

(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3月8日(08.03.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/029385 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/20 (2006.01) G01T 1/202 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/064398
- (22) 国際出願日: 2011年6月23日(23.06.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-194941 2010年8月31日(31.08.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目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): 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). 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). 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). 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).

- (74) 代理人: 千葉剛宏, 外 (CHIBA Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木2丁目1番1号 新宿マインズタワー 16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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置

[図4]

FIG. 4A

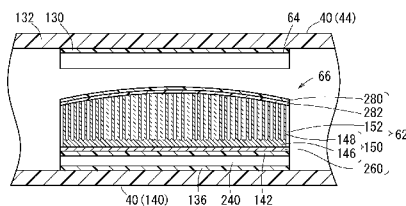
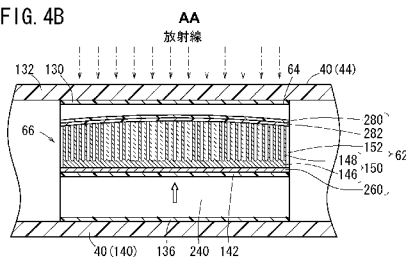


FIG. 4B



AA Radiation

(57) Abstract: In this radiography device (20), the radiation conversion panel (64) side of a scintillator (150) is formed in a convex shape towards the radiation conversion panel (64), the end portions of columnar crystals (148) are formed at said side, and the end portions of the columnar crystals (148) can contact the radiation conversion panel (64).

(57) 要約: 放射線撮影装置 (20) において、シンチレータ (150) における放射線変換パネル (64) 側は、該放射線変換パネル (64) に向かって凸状に形成されると共に、柱状結晶 (148) の先端部分が形成され、前記柱状結晶 (148) の先端部分と放射線変換パネル (64) とが接触可能である。



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：放射線撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線を可視光に変換するシンチレータと、前記可視光を電気信号に変換する放射線変換パネルとを有する放射線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、放射線源から被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した前記放射線を放射線撮影装置で検出することにより、前記被写体の放射線画像を取得することが広汎に行われている。この場合、放射線撮影装置は、例えば、被写体を透過した放射線を可視光に変換するシンチレータと、該可視光を電気信号に変換する放射線変換パネルとを備えた間接変換型の放射線検出器を有する。

[0003] ところで、近年、支持基板上に該支持基板と略直交する方向に沿ってCsI等の柱状結晶を蒸着形成してシンチレータを構成し、前記柱状結晶の先端部分を保護層を介して放射線変換パネルに配置することにより放射線検出器を構成することが提案されている（特開2009-68888号公報参照）。

[0004] ここで、前記柱状結晶が放射線を可視光に変換した場合、該可視光は前記柱状結晶の柱状部分を進行し、該柱状結晶の先端部分から前記保護層を通過して前記放射線変換パネルに至る。この結果、前記放射線変換パネルにおいて、入射された前記可視光を電気信号に変換することができる。

発明の概要

[0005] 特開2009-68888号公報では、シンチレータ、保護層及び放射線変換パネルを含む放射線検出器を放射線撮影装置に組み込むことにより、該シンチレータの柱状結晶を保護層を介して放射線変換パネルに押し当て、押し当て状態を維持したままで放射線撮影装置を使用している。従って、特開2009-68888号公報では、放射線撮影装置の状況に応じて、シンチ

レータと放射線変換パネルとを頻繁に接触又は離間させることはできない。

[0006] すなわち、例えば、医師又は放射線技師が放射線撮影装置の搬送中に誤って該放射線撮影装置を落下させて、外部から放射線撮影装置に衝撃を与えてしまうと、柱状結晶に不用意な応力が作用して、該柱状結晶の割れ（折れ）又はひびが発生し、この結果、放射線画像の画像ぼけ等の放射線撮影装置の性能劣化の原因になるおそれがある。このような問題に対しては、外部からの衝撃が前記放射線撮影装置に与えられる直前（前記不用意な応力が前記柱状結晶に作用する直前）に、シンチレータと放射線変換パネルとを離間できることが望ましい。また、外部からの衝撃を受けてから、所定時間経過した後は、前記放射線撮影装置を速やかに原状回復（前記シンチレータと前記放射線変換パネルとの接触）させることが望ましい。その際、柱状結晶の割れ（折れ）又はひびが回避されるように、前記シンチレータと前記放射線変換パネルとを接触させることが望ましい。

