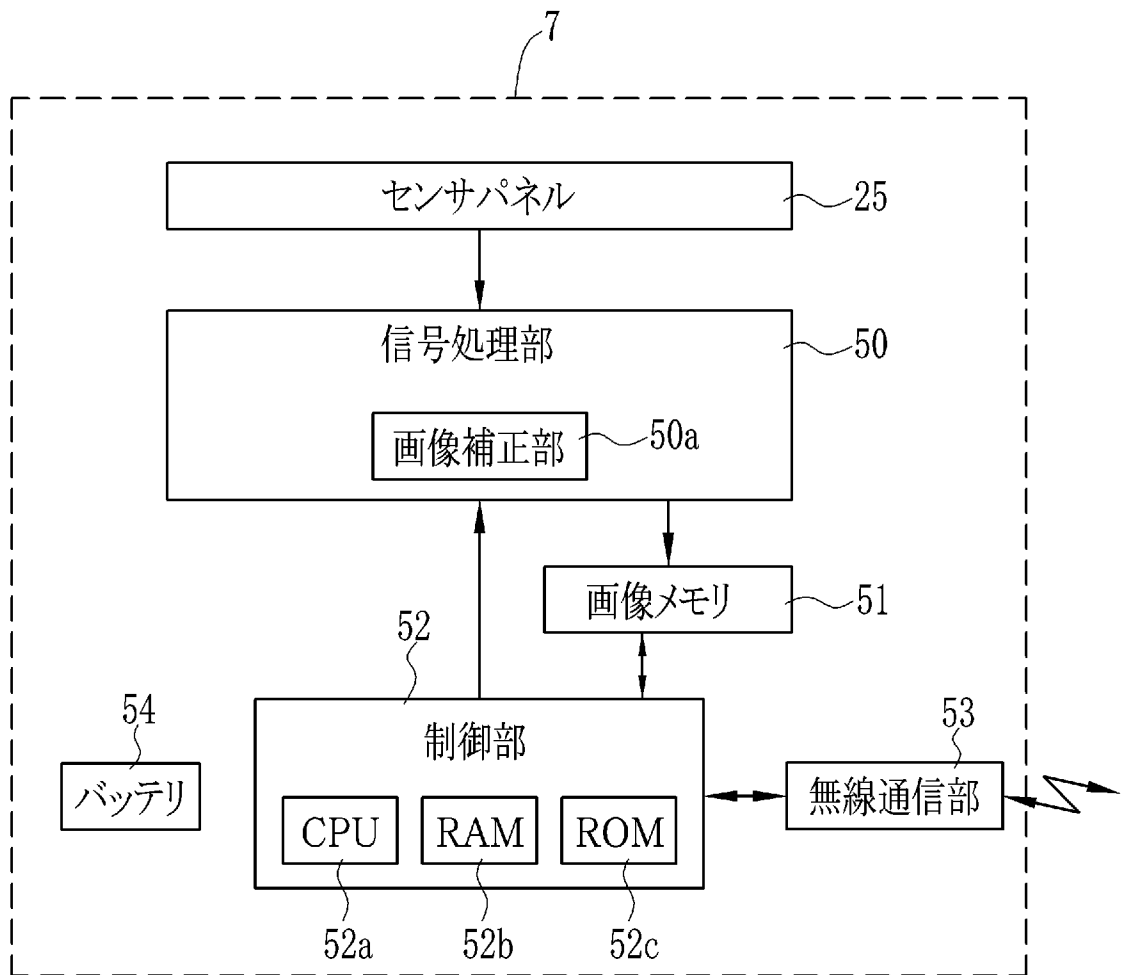
[図6]



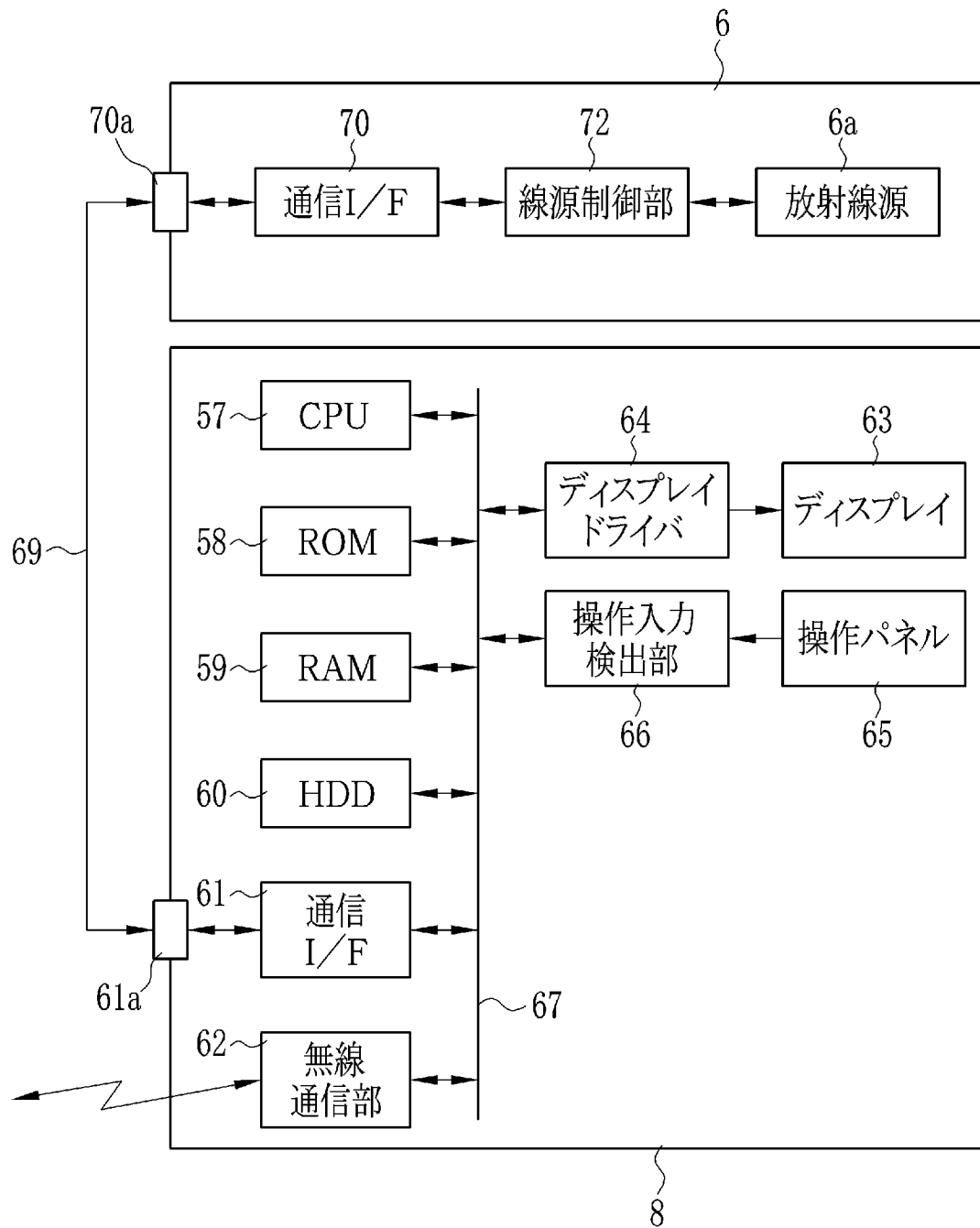
[図7]



