

(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 2012/165156 A1

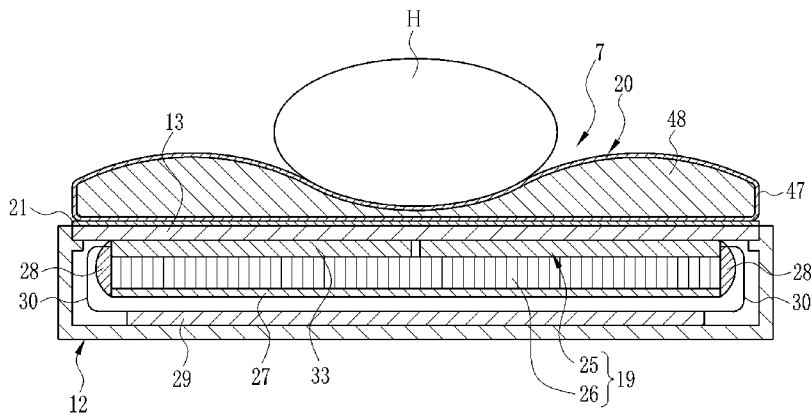
- (51) 国際特許分類:  
G01T 7/00 (2006.01) G01T 1/20 (2006.01)  
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/062624
- (22) 国際出願日: 2012年5月17日(17.05.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2011-121967 2011年5月31日(31.05.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士  
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [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): 白水 豪  
(SHIROZU, Go) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上  
郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会  
社内 Kanagawa (JP). 中津川 晴康(NAKATSUG-  
AWA, Haruyasu) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上  
郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会
- (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,  
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.

[続葉有]

(54) Title: RADIATION-IMAGE-CAPTURING DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影装置

[図9]



(57) Abstract: A radiation-image-capturing device (7) has a sensor panel (25) made of a plurality of CMOS sensors (33). The sensor panel (25) has a signal-outputting circuit formed on a monocrystal semiconductor substrate. The top surface of a top plate (13) irradiated by x-rays is provided with a radiation-absorbing unit (20) for absorbing some of the x-rays (low-energy components) responsible for characteristics degradation of the signal-outputting circuit. The radiation-absorbing unit (20) is made of a bag (47) and a radiation-absorbing fluid (48) accommodated within the bag (47). The radiation-absorbing unit (20) is deformed under loading from a subject (H).

(57) 要約: 放射線画像撮影装置(7)は、複数枚のCMOSセンサ(33)で構成されたセンサパネル(25)を有している。センサパネル(25)は、単結晶半導体基板に形成された信号出力回路を有している。X線が照射される天板(13)の上には、信号出力回路の特性劣化の原因となるX線の一部(低エネルギー成分)を吸収する放射線吸収部(20)が設けられている。放射線吸収部(20)は、袋体47と、袋体(47)内に収容された放射線吸収製流動体(48)とで構成されている。放射線吸収部(20)は、被写体Hからの荷重により変形する。



WO 2012/165156 A1

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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))
- 補正された請求の範囲及び説明書 (条約第 19 条(1))

## 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）を撮影する放射線撮影システムが知られている。放射線撮影システムは、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）を放射線検出器として用い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、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、四角形の一辺が約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辺が17インチのサイズを有する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のFPDとして、単結晶半導体基板を有するCMOSセンサを用いる場合には、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、放射線による放射線検出器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破損を防止することができ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] 上記課題を解決するために、本発明の放射線画像撮影装置は、放射線検出器と放射線吸収部とを備える。放射線検出器は、被写体を透過した放射線を検出して画像データを生成する。放射線吸収部は、放射線検出器の放射線入射側に配置され、放射線検出器に入射する放射線の一部を吸収するとともに、被写体の荷重によって変形可能である。放射線検出器は、単結晶半導体基板を有する。

[0013] 放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状またはジェル状の放射線吸収性流動体とを有する。放射線吸収性流動体としては、放射線を吸収して光に変換する液状シンチレータを用いてもよい。この場合、放射線検出器と放射線吸収部との間に、液状シンチレータにより変換された光を吸収す

る光吸収層を設けることが好ましい。

[0014] 放射線吸収性流動体としては、ゲル化された水ガラスを用いてもよい。また、放射線吸収性流動体は、液状またはジェル状の流動体と、流動体中に分散された放射線吸収材とを有するものであってもよい。また、放射線吸収部は、被写体からの荷重で変形する弾性体と、この弾性体中に分散された放射線吸収材とを有するものであってもよい。また、放射線吸収部を複数設けてもよい。

[0015] 放射線検出器は、放射線を吸収して光に変換するシンチレータと、シンチレータの放射線照射側に配置され、シンチレータにより変換された光を検出するセンサパネルとを有するものである。

[0016] シンチレータ及びセンサパネルを収容する筐体を有し、この筐体上に放射線吸収部が取り付けられている。放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状シンチレータとを有することが好ましい。

[0017] センサパネルとして、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、光電変換層で変換された電荷に応じた信号を出力する信号出力回路とを含む画素を複数有し、信号出力回路は、単結晶半導体基板に設けられているものを用いることができる。このようなセンサパネルとして、CMOS型のイメージセンサにより構成されたものが用いられる。光電変換層は、アモルファスシリコンまたはキナクリドンで形成されていることが好ましい。

[0018] 放射線吸収部として、液状シンチレータを用いる場合には、液状シンチレータが発生する光の波長域とセンサパネルが検出可能な光の波長域とが異なるように構成することが好ましい。

[0019] 放射線吸収部は、放射線検出器よりもサイズが大きいことが好ましい。放射線吸収部の放射線吸収量の領域差に応じて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。放射線吸収部は、放射線の低エネルギー成分を吸収することが好ましい。放射線吸収部が吸収する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。

## 発明の効果

[0020] 本発明の放射線画像撮影装置によれば、放射線吸収部により放射線の一部を吸収するので、放射線検出器の特性劣化を抑制することができる。また、放射線吸収部により放射線検出器を補強し、放射線検出器の破損を防止することができる。

[0021] また、被写体からの荷重より放射線吸収部が変形するので、被写体の位置、大きさ、範囲に合わせて放射線の吸収分布を適正化される。これにより、被写体を透過した放射線は、放射線吸収部による吸収量が小さいため、放射線画像の画質は劣化せず、放射線が直接照射される素抜け領域では吸収量が多く、放射線検出器の特性劣化が抑制される。

## 図面の簡単な説明

[0022] [図1]放射線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]FPD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]放射線吸収部上に被写体が載置された状態を示す斜視図である。

[図9]被写体の荷重により放射線吸収部が変形した状態を示す放射線画像撮影装置の断面図である。

[図10]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11]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12]放射線吸収部を複数設けた放射線画像撮影装置の構成を示す断面図である。

## 発明を実施するための形態

[0023] 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

位に向けて放射線として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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 図2において、放射線画像撮影装置7は、FPD19と、放射線吸収部20と、光吸収層21と、電気回路部23と、可搬型の筐体12とで構成されている。筐体12は、天板13と、扁平な箱形状の筐体本体14とを有し、

F P D 1 9 と電気回路部 2 3 とを収容している。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。

[0029] 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。

[0030] 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×17 インチ）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られる。

[0031] 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。

[0032] 天板 1 3 上には、光吸収層 2 1 と放射線吸収部 2 0 とがこの順に積層されている。放射線吸収部 2 0 は、光吸収層 2 1 を介して天板 1 3 に対面している。放射線吸収部 2 0 は、照射面 1 1 に照射される X 線の一部（例えば、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。光吸収層 2 1 は、X 線照射によって放射線吸収部 2 0 が発生した光を吸収する。

[0033] 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。

[0034] 図3において、天板13の上には光吸収層21が接着剤（図示せず）により貼り付けられている。光吸収層21の上には、放射線吸収部20が接着剤（図示せず）により貼り付けられている。光吸収層21及び放射線吸収部20は、照射面11を覆っている。これにより、放射線画像撮影装置7を薄型化し、かつ放射線検出器19を補強することができる。

[0035] FPD19は、放射線が照射される方向に沿って、天板13側から、センサパネル25とシンチレータ26とが順に積層されたものである。シンチレータ26の下面には、シンチレータ2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。

[0036] 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、放射線吸収部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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] X線によるシンチレータ 26 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 との距離が近いため、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、ISS（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、PSS（Penetration Side Sampling）方式と称される。ISS方式では、PSS方式より放射線画像の鮮鋭度及び感度が向上する。

[0040] 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200mm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。

[0041] 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。

[0042] 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の表面上に形成され、この絶縁層35には酸化シリコン等が用いられている。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。

[0043] 第2電極38は、シンチレータ26で発生した可視光が光電変換層37に入射するように、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。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。