[0007] しかしながら、特開2009-68888号公報には、放射線撮影装置に組み込まれた状態でのシンチレータと放射線変換パネルとの頻繁な接触又は離間への対策について、何ら提案されていない。

[0008] 本発明の目的は、放射線撮影装置に組み込まれた柱状結晶のシンチレータと放射線変換パネルとを頻繁に接触又は離間させても、該柱状結晶の割れが発生しないようにすることにある。

[0009] 上記目的を達成するために、本発明は、放射線を可視光に変換するシンチレータ、及び、前記可視光を電気信号に変換する放射線変換パネルを備えた放射線検出器を有する放射線撮影装置であって、

前記シンチレータは、前記放射線を前記可視光に変換可能な柱状結晶を、前記放射線変換パネルと交差する方向に沿って形成することにより構成され、

前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側は、該放射線変換パネルに向かって凸状に形成されると共に、前記柱状結晶の先端部分が形成され、

前記柱状結晶の先端部分と前記放射線変換パネルとが接触可能であることを特徴としている。

[0010] また、前記放射線撮影装置は、前記シンチレータと前記放射線変換パネルとの間に介挿された、前記可視光を透過可能な緩衝層をさらに有し、前記緩衝層における前記シンチレータ側の第1面は、前記柱状結晶の先端部分に密着可能であると共に、前記緩衝層における前記放射線変換パネル側の第2面は、該放射線変換パネルに密着可能であることが望ましい。

[0011] この場合、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側は、該放射線変換パネルに向かって凸状に湾曲し、前記緩衝層の第1面は、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側に沿って湾曲した状態で前記柱状結晶の先端部分に密着してもよい。

[0012] あるいは、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側は、該放射線変換パネルに向かってテーパ状に形成されると共に、該放射線変換パネル側の中央部は、前記放射線変換パネルと略平行に形成され、前記緩衝層は、前記放射線変換パネル側の中央部に密着してもよい。この場合、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側のテーパ部分に、該テーパ部分の柱状結晶の先端部分からの可視光を遮光するための遮光層を設けてもよい。

[0013] ここで、前記緩衝層は、可撓性を有するプラスチックシート、より具体的には、可撓性を有し且つ前記可視光を透過する透明なシリコンゴム、ポリイミドフィルム、ポリアリレートフィルム、二軸延伸ポリスチレンフィルム又はアラミドフィルムであることが望ましい。また、前記緩衝層の厚みについても、50 μm 未満、より好ましくは、30 μm 未満とする。

[0014] 一方、前記緩衝層の第2面に接触する前記放射線変換パネルの表面は、四フッ化エチレン樹脂膜による平坦化処理が施されていることが望ましい。

[0015] また、前記柱状結晶は、ヨウ化セシウムの柱状結晶であると共に、防湿保護材により封止されていることが望ましい。

[0016] さらに、前記柱状結晶の基端部分には、前記柱状結晶で前記放射線から変換された前記可視光を前記緩衝層側に反射させる反射膜が形成されているか

、又は、前記柱状結晶を蒸着形成させることにより前記シンチレータを支持すると共に、前記可視光を前記緩衝層側に反射させる支持基板が配置されてもよい。この場合、前記反射膜又は前記支持基板は、前記柱状結晶を封止し且つ防湿性を具備してもよい。

[0017] 上記の各発明において、前記放射線変換パネルは、可撓性を有するプラスチックシート又は可撓性を有する薄厚のガラスシートを有してもよい。

[0018] また、前記放射線撮影装置は、前記放射線変換パネルから読み出した前記電気信号の示す放射線画像に対して、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側の形状に応じた画像補正処理を行う画像補正部をさらに有することが望ましい。

[0019] また、前記放射線撮影装置は、前記柱状結晶の形成方向に沿って、該柱状結晶の先端部分を前記放射線変換パネルに接触させる接触機構をさらに有してもよい。

[0020] この場合、前記接触機構は、少なくとも前記放射線検出器に対する前記放射線の照射時に、前記柱状結晶の先端部分を前記放射線変換パネルに接触させてもよい。

[0021] また、前記放射線撮影装置は、前記放射線撮影装置の移動を検知する移動検知部と、前記放射線検出器に対する前記放射線の照射時には、前記柱状結晶の先端部分を前記放射線変換パネルに接触させるように前記接触機構を制御し、一方で、前記移動検知部が検知した前記放射線撮影装置の移動に関わる物理量が所定の閾値を超えたときに前記接触機構による前記柱状結晶の先端部分と前記放射線変換パネルとの接触制御を停止させる接触制御部とをさらに有することが望ましい。