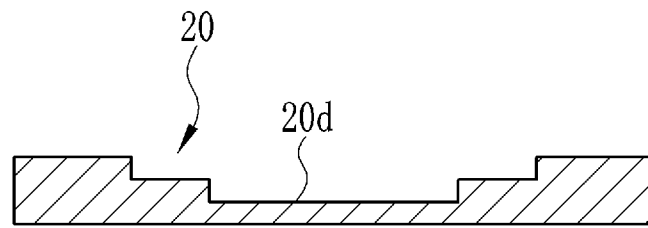
[図9]



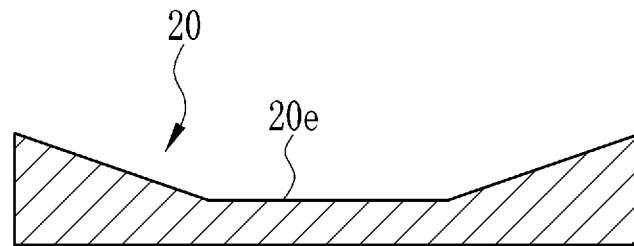
[図10]



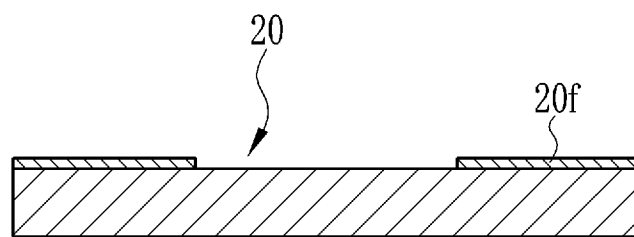
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062623

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 1996-2012

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.
Y A	JP 2005-506552 A (Trixell S.a.S.), 03 March 2005 (03.03.2005), entire text; all drawings & US 2004/0245474 A1 & EP 1438606 A & WO 2003/036329 A1 & FR 2831671 A & CA 2463078 A	1-2, 11-20 3-10
Y A	JP 2010-262134 A (Fujifilm Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), paragraphs [0030] to [0032]; fig. 4 (Family: none)	1-2, 11-20 3-10
Y A	JP 2002-214352 A (Canon Inc.), 31 July 2002 (31.07.2002), paragraph [0014]; fig. 1 (Family: none)	1-2, 11-20 3-10

☒ 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
11 June, 2012 (11.06.12)Date of mailing of the international search report
19 June, 2012 (19.06.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062623

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2003-35781 A (Canon Inc.), 07 February 2003 (07.02.2003), paragraph [0015]; fig. 1 (Family: none)	1-2, 11-20 3-10
A	JP 2005-114518 A (Canon Inc.), 28 April 2005 (28.04.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-20

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

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	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
Y A	JP 2005-506552 A（トリクセル エス. アー. エス.）2005.03.03, 全文、全図 & US 2004/0245474 A1 & EP 1438606 A & WO 2003/036329 A1 & FR 2831671 A & CA 2463078 A	1-2, 11-20 3-10
Y A	JP 2010-262134 A（富士フイルム株式会社）2010.11.18, 第【0030】 - 【0032】段落、第4図（ファミリーなし）	1-2, 11-20 3-10
Y A	JP 2002-214352 A（キヤノン株式会社）2002.07.31, 第【0014】段 落、第1図（ファミリーなし）	1-2, 11-20 3-10

☒ 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 1 . 0 6 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 6 . 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）

青木 洋平

2 I

3 1 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 7 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
Y A	JP 2003-35781 A (キヤノン株式会社) 2003. 02. 07, 第【0015】段落、 第 1 図 (ファミリーなし)	1-2, 11-20 3-10
A	JP 2005-114518 A (キヤノン株式会社) 2005. 04. 28, 全文、全図 (フ ァミリーなし)	1-20