[0044] 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、吸収した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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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L 3により構成されている。出力トランジスタT 1、行選択トランジスタT 2、リセットトランジスタT 3は、それぞれMOSトランジスタである。行選択線L 1、信号出力線L 2、リセット線L 3は、前述の絶縁層3 5内にアルミニウム等の金属で形成されている。

[0048] 出力トランジスタT 1は、第1電極3 6に接続されており、第1電極3 6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T 2は、行選択線L 1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T 1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L 2に印加される。リセットトランジスタT 3は、リセット線L 3に印加される選択信号よりオンとなり、第1電極3 6により収集された信号電荷を電源配線V d dに破棄する。

[0049] 以上のように、CMOSセンサ3 3の単結晶半導体基板3 4には、シリコンが用いられているため、各トランジスタT 1～T 3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3 4には、FPD 19の制御部等の周辺回路を混載することも可能である。

[0050] 信号出力回路4 1のうち、行選択線L 1、信号出力線L 2、リセット線L 3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T 1、行選択トランジスタT 2、リセットトランジスタT 3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3 4と絶縁層3 5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。

[0051] 放射線吸収部2 0は、天板1 3を透過したX線の一部（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）を吸収する。X線の高エネルギー成分は、CMOSセンサ3 3を透過するが、X線の低エネルギー成分は、CMOSセンサ3 3を透過するだけのエネルギーが無く、CMOSセンサ3 3に吸収されてしまうため、各トランジスタT 1～T 3の界面電荷を増加させる可能

性がある。

[0052] 放射線吸収部20は、袋体47と放射線吸収性流動体48とで構成されている。袋体47は、被写体Hによる荷重により変形可能な弾力性を有する。放射線吸収性流動体48は、袋体47内に封入されている。袋体47は、例えば厚みが数mm～1cm程度のゴムやプラスチック材料等の弾力性を有する材質により袋状に形成されている。放射線吸収性流動体48は、液状またはジェル状であり、X線の一部（低エネルギー成分）を吸収する性質を有する。本実施形態では、放射線吸収性流動体48として、X線を吸収して光に変換する液状シンチレータを用いている。

[0053] 液状シンチレータは、蛍光体からなる溶質、この溶質が混合される溶媒、界面活性剤などにより形成されている。液状シンチレータの特性は、溶媒、溶質、界面活性剤などの種類及び使用量に依存する。本実施形態では、溶媒として、例えば混合キシレン（異性体）、トルエン、プソイドクメン、ジオキサン等を用いる。また、溶質としては、例えばPPO、bulky-PBD、DMPOPOP、Bis-MSB等を用いる。これらの溶媒及び溶質を用い、溶質量を例えば0.5～5g／リットルにして液状シンチレータを構成する。例えば、溶質としてPPOを用いた場合には、440nm以下の発光スペクトルが得られる。なお、溶質内に波長変換材を混ぜることにより、発光スペクトルを長波側にシフトすることも可能である。

[0054] 光吸収層21は、放射線吸収部20によってX線から変換された光を吸収することにより、放射線吸収部20の光がセンサパネル25に入射することを防止する。これにより、放射線画像の画質が防止される。光吸収層21は、液状シンチレータで発光した光を吸収可能な材質によって形成されている。

[0055] 図8に示すように、被写体Hの撮影部位が手の場合には、撮影部位がFPD19の撮影範囲よりも小さい。また、このような場合には、撮影部位は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、撮影部位が配置される中央部以外の周縁部は、X線が直接

F P D 1 9 に照射される素抜け領域となり、C M O S センサ 3 3 において特性劣化が発生しやすい。したがって、F P D 1 9 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放射線吸収部 2 0 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放射線吸収部 2 0 による X 線の吸収量が多いことが好ましい。

[0056] 放射線吸収部 2 0 は、被写体 H の体重によって変形可能である。具体的には、図 9 に示すように、放射線吸収部 2 0 の中央部に被写体 H が載置された場合には、袋体 4 7 がその重さによって変形し、放射線吸収性流動体 4 8 が袋体 4 7 の変形に合わせて袋体 4 7 内で流動する。これにより、放射線吸収部 2 0 は、被写体 H の直下である中央部の厚みが薄くなり、周縁部の厚みが厚くなる。

[0057] 一般に、物体を透過した後の X 線強度  $I$  は、下記式 (1) で示され、減弱係数  $\mu$  が一定であるときには、物体の厚み  $T$  が増加すると指数的に低下する。したがって、放射線吸収部 2 0 は、図 9 に示すように変形した場合には、周縁部の X 線吸収量が高くなるため、素抜け領域における C M O S センサ 3 3 の特性劣化が抑制される。また、放射線吸収部 2 0 の中央部における X 線の吸収量は低下し、被写体 H が天板 1 3 と近接した状態となるので、放射線吸収部 2 0 による X 線散乱もほとんど生じることがなく、放射線画像の画質低下が抑制される。

[0058]  $I = I' \exp(-\mu T) \cdots (1)$

$I$  : 透過後の X 線強度

$I'$  : 透過前の X 線強度

$\mu$  : 減弱係数 (物質の種類、密度で異なる)

$T$  : 透過厚み

[0059] 上述したように、被写体 H の撮影を行う際には、天板 1 3 に被写体 H 自身の荷重が加わる。C M O S センサ 3 3 の単結晶半導体基板 3 4 は、材質的に割れやすく、かつ厚みが数十  $\mu\text{m}$  程度と薄いため、天板 1 3 に加わった被写体 H 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。

[0060] 本実施形態では、放射線吸収部20が被写体Hからの荷重によって変形することにより、天板13の中央部に加わった荷重や衝撃を吸収するので、CMOSセンサ33の破損を防止することができる。また、放射線吸収部20により、被写体Hの熱がセンサパネル25に伝達されるのを抑制することができ、センサパネル25の温度むらによる放射線画像の画質劣化も抑制することができる。

[0061] 図10において、放射線画像撮影装置7の電気回路は、センサパネル25、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等で構成されている。信号処理部50は、センサパネル25の各画素33aから出力された画素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から出力された画素信号をデジタルの画像データに変換する。

[0062] また、信号処理部50は、放射線吸収部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。撮影部位は、中央部に載せられることが殆どであるから、撮影時には、放射線吸収部20の中央部が薄くなり、周縁部と比べてX吸収量が少ない。中央部の凹み状態は、撮影部位によって決まる。そこで、撮影部位に対する各部の厚みを実験的に求める。そして、この厚み量に応じた各画素または領域毎のX線吸収量を求めるための補正係数を画像補正部50aにセットしておく。こうすることにより、コンソール8で撮影部位を指定することによって、画像補正部50aは、補正係数を用いて画像データを補正することにより、放射線吸収部20のX線吸収量による影響を取り除く。なお、性別または体重と身長を入力することにより、補正の精度を向上させることができる。

[0063] 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。

[0064] 制御部52は、CPU52a、RAM52b、ROM52を有し、放射線画像撮影装置7の全体の動作を制御する。RAM52bは、DRAM等からなる一時記憶メモリである。ROM52は、フラッシュメモリ等からなる不揮発性メモリである。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 図11において、コンソール8は、CPU57、ROM58、RAM59、HDD60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。CPU57は、コンソール8の各部を制御する。ROM58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。RAM59は、各種データを一時的に記憶する。HDD60は、各種データを記憶する。

[0068] また、バス67には、通信I/F61、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。

[0069] 通信I/F61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/F70と接続

されている。コンソール 8 の CPU 5 7 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 6 1 経由で行う。無線通信部 6 2 は、放射線画像撮影装置 7 の無線通信部 5 3 と無線通信を行う機能を備えている。コンソール 8 の CPU 5 7 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 6 2 を介して行う。

[0070] ディスプレイドライバ 6 4 は、ディスプレイ 6 3 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 5 7 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 6 4 を介してディスプレイ 6 3 に表示させる。また、操作パネル 6 5 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 6 6 は、操作パネル 6 5 に対してなされた操作を検出し、検出結果を CPU 5 7 に送信する。

[0071] 放射線発生装置 6 は、通信 I / F 7 0 と、線源制御部 7 2 と、放射線源 6 a とで構成されている。通信 I / F 7 0 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 7 2 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 6 a を制御する。

[0072] 次に、放射線撮影システム 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 1 1 側を撮影部位に向けた状態で放射線画像撮影装置 7 を挿入する。次に、放射線画像撮影装置 7 の向きや位置等を細かく調整する。

[0073] 図 8 に示すように、放射線画像撮影装置 7 の上に撮影部位が直接載置される場合には、放射線画像撮影装置 7 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、放射線吸収部 2 0 が変形すること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 2 5 がシンチレータ 2 6 の天板 1 3 側に配置されているため、センサパネル 2 5 の破損が効果的に防止される。