[0022] この場合、前記接触制御部は、前記放射線を出力する放射線源が該放射線の照射準備を行った時点で、前記柱状結晶の先端部分を前記放射線変換パネルに接触させるように前記接触機構を制御してもよい。

[0023] また、前記接触機構は、前記柱状結晶の形成方向に沿って膨張又は収縮することにより、前記柱状結晶の先端部分と前記放射線変換パネルとの接触制

御を行うエアバッグであり、前記放射線撮影装置は、前記エアバッグに不活性ガスを送り込んで該エアバッグを前記柱状結晶の形成方向に膨張させるインフレータをさらに有することが望ましい。

[0024] 以上説明したように、本発明によれば、シンチレータにおける放射線変換パネル側を該放射線変換パネルに向かって凸状に形成し、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側の柱状結晶の先端部分と、前記放射線変換パネルとを接触可能としている。

[0025] これにより、前記柱状結晶のシンチレータ及び前記放射線変換パネルを放射線撮影装置に組み込み、該放射線撮影装置の状況に応じて、前記シンチレータと前記放射線変換パネルとを頻繁に接触又は離間させても、前記柱状結晶の割れ（折れ）又はひびの発生を回避することができる。

[0026] また、前記シンチレータにおける前記放射線変換パネル側を該放射線変換パネルに向かって凸状に形成しているので、前記シンチレータと前記放射線変換パネルとを頻繁に接触又は離間させても、前記放射線変換パネルに対する前記シンチレータの押し当て時に、該シンチレータの端部の柱状結晶が割れることを回避することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]本実施形態に係る放射線撮影装置（電子カセット）を用いた放射線撮影システムの構成図である。

[図2]図1に示す電子カセットの斜視図である。

[図3]図3A及び図3Bは、図2に示す電子カセットのⅠⅠⅠーⅠⅠⅠ断面図である。

[図4]図4A及び図4Bは、図2の電子カセットにおける放射線検出器近傍の要部断面図である。

[図5]図5A及び図5Bは、図2の電子カセットにおける放射線検出器近傍の他の要部断面図である。

[図6]図6A及び図6Bは、図2の電子カセットにおける放射線検出器近傍の他の要部断面図である。

[図7]図7 A及び図7 Bは、図2の電子カセットにおける放射線検出器近傍の他の要部断面図である。

[図8]図8 A及び図8 Bは、図2の電子カセットにおける放射線検出器近傍の他の要部断面図である。

[図9]図9 A及び図9 Bは、接着層を介してシンチレータと放射線変換パネルとを接着させた場合の問題点を示す説明図である。

[図10]図1の電子カセットの電氣的な概略構成図である。

[図11]図1の放射線撮影システムの動作を示すフローチャートである。

[図12]図1のカセットに外部から衝撃が加えられる場合での図1の放射線撮影システムの動作を示すフローチャートである。

[図13]図1 3 A及び図1 3 Bは、本実施形態の第1変形例を示す要部断面図である。

[図14]図1 4 A及び図1 4 Bは、本実施形態の第2変形例を示す要部断面図である。

[図15]図1 5 A及び図1 5 Bは、本実施形態の第3変形例を示す要部断面図である。

[図16]図1 6 Aは、本実施形態の第4変形例のカセットの内部構成を模式的に示す概略説明図であり、図1 6 Bは、図1 6 Aのシンチレータの一例を模式的に示す概略説明図である。

発明を実施するための形態

[0028] 本発明に係る放射線撮影装置の好適な実施形態について、図1～図1 6 Bを参照しながら、詳細に説明する。

[0029] [本実施形態の構成]

図1は、本実施形態に係る電子カセット20（放射線撮影装置）を有する放射線撮影システム10の構成図である。

[0030] 放射線撮影システム10は、ベッド等の撮影台12に横臥した患者等の被写体14に対して放射線16を照射する放射線出力装置18と、被写体14を透過した放射線16を検出して放射線画像に変換する電子カセット20と

、放射線撮影システム 10 全体を制御すると共に、医師又は放射線技師（以下、医師ともいう。）の入力操作を受け付けるコンソール 22 と、撮影した放射線画像等を表示する表示装置 24 とを備える。

[0031] 放射線出力装置 18、電子カセット 20、コンソール 22 及び表示装置 24 間では、例えば、UWB (Ultra Wide Band)、IEEE 802.11.a/b/g/n 等の無線 LAN、又は、ミリ波等を用いた無線通信により信号の送受信が行われる。なお、ケーブルを用いた有線通信により信号の送受信を行ってもよいことは勿論である。

[0032] コンソール 22 には、病院内の放射線科において取り扱われる放射線画像やその他の情報を統括的に管理する放射線科情報システム (RIS) 26 が接続され、RIS 26 には、病院内の医事情報を統括的に管理する医事情報システム (HIS) 28 が接続されている。

[0033] 放射線出力装置 18 は、放射線 16 を照射する放射線源 30 と、放射線源 30 を制御する放射線制御装置 32 と、放射線スイッチ 34 とを備える。放射線源 30 は、電子カセット 20 に対して放射線 16 を照射する。放射線源 30 が照射する放射線 16 は、X 線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線等であってもよい。放射線スイッチ 34 は、2 段階のストロークを持つように構成され、放射線制御装置 32 は、放射線スイッチ 34 が医師によって半押されると放射線 16 の照射準備を行い、全押されると放射線源 30 から放射線 16 を照射させる。

[0034] なお、前述のように、放射線出力装置 18、電子カセット 20、コンソール 22 及び表示装置 24 間では、信号の送受信が可能であるため、放射線出力装置 18 は、放射線スイッチ 34 が半押状態となったときに照射準備を示す信号をコンソール 22 等に送信し、その後、放射線スイッチ 34 が全押状態となったときに放射線 16 の照射開始を示す信号をコンソール 22 等に送信してもよい。

[0035] 図 2 は、図 1 に示す電子カセット 20 の斜視図であり、図 3 A 及び図 3 B は、図 2 に示す電子カセット 20 の I-I 線に沿った断面図である

。

[0036] 電子カセット 20 は、パネル部 42 と、該パネル部 42 上に配置された制御部 48 とを備える。なお、パネル部 42 の厚みは、制御部 48 の厚みよりも薄く設定されている。

[0037] パネル部 42 は、放射線 16 に対して透過可能な材料からなる略矩形状の筐体 40 を有し、パネル部 42 の表面（上面）である照射面 44 に放射線 16 が照射される。照射面 44 の略中央部には、被写体 14 の撮影領域及び撮影位置を示すガイド線 50 が形成されている。ガイド線 50 の外枠が、放射線 16 の照射野を示す撮影可能領域 52 になる。また、ガイド線 50 の中心位置（ガイド線 50 が十字状に交差する交点）は、撮影可能領域 52 の中心位置である。

[0038] 筐体 40 の制御部 48 側の側面には、医師が把持可能な取手 54 が配設されている。医師は、取手 54 を把持することにより電子カセット 20 を所望の場所（例えば、撮影台 12）に搬送することが可能となる。従って、電子カセット 20 は、可搬型の放射線撮影装置である。

[0039] 筐体 40 内の取手 54 近傍には、電子カセット 20 の加速度（の 3 軸成分）を検出する 3 軸の加速度センサ 56（移動検知部）が配置されている。なお、加速度センサ 56 は、電子カセット 20 を誤って落下させたときに、落下の衝撃によって加速度センサ 56 が壊れないように、上記のように取手 54 近傍に配置されている。また、筐体 40 内のガイド線 50 の中心位置近傍には、外部から電子カセット 20 に付与される圧力（の 3 軸成分）を検出する 3 軸の圧力センサ 58（移動検知部）が配置されている。この場合、電子カセット 20 が移動することで加速度が発生し、一方で、電子カセット 20 が圧力を受けることで該電子カセット 20 が変位する可能性があるため、これらの物理量は、いずれも、電子カセット 20 の移動に関わる物理量となる。

[0040] また、筐体 40 の内部には、シンチレータパネル 62 及び放射線変換パネル 64 を有する放射線検出器 66 と、放射線変換パネル 64 を駆動させる駆