[0074] 撮影者は、準備作業が完了すると、操作パネル 6 5 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 6 a から X 線を射出させる。放射線源 6 a から射出された X 線は、線源フィルタ 6 b 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、放射線吸収部 2 0 及び光吸収層 2 1 を介して照射面 1 1 に照射される。そして、X 線は、天板 1 3 及びセンサパネル 2 5 を透過して、シンチレータ 2 6 に入射する。

[0075] 被写体 H を透過した X 線は、放射線吸収部 2 0 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 2 5 が X 線を吸収することによる各 CMOS センサ 3 3 の特性劣化が抑制される。特に、放射線吸収部 2 0 は、被写体 H の重さによって変形することにより、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、放射線吸収部 2 0 は、中央部の厚みが周縁部よりも薄いため、被写体 H の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。

[0076] シンチレータ 2 6 に入射した X 線は、シンチレータ 2 6 の X 線の入射面近傍、すなわちセンサパネル 2 5 側で大部分が可視光に変換される。シンチレータ 2 6 で発生した可視光のうち、センサパネル 2 5 側に向かって伝搬する可視光は、センサパネル 2 5 に入射する。また、シンチレータ 2 6 で発生した可視光のうち、支持基板 2 7 側に向かって伝搬した可視光は、支持基板 2 7 の反射層により反射された後、再びシンチレータ 2 6 を通ってセンサパネル 2 5 に向かい、センサパネル 2 5 に入射する。シンチレータ 2 6 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。

[0077] シンチレータ 2 6 に入射した可視光は、第 2 電極 3 8 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 によって電圧信号に変換される。この電圧信号は、画素信号として各画素 3 3 a から順次出力される。出力された

各画素信号は、信号処理部50により画像データに変換される。

[0078] 画像データは、画像補正部50aにより、放射線吸収部20の各部分の厚みによって変化するX線吸収量に応じて補正される。補正後の画像データは、画像メモリ51に記憶される。CPU52aは、画像メモリ51に記憶された画像データを、無線通信部53を介してコンソール8に送信する。コンソール8のCPU57は、放射線画像撮影装置7から受信した画像データを、RAM59を介してHDD60に記憶する。また、CPU57は、ディスプレイドライバ64を介して、HDD60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63に表示させる。

[0079] 上述したように、放射線吸収部20により、センサパネル25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33の特性劣化が抑制される。また、放射線画像撮影装置7上に載置される被写体Hの位置に応じて放射線吸収部20が変形し、低エネルギー成分の吸収量が変わるので、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33の特性劣化が抑制される。これらの効果は、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、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。

[0080] TFTパネルを用いた従来のISS方式の放射線画像撮影装置は、TFTパネルの基板として用いられる無アルカリガラスのX線吸収が大きいので、管電圧が低いマンモグラフィには適用が容易ではなかったが、本発明によればISS方式の放射線画像撮影装置にX線吸収が小さいCMOSセンサを用いることができるので、マンモグラフィへの適用が容易である。

[0081] (その他の実施形態)

上記実施形態では、放射線吸収部20から放射される光を吸収するために光吸収層21を別途設けているが、袋体47の天板13との貼り合せ面、または袋体47全体に光吸収性を持たせてもよい。また、溶質の種類あるいは波長変換材を適宜選択することにより、放射線吸収性流動体48から放射される光の波長域と、センサパネル25が検出可能な波長域とを異ならせても

よい。これにより、光吸収層 21 を省略することができる。

[0082] また、上記実施形態では、放射線吸収性流動体 48 として液状シンチレータを用いているが、パラフィンシンチレータを用いてもよい。パラフィンシンチレータは、低温でワックス状であり、40°C 程度で流動性が生じる。パラフィンシンチレータとしては、特開平 07-301676 号公報に詳しい記載があるため、詳細な説明は省略する。さらに、放射線吸収性流動体 48 として、ゲル化した水ガラス（ケイ酸ナトリウム）を用いてもよい。水ガラスのゲル化は、例えば、水ガラスに酸を加えて攪拌することにより生じる。

[0083] また、放射線吸収性流動体 48 を、液状またはジェル状の流動体中に X 線吸収材を分散させて構成してもよい。この X 線吸収材としては、X 線の低エネルギー成分を吸収する効果が高く後方散乱が少ない、原子番号 20~31 の金属（例えば、銅）が好ましい。

[0084] また、上記実施形態では、放射線吸収部 20 を、袋体 47 と放射線吸収性流動体 48 とで構成しているが、ゴム等の弾性体で形成してもよい。さらに、この弾性体中に X 線吸収材を分散させてもよい。この X 線吸収材としては、同様に原子番号 20~31 の金属が好ましい。

[0085] また、上記実施形態では、放射線画像撮影装置 7 に 1 つの放射線吸収部 20 を設けているが、複数の放射線吸収部を設けてもよい。例えば、図 12 に示すように、放射線吸収部 20 に加えて、天板 13 とセンサパネル 25 との間に、X 線の低エネルギー成分を吸収する板状の低エネルギー吸収板 75 を配置する。これにより、天板 13 上の放射線吸収部 20 が被写体 H の重さで変形した場合でも、FPD 19 の検出範囲全域において X 線の低エネルギー成分を少なくとも一定量吸収することができる。なお、低エネルギー吸収板 75 は、天板 13 と放射線吸収部 20 との間に配置してもよいし、天板 13 の代わりに低エネルギー吸収板 75 を用いてもよい。

[0086] 低エネルギー吸収板 75 の材料には、例えば、アルミニウムやガラス等を用いることができるが、上述した線源フィルタ 6b と同じ材料を含むようにし

てもよい。線源フィルタ6bと放射線吸収部20と同じ材料を用いることにより、透過するX線エネルギー分布が同じになる。こうすると、線源フィルタ6bを透過し得るX線が放射線吸収部20によっても吸収されにくいので、被写体Hの情報を含むX線が放射線吸収部20によって吸収されるのを抑制することができる。結果的にX線の利用効率が向上する。

[0087] 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。

[0088] 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、基板上の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。

[0089] 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。さらに、本発明は、放射線を直接電荷に変換する直接変換型の

放射線画像撮影装置にも適用が可能である。

[0090] 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、 $\gamma$ 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] 被写体を透過した放射線を検出して画像データを生成する放射線検出器と、
- 前記放射線検出器の放射線入射側に配置され、前記放射線検出器に入射する前記放射線の一部を吸収するとともに、被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部と、
- 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] 前記放射線検出器は、単結晶半導体基板を有す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] 前記放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状またはジェル状の放射線吸収性流動体とを有す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4] 前記放射線吸収性流動体は、前記放射線を吸収して光に変換する液状シンチレータであ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] 前記放射線検出器と前記放射線吸収部との間に、前記液状シンチレータにより変換された光を吸収する光吸収層を備え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] 前記放射線吸収性流動体は、ゲル化された水ガラスであ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7] 前記放射線吸収性流動体は、液状またはジェル状の流動体と、前記流動体中に分散された放射線吸収材と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8] 前記放射線吸収部は、被写体からの荷重で変形する弾性体と、この弾性体中に分散された放射線吸収材とを有す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9] 前記放射線吸収部を複数備え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10] 前記放射線検出器は、前記放射線を吸収して光に変換するシンチレータと、前記シンチレータの放射線照射側に配置され、前記シンチレータにより変換された光を検出するセンサパネルとを有す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11] 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を有し、この筐体上に前記放射線吸収部が取り付けられていることを特徴とする請求の範囲第10項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項12] 前記放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状シンチレータとを有す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] 前記センサパネルは、前記シンチレータにより変換された光を電荷に変換する光電変換層と、前記光電変換層で変換された電荷に応じた信号を出力する信号出力回路とを含む画素を複数有し、前記信号出力回路は、前記単結晶半導体基板に設けられていることを特徴とする請求の範囲第12項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項14] 前記センサパネルは、CMOS型の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13項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項15] 前記光電変換層は、アモルファスシリコンまたはキナクリドンで形成されていることを特徴とする請求の範囲第14項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項16] 前記液状シンチレータが発生する光の波長域は、前記センサパネルが検出可能な光の波長域と異な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17] 前記放射線吸収部は、前記放射線検出器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18] 前記放射線吸収部の放射線吸収量の領域差に応じて前記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2項に

記載の放射線画像撮影装置。

[請求項19] 前記放射線吸収部は、前記放射線の低エネルギー成分を吸収す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20] 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19項に記載の放射線画像撮影装置。