動回路部 68（図 10 参照）とがさらに配置されている。

[0041] シンチレータパネル 62 は、被写体 14 を透過した放射線 16 を、可視光領域に含まれる蛍光に変換するシンチレータ 150（図 4 A 及び図 4 B 参照）を有する。放射線変換パネル 64 は、放射線 16 を透過可能であると共に、シンチレータ 150 が変換した前記蛍光を電気信号に変換する間接変換型の放射線変換パネルである。

[0042] 図 3 A は、放射線 16 が照射される照射面 44 から順に、放射線変換パネル 64 とシンチレータパネル 62 とを筐体 40 内部に配設した表面読取方式としての ISS（Irradiation Side Sampling）方式の放射線検出器 66 を図示している。一方、図 3 B は、放射線 16 が照射される照射面 44 から順に、シンチレータパネル 62 と放射線変換パネル 64 とを筐体 40 内部に配設した裏面読取方式としての PSS（Penetration Side Sampling）方式の放射線検出器 66 を図示している。

[0043] 制御部 48 は、放射線 16 に対して非透過性の材料からなる略矩形状の筐体 108 を有する。該筐体 108 は、照射面 44 の一端に沿って延在しており、照射面 44 における撮影可能領域 52 の外に制御部 48 が配設される。この場合、筐体 108 の内部には、後述するパネル部 42 を制御するカセット制御部 110（接触制御部、画像補正部）と、撮影した放射線画像の画像データを記憶するバッファメモリとしてのメモリ 112 と、コンソール 22 との間で無線による信号の送受信が可能な通信部 114 と、バッテリー等の電源部 116 とが配置されている（図 10 参照）。電源部 116 は、電子カセット 20 内の各部に対して電力供給を行う。

[0044] また、筐体 108 の上面には、撮影された放射線画像等を表示可能である一方で、医師が種々の情報を入力可能なタッチパネル方式の表示操作部 122 と、医師に対する各種の通知を音として出力するスピーカ 124 とが配設されている。さらに、筐体 108 の側面には、外部電源から電源部 116 に対して充電を行うための AC アダプタの入力端子 126 と、外部機器（例え

ば、コンソール 22 等) との間で情報を送受信可能なインターフェース手段としての USB 端子 128 とが設けられている。

[0045] 図 4 A 及び図 4 B は、筐体 40 内部の放射線検出器 66 の要部断面図であり、一例として、図 3 A の ISS 方式の放射線検出器 66 を図示したものである。この場合、筐体 40 における照射面 44 側の天板 132 と、底面側の底板 140 との間に放射線検出器 66 が配置されている。

[0046] 具体的に、底板 140 には、接着層 136 を介してエアバッグ 240 (接触機構) が接着され、該エアバッグ 240 には、接着層 142 を介してシンチレータパネル 62 が接着されている。一方、天板 132 の底板 140 側には、接着層 130 を介して放射線変換パネル 64 が接着されている。

[0047] シンチレータパネル 62 は、シンチレータ 150 を有する。

[0048] シンチレータ 150 は、図示しない支持基板の表面に、例えば、タリウムが添加されたヨウ化セシウム ($\text{CsI}:\text{Tl}$) が真空蒸着法で短冊状の柱状結晶構造 148 に形成されたものであり、前記支持基板の表面におけるシンチレータ 150 の基端部分は、非柱状結晶部分 146 とされている。この場合、柱状結晶構造 148 は、前記支持基板と交差する方向、理想的には略直交方向 (図 4 A 及び図 4 B の上下方向であって 90°) に沿って、各柱間がある程度の隙間を確保した状態で形成されている。そして、シンチレータ 150 における非柱状結晶部分 146 は、前記支持基板の表面に沿って略平坦に形成されているが、柱状結晶構造 148 の先端部分は、中央部が凸状となるように湾曲形成されている。すなわち、シンチレータ 150 は、場所によって異なる厚みとされている。また、 CsI のシンチレータ 150 は、柱状結晶構造 148 が湿度に弱く、非柱状結晶部分 146 が湿度に特に弱いという特性を有するので、防湿保護材 152 で封止されている。

[0049] シンチレータ 150 を有するシンチレータパネル 62 は、筐体 40 内に組み込む場合に、下記のように構成される。

[0050] 先ず、前記支持基板からシンチレータ 150 を分離させる。これにより、略平坦な非柱状結晶部分 146 は、防湿保護材 152 で被覆されていない状

況となる。そこで、非柱状結晶部分 146 には、柱状結晶構造 148 で放射線 16 から変換された蛍光を柱状結晶構造 148 の先端部分側に反射させる A1 等の反射膜 260 が形成される。反射膜 260 は、前記蛍光を反射する特性及び防湿性を有すると共に、防湿保護材 152 と協働して柱状結晶構造 148 及び非柱状結晶部分 146 を封止する。