補正された請求の範囲  
[2012年10月1日(01.10.2012)国際事務局受理]

- [請求項1] (補正後) 被写体を透過した放射線を吸収して光に変換するシンチレータと、前記シンチレータの放射線照射側に配置され、前記シンチレータにより変換された光を検出して画像データを生成するセンサパネルとを有する放射線検出器と、  
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と、  
前記放射線入射側の前記筐体の外表面上に取り付けられ、前記放射線検出器に入射する前記放射線の一部を吸収するとともに、被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部と、  
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] 前記放射線検出器は、単結晶半導体基板を有す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] 前記放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状またはジェル状の放射線吸収性流動体とを有す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4] 前記放射線吸収性流動体は、前記放射線を吸収して光に変換する液状シンチレータであ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] 前記放射線検出器と前記放射線吸収部との間に、前記液状シンチレータにより変換された光を吸収する光吸収層を備え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] 前記放射線吸収性流動体は、ゲル化された水ガラスであ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7] 前記放射線吸収性流動体は、液状またはジェル状の流動体と、前記流動体中に分散された放射線吸収材と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8] 前記放射線吸収部は、被写体からの荷重で変形する弾性体と、この弾性体中に分散された放射線吸収材とを有す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9] 前記放射線吸収部を複数備え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10] (削除)

[請求項11] (削除)

[請求項12] (補正後) 前記放射線吸収部は、袋体と、この袋体に封入された液状シンチレータとを有す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13] 前記センサパネルは、前記シンチレータにより変換された光を電荷に変換する光電変換層と、前記光電変換層で変換された電荷に応じた信号を出力する信号出力回路とを含む画素を複数有し、前記信号出力回路は、前記単結晶半導体基板に設けられていることを特徴とする請求の範囲第12項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項14] 前記センサパネルは、CMOS型の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13項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項15] 前記光電変換層は、アモルファスシリコンまたはキナクリドンで形成されていることを特徴とする請求の範囲第14項に記載の放射線画像撮影装置。

[請求項16] 前記液状シンチレータが発生する光の波長域は、前記センサパネルが検出可能な光の波長域と異な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17] 前記放射線吸収部は、前記放射線検出器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18] 前記放射線吸収部の放射線吸収量の領域差に応じて前記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2項に記載の放射線画像撮影装置。
- [請求項19] 前記放射線吸収部は、前記放射線の低エネルギー成分を吸収す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20] 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19項に記載の放射線画像撮影装置。

## 条約第19条(1)に基づく説明書

請求の範囲第1項は、請求の範囲第10項及び11項の内容を加えることによって、センサパネルがシンチレータの放射線照射側に配置されたISS (Irradiation Side Sampling) 方式の放射線画像撮影装置であって、放射線の一部を吸収するとともに、被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部が、放射線入射側の筐体の外表面上に取り付けられていることを明確にした。

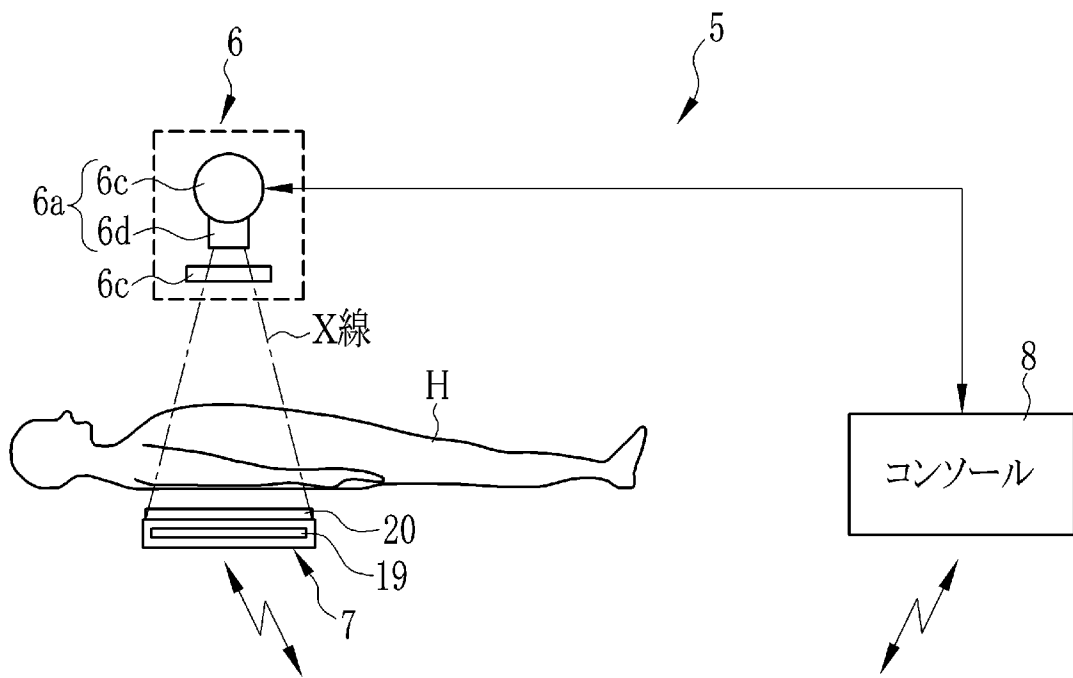
引用文献1 (JP 2011-95281 A) は、放射線画像撮影装置に関するものであるが、ISS方式ではない。また、引用文献1には、クッション層が記載されているが、これは筐体内に設けられている。引用文献1には、筐体の外表面上に、被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部を取り付けることは記載されていない。

引用文献2 (JP 2006-58124 A)、引用文献3 (JP 2007-121100 A)、引用文献4 (JP 11-284909 A)、引用文献5 (JP 7-27864 A)、引用文献6 (JP 2004-505252 A)、引用文献7 (JP 2009-212377 A)、引用文献8 (JP 2003-35781 A)、引用文献9 (JP 5-130990 A) にも、筐体の外表面上に、被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部を取り付けることは記載されていない。

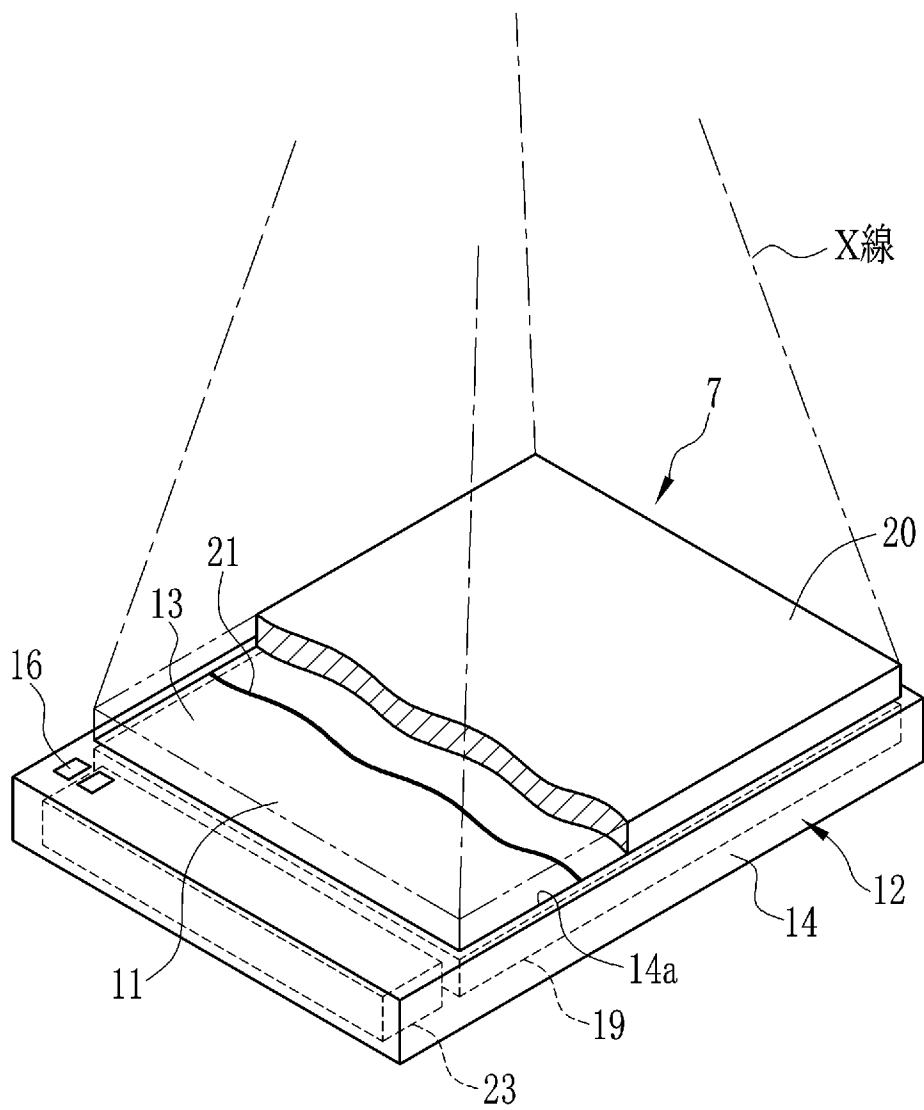
本発明は、センサパネルがシンチレータより放射線入射側に配置され、放射線入射側の筐体の外表面上に被写体の荷重によって変形可能な放射線吸収部が設けられているので、被写体からの荷重や衝撃によりセンサパネルが破損することを防止することができる。

以上

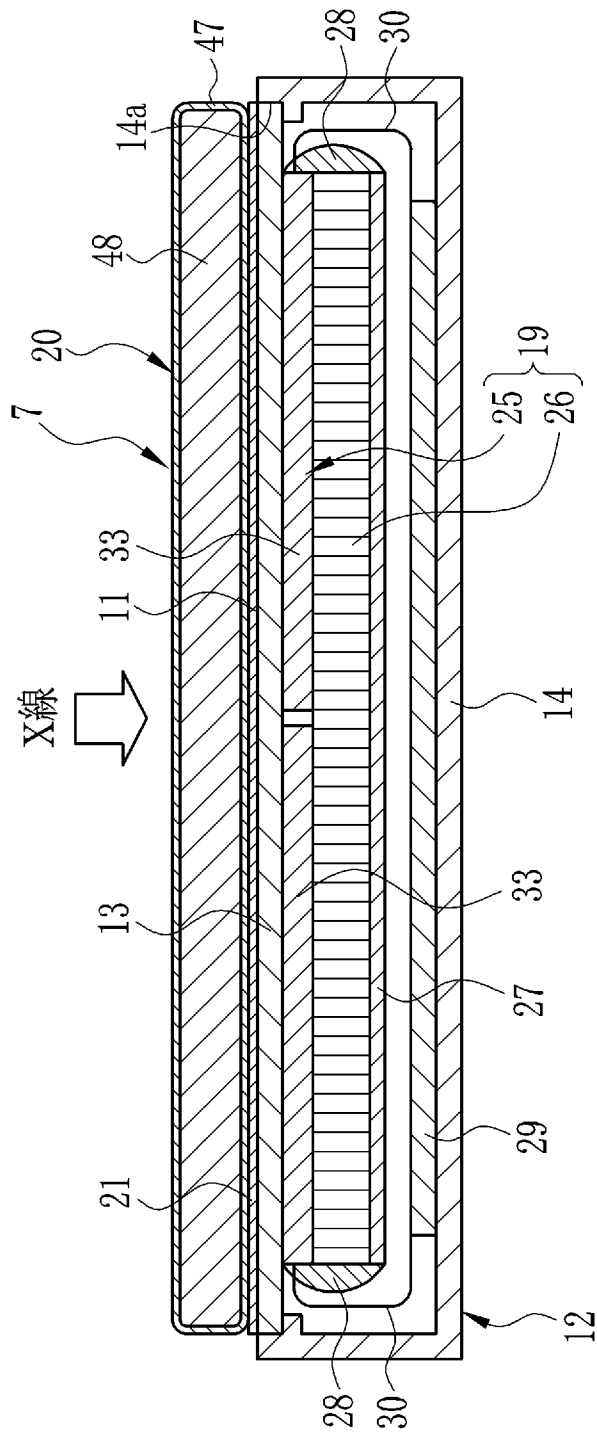
[図1]



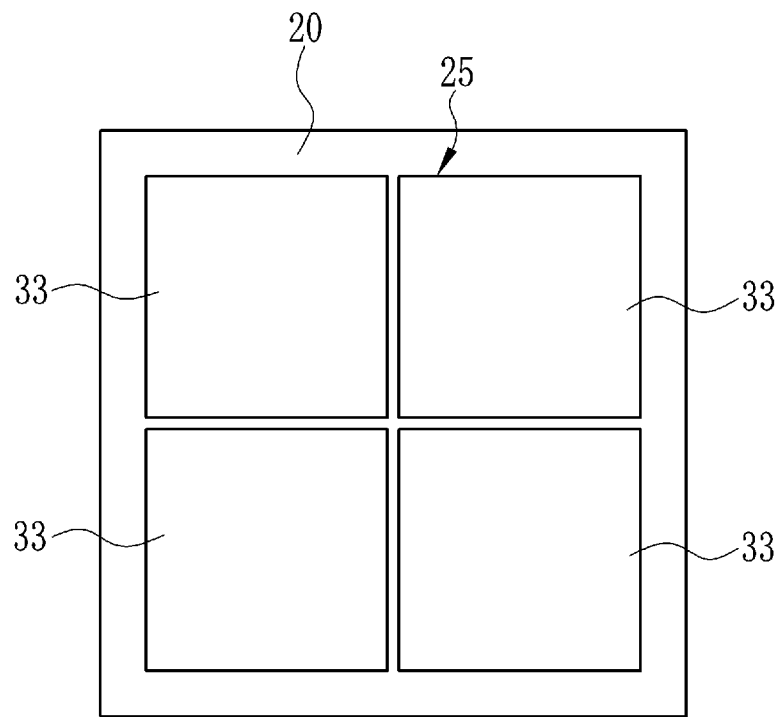
[図2]



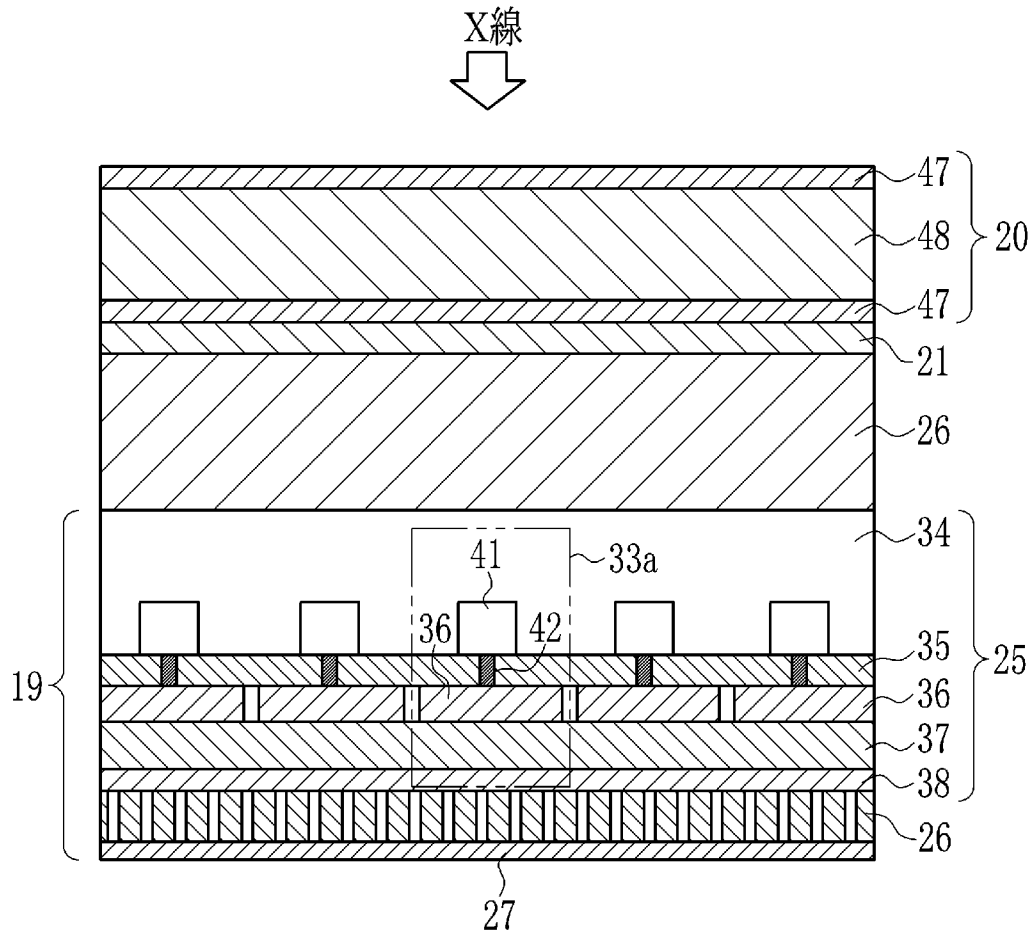
[図3]