[0051] 一方、防湿保護材 152 における柱状結晶構造 148 の先端部分側には、接着層 282 を介して可撓性を有するプラスチックシートからなる緩衝層 280 が接着されている。

[0052] 緩衝層 280 は、可撓性を有し且つ前記蛍光を透過可能な透明なプラスチックシート、具体的には、シリコンゴム、ポリイミドフィルム、ポリアリレートフィルム、二軸延伸ポリスチレンフィルム又はアラミドフィルムであることが望ましい。この場合、緩衝層 280 の厚みは、50 μ m 未満、より好ましくは、30 μ m 未満とする。

[0053] このようにして構成されるシンチレータパネル 62 は、図 4A に示すように、反射膜 260 を下方（エアバッグ 240 側）に向け、且つ、緩衝層 280 を上方（放射線変換パネル 64 側）に向けた状態で筐体 40 内に組み込まれる。従って、シンチレータパネル 62 では、反射膜 260 が接着層 142 を介してエアバッグ 240 に接着されることになる。

[0054] ところで、柱状結晶構造 148 は、硬く脆い特性を有するため、外部からの圧力や応力に弱い。そのため、電子カセット 20 を落下させたり、過度に外部から圧力をかけたりすることで、柱状結晶構造 148 に割れ（折れ）やひびが発生し、この結果、撮影性能や感度が低下して、放射線画像の画像ぼけ等の電子カセット 20 の性能劣化が発生するおそれがある。

[0055] より具体的に説明すると、シンチレータ 150 の柱状結晶構造 148 は、蛍光の発光量の低下や、各柱間での蛍光のクロストークの発生を回避するために、各柱間である程度隙間（例えば、70%～85%の充填率）を確保しておく必要がある。これにより、例えば、医師が電子カセット 20 の搬送中に誤って該電子カセット 20 を落下させて、外部から電子カセット 20 に

衝撃を加えてしまうと、柱状結晶構造 148 に不用意な応力が作用し、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひびが発生して、放射線画像の画像ぼけ等の電子カセット 20 の性能劣化の原因になるおそれがある。また、被写体 14 が照射面 44 と接触して、該被写体 14 から照射面 44 を介して電子カセット 20 に過度の圧力が加えられた場合でも、柱状結晶構造 148 に不用意な応力が作用してしまうので、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひびが発生するおそれがある。

[0056] さらに、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを保護層や接着層等を介して固定する場合（保護層や接着層等を介して柱状結晶構造 148 と放射線変換パネル 64 とを互いに押し当てている場合）に、外部からの衝撃に起因した放射線変換パネル 64 に対する柱状結晶構造 148 の位置ずれが発生すると、該放射線変換パネル 64 の表面を傷つけるので、前記傷の発生により放射線画像の画像欠陥が発生するおそれがある。

[0057] また、通常は、特開 2009-68888 号公報のように、シンチレータ 150 を保護層を介して放射線変換パネル 64 に押し当てた状態のままで使用しているので、電子カセット 20 の状況に応じて、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを頻繁に接触又は離間させることは行われていない。

[0058] このようなことから、外部からの衝撃が電子カセット 20 に与えられる直前（不用意な応力が柱状結晶構造 148 に作用する直前）に、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを離間できることが望ましい。また、外部からの衝撃を受けてから、所定時間経過した後は、電子カセット 20 を速やかに原状回復（シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触）させることが望ましい。その際には、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）又はひびが回避されるように、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させることが望ましい。

[0059] さらに、前述したように、柱状結晶構造 148 は、硬く脆い特性を有するため、外部からの圧力や応力に弱い。そこで、シンチレータ 150 の両面を

接着剤（接着層）等を介して支持基板 144 と放射線変換パネル 64 とでそれぞれ固定した場合、支持基板 144 及びシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との間で熱膨張率が互いに異なれば、放射線検出器 66 全体が、図 9 A 及び図 9 B で模式的に示すように、バイメタルのように、温度変化に応じて支持基板 144 及びシンチレータ 150 側に反るか、あるいは、放射線変換パネル 64 側に反ってしまう。