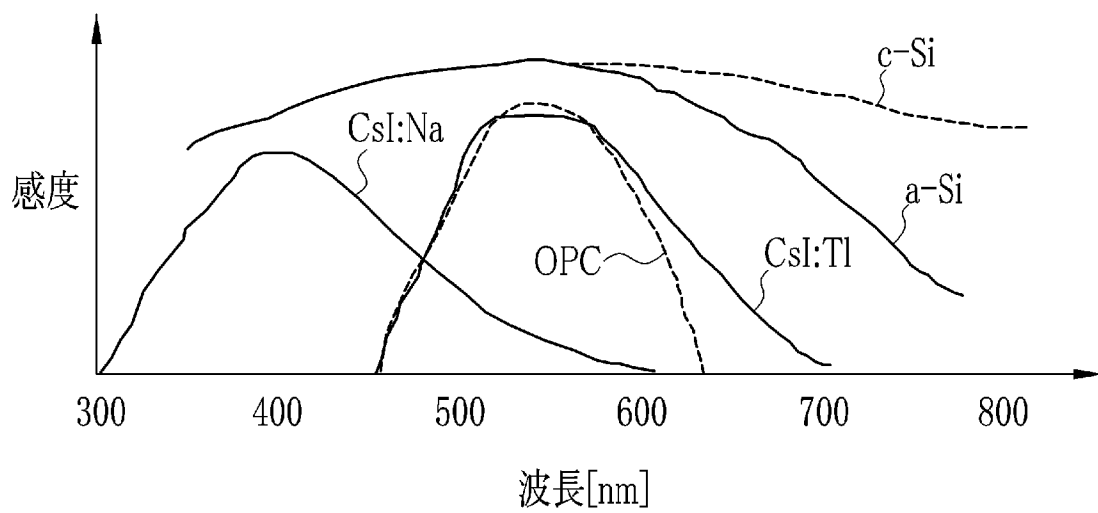
[図4]



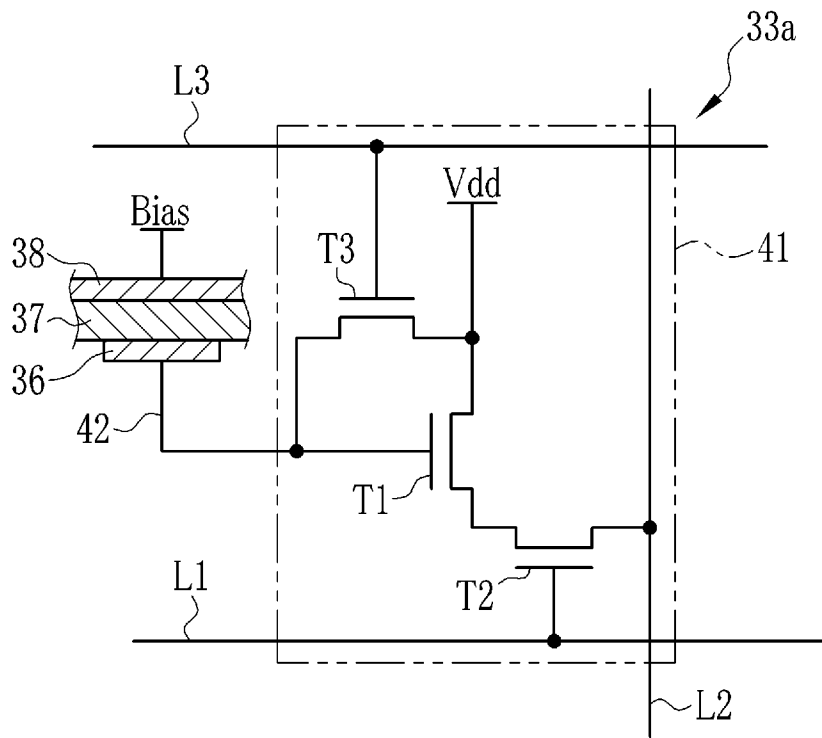
[図5]



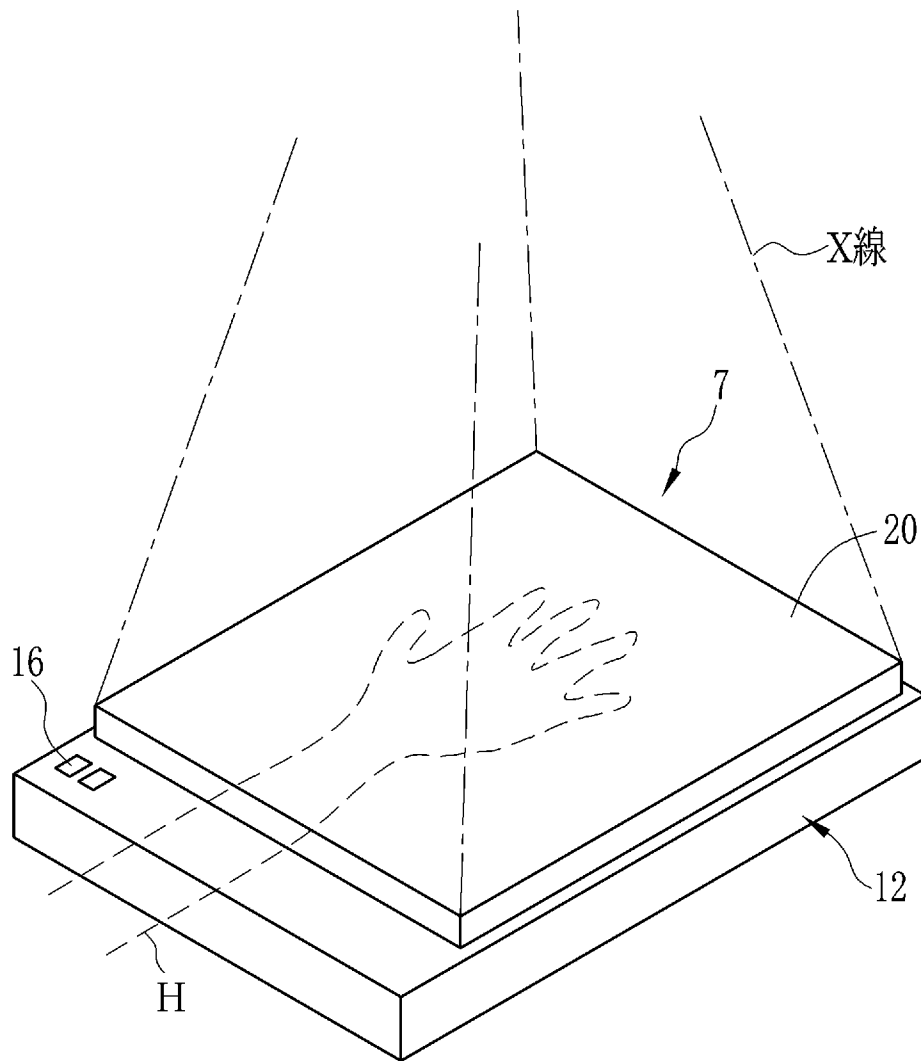
[図6]



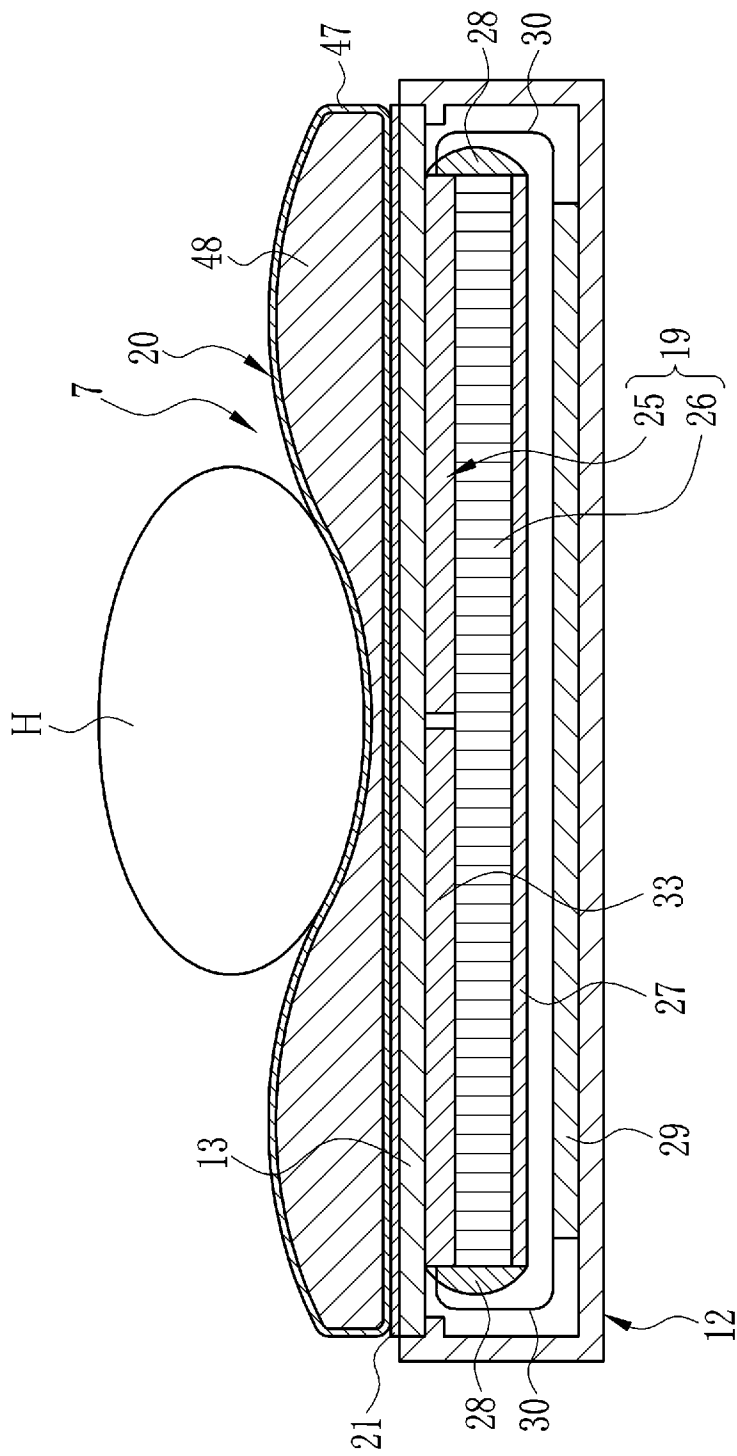
[図7]



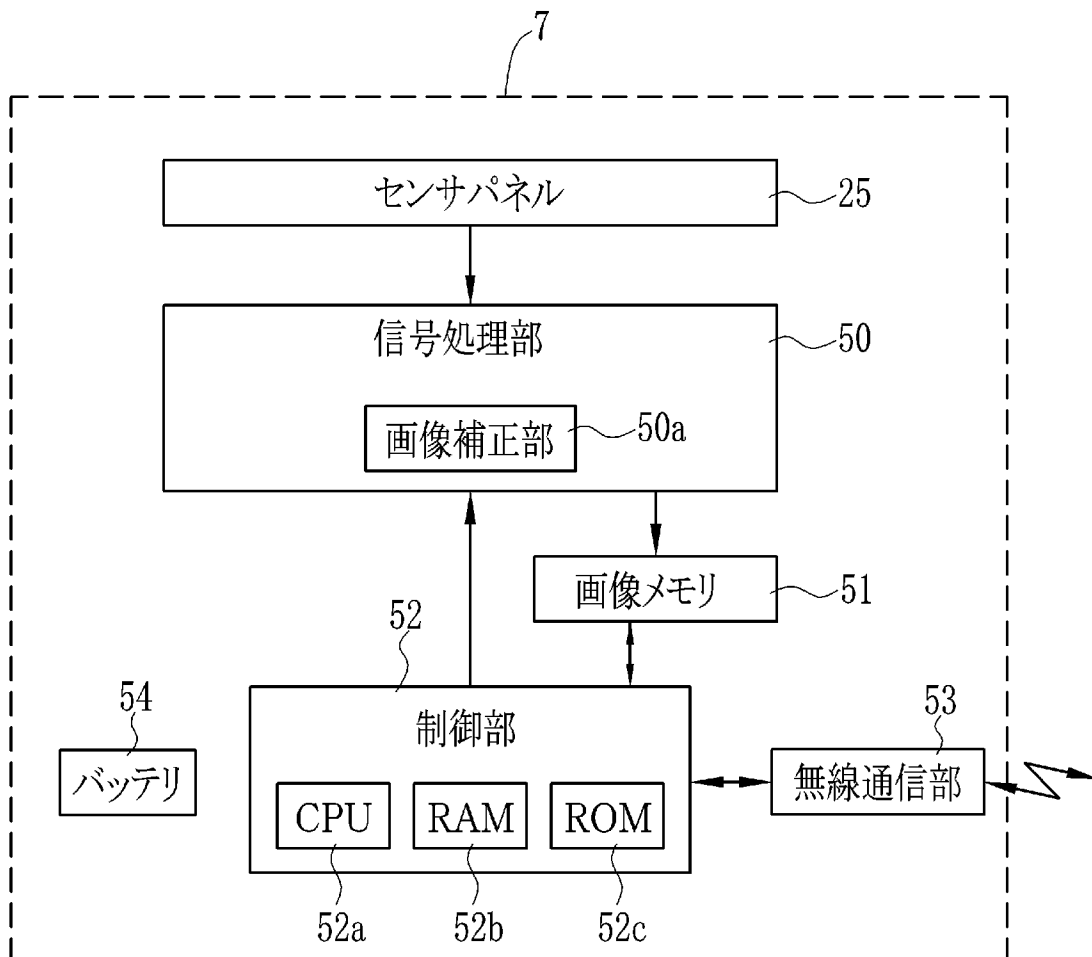
[図8]



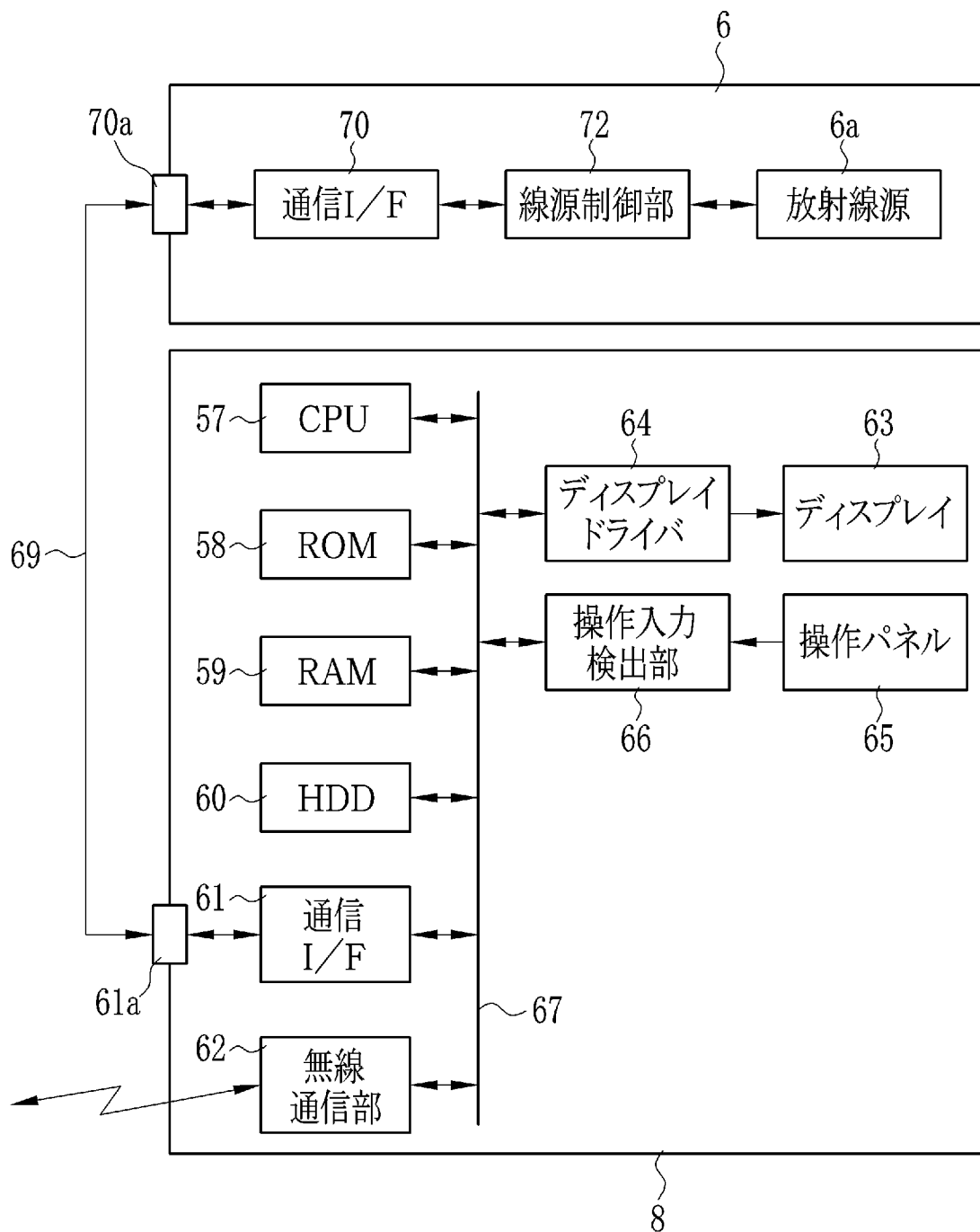
[図9]