[0060] 図 9 A 及び図 9 B は、放射線変換パネル 64 をガラス基板（約 $3 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$ ）で構成し、支持基板 144 をアルミニウム（約 $30 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$ ）で構成したと仮定した場合での温度変化に対する放射線変換パネル 64、シンチレータ 150 及び支持基板 144 の形状変化を模式的に図示したものである。図 9 A の比較的高温の場合（例えば、 50°C ）でも、図 9 B の比較的低温の場合（例えば、 -20°C ）でも、熱膨張率が大きく異なることに起因して、放射線変換パネル 64、シンチレータ 150 及び支持基板 144 が大きく反ってしまう。

[0061] 一方、このような反りを発生させないようにするためには、支持基板 144、シンチレータ 150 及び放射線変換パネル 64 を互いに同じ熱膨張率（同じ材料）にすることも考えられるが、この場合には、支持基板 144 の選択が制限されてしまう。

[0062] また、放射線変換パネル 64 とシンチレータ 150 との間を接着層で接着すれば、接着層の厚みによってシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との距離が離れてしまうので、該接着層の存在が放射線画像の画像ぼけの原因にもなる。

[0063] さらに、放射線 16 による前記接着層の劣化（前記接着層を構成する接着剤の着色）に起因して、該接着層の光透過性が劣化すれば、放射線変換パネル 64 における可視光の感度も低下する。

[0064] さらにまた、柱状結晶構造 148 を備えたシンチレータ 150 と、放射線変換パネル 64 とは、いずれも高価な電子カセット 20 の部品であるため、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接着層を介して接着した場

合には、一方の部品が壊れるか又は故障すると、他方の部品は正常に機能するにも関わらず廃棄されることになる。従って、正常な部品を再利用する観点からすれば、前記接着層によりシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 と接着することはリワーク性が悪い。

[0065] そこで、本実施形態では、電子カセット 20 に組み込まれた柱状結晶構造 148 を有するシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを頻繁に接触又は離間させても、該柱状結晶構造 148 の割れが発生しないようにしている。その際、接着剤（接着層）で接着させることなくシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させるようにしている。

[0066] 具体的には、図 4 A 及び図 4 B に示すように、筐体 40 の底板 140 に接着層 136 を介してエアバッグ 240 を接着させ、該エアバッグ 240 に接着層 142 を介してシンチレータパネル 62 を接着させている。そして、図 10 に示すように、エアバッグ 240 には、インフレータ 120 が接続されている。なお、エアバッグ 240 及びインフレータ 120 は、一般的な自動車用のエアバッグ及びインフレータと同様の構造を有する。一方、柱状結晶構造 148 の先端部分側についても、その中央部が凸状に湾曲し、この凸状の湾曲部分に沿って緩衝層 280 の一方の面（第 1 面）が接着層 282 を介して接着されている。従って、緩衝層 280 は、放射線変換パネル 64 に向かって凸状に湾曲している。一方、放射線変換パネル 64 についても、可撓性を有するプラスチック基板、具体的には、ポリイミドフィルム、ポリアリレートフィルム、二軸延伸ポリスチレンフィルム又はアラミドフィルムの基板を用いて構成されていることが望ましい。

[0067] ここで、被写体 14 に対する放射線画像の撮影を行う場合、インフレータ 120 は、図示しない点火剤を点火して窒素ガス又はヘリウムガス等の不活性ガスを発生させ、発生した不活性ガスをエアバッグ 240 に送り込む。エアバッグ 240 は、インフレータ 120 から不活性ガスが送り込まれると、そのガス圧により放射線変換パネル 64 の方向に膨張する。これにより、シンチレータパネル 62 が放射線変換パネル 64 に向かって移動して、図 4 B

に示すように、緩衝層 280 におけるシンチレータ 150 と接着されていない他方の面（第 2 面）と、放射線変換パネル 64 とが互い押し当てられて、筐体 40 内におけるシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との相対位置が固定される。