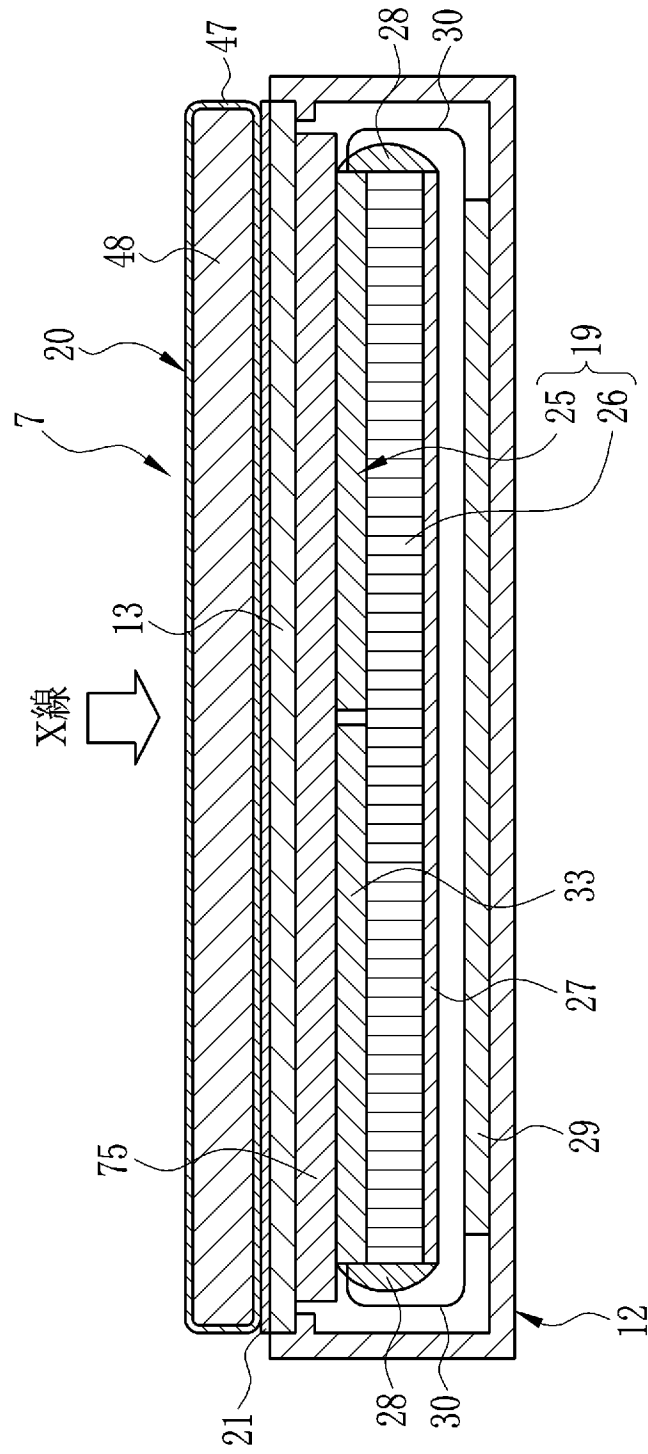
[図10]



[図11]



[図12]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2012/062624

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

G01T7/00(2006.01)i, 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)

G01T7/00, 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.
X Y	JP 2011-95281 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 12 May 2011 (12.05.2011), paragraphs [0021] to [0029]; fig. 1 (Family: none)	1-2, 8, 19 3-7, 9-18
X Y	JP 2006-58124 A (Canon Inc.), 02 March 2006 (02.03.2006), paragraphs [0016] to [0086]; fig. 1 to 10 & US 2006/0038132 A1	1-2, 8, 19 3-7, 9-18
Y	JP 2007-121100 A (Hitachi, Ltd.), 17 May 2007 (17.05.2007), paragraphs [0018] to [0020] (Family: none)	3-7, 12-15

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  
30 July, 2012 (30.07.12)

Date of mailing of the international search report  
07 August, 2012 (07.08.12)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062624

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 11-284909 A (Canon Inc.), 15 October 1999 (15.10.1999), entire text; all drawings & US 2004/0211911 A1 & EP 933650 A2 & DE 69925393 D	3-7, 9, 12-15, 17
Y	JP 7-27864 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 31 January 1995 (31.01.1995), entire text; all drawings (Family: none)	10-15
Y	JP 2004-505252 A (Trixell S.a.S.), 19 February 2004 (19.02.2004), paragraph [0006] & US 2003/0155515 A1 & EP 1314051 A & WO 2002/008788 A2 & FR 2812089 A	15
Y	JP 2009-212377 A (Fujifilm Corp.), 17 September 2009 (17.09.2009), paragraph [0036]; all drawings & US 2009/0224162 A1	15
Y	JP 2003-35781 A (Canon Inc.), 07 February 2003 (07.02.2003), paragraph [0011]; fig. 1, 5 (Family: none)	17-18
Y	JP 5-130990 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 28 May 1993 (28.05.1993), claim 4; paragraphs [0008], [0016]; fig. 1 to 4 & US 5331166 A & DE 4235527 A & FI 924814 A	19-20
A	JP 2005-506552 A (Trixell S.a.S.), 03 March 2005 (03.03.2005), paragraph [0003] & US 2004/0245474 A1 & EP 1438606 A & WO 2003/036329 A1 & FR 2831671 A & CA 2463078 A	1-19

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2012/062624

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions of claims 1-2, 8 and 19 cannot be considered to be novel in the light of the invention disclosed in JP 2011-95281 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 12 May 2011 (12.05.2011), paragraphs [0021] to [0029], fig. 1, or JP 2006-58124 A (Canon Inc.), 02 March 2006 (02.03.2006), paragraphs [0016] to [0086], fig. 1 to 10, and have no special technical feature.

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. G01T7/00(2006.01)i, 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 (IPC))  
 Int.Cl. G01T7/00, 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 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2012年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2012年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2012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
X Y	JP 2011-95281 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2011.05.12, 第【0021】-【0029】段落、第1図 (ファミリーなし)	1-2, 8, 19 3-7, 9-18
X Y	JP 2006-58124 A (キヤノン株式会社) 2006.03.02, 第【0016】-【0086】 段落、第1-10図 & US 2006/0038132 A1	1-2, 8, 19 3-7, 9-18
Y	JP 2007-121100 A (株式会社日立製作所) 2007.05.17, 第【0018】- 【0020】段落 (ファミリーなし)	3-7, 12-15

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 30.07.2012	国際調査報告の発送日 07.08.2012
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 青木 洋平 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 11-284909 A (キヤノン株式会社) 1999. 10. 15, 全文、全図 & US 2004/0211911 A1 & EP 933650 A2 & DE 69925393 D	3-7, 9, 12-15, 17
Y	JP 7-27864 A (富士写真フイルム株式会社) 1995. 01. 31, 全文、全図 (ファミリーなし)	10-15
Y	JP 2004-505252 A (トリクセル エス. アー. エス. ) 2004. 02. 19, 第【0006】段落 & US 2003/0155515 A1 & EP 1314051 A & WO 2002/008788 A2 & FR 2812089 A	15
Y	JP 2009-212377 A (富士フイルム株式会社) 2009. 09. 17, 第【0036】段落、全図 & US 2009/0224162 A1	15
Y	JP 2003-35781 A (キヤノン株式会社) 2003. 02. 07, 第【0011】段落、第1, 5 図 (ファミリーなし)	17-18
Y	JP 5-130990 A (浜松ホトニクス株式会社) 1993. 05. 28, 請求項4、第【0008】、【0016】段落、第1-4 図 & US 5331166 A & DE 4235527 A & FI 924814 A	19-20
A	JP 2005-506552 A (トリクセル エス. アー. エス. ) 2005. 03. 03, 第【0003】段落 & US 2004/0245474 A1 & EP 1438606 A & WO 2003/036329 A1 & FR 2831671 A & CA 2463078 A	1-19

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1-2, 8, 19に係る発明は、2011-95281 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2011.05.12, 第【0021】 - 【0029】段落、第1図またはJP 2006-58124 A (キヤノン株式会社) 2006.03.02, 第【0016】 - 【0086】段落、第1-10図に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有しない。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。