[0068] この場合、緩衝層 280 及び柱状結晶構造 148 の先端部分は、放射線変換パネル 64 に向かって凸状に湾曲し、一方で、放射線変換パネル 64 は、可撓性を有するプラスチック基板から構成されているので、緩衝層 280 の第 2 面と放射線変換パネル 64 の表面とを押し当てたときに、放射線変換パネル 64 の表面が緩衝層 280 の第 2 面に沿って僅かに凹む。従って、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 との密着性を高めることができる。この結果、接着剤で接着することなく、緩衝層 280 を介してシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを良好に接触（密着）させることが可能となる。なお、インフレータ 120 は、接触時に緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とが互いに傷つかないようにするために、エアバッグ 240 を徐々に膨張させるように不活性ガスを送り込むことが望ましい。

[0069] また、放射線変換パネル 64 が厚みのあるガラス基板からなり、図 4 B のように変形することが難しい（可撓性を有しない）場合には、シリコーンゴムを緩衝層 280 として選択すればよい。この場合、緩衝層 280 を介してシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させると、緩衝層 280 の中心部の厚みが薄くなり、柱状結晶構造 148 の中央部分と放射線変換パネル 64 との密着性が良好となる。また、緩衝層 280 の中心部の厚みが薄くなって、該柱状結晶構造 148 の中央部分と放射線変換パネル 64 との距離が短くなるので、被写体 14 の撮影に重要な撮影可能領域 52 の中央部における画像ぼけが減少する。なお、放射線変換パネル 64 に対するシンチレータ 150 の押し当て力が管理されていれば、上記の効果が容易に得られる。

[0070] このようにして、緩衝層 280（シンチレータ 150）と放射線変換パネル 64 とが接触（密着）した状態で、放射線 16 が放射線変換パネル 64 及

び緩衝層 280 を透過してシンチレータ 150 に至ると、柱状結晶構造 148 では、放射線 16 を可視光領域の蛍光に変換し、変換された蛍光は、柱状結晶構造 148 の柱状部分を進行し、緩衝層 280 を介して放射線変換パネル 64 に至る。従って、放射線変換パネル 64 において、入射された蛍光を電気信号に変換することができる。この場合、一部の蛍光は、反射膜 260 に向かって進行することもあるが、反射膜 260 及び非柱状結晶部分 146 において緩衝層 280 側に反射されるので、該一部の蛍光も放射線変換パネル 64 に入射することが可能となる。

[0071] なお、放射線変換パネル 64 は、前述した可撓性を有するプラスチック基板（TF T 基板）上に前記蛍光を電気信号に変換する画素（光電変換素子）が積層されたものであり、該放射線変換パネル 64 における支持基板 144 と対向する面は、四フッ化エチレン樹脂膜による平坦化処理が施されている。この場合、光電変換素子は、蛍光を吸収して電荷が発生する有機光導電体（OPC）を用いてもよい。また、光電変換素子から電荷を読み出す箇所（TF T 72）についても、アモルファス IGZO（a-IGZO）を用いてもよい。OPC 及び a-IGZO を用いることで、比較的低温でプラスチック基板に光電変換素子や TF T 72 を形成することが可能となる。

[0072] そして、放射線画像の撮影後には、インフレータ 120 からエアバッグ 240 への不活性ガスの送給を停止すると共に、エアバッグ 240 に形成された図示しない排出孔から不活性ガスを排出させることで、エアバッグ 240 を収縮させながら、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させることが可能である。

[0073] このように、少なくとも外部から衝撃（落下又は圧力による衝撃）が加わらない放射線 16 の照射時には、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを互いに押し当てて（接触させて）、筐体 40 内のシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との相対位置を固定しておく（図 4 B 参照）。なお、医師が電子カセット 20 を落下させることなく該電子カセット 20 を搬送している場合でも、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させるこ

とが可能であることは勿論である。

[0074] 一方、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とが接触している最中に、外部から電子カセット 20 に衝撃が加わった場合、例えば、医師による電子カセット 20 の搬送中に、医師が電子カセット 20 を誤って落下させることにより、加速度センサ 56 の検出した加速度の値が所定の閾値を超えた場合、あるいは、照射面 44 に対する被写体 14 のポジショニング時等において、該被写体 14 が照射面 44 に対して勢いを付けて接触することにより、電子カセット 20 に過度の圧力が付与されて、圧力センサ 58 の検出した圧力値が所定の閾値を超えた場合には、落下又は圧力による衝撃によって、柱状結晶構造 148 に不用意な応力が作用し、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、さらには、放射線変換パネル 64 に対する柱状結晶構造 148 の位置ずれに起因した該放射線変換パネル 64 の表面の傷が発生する可能性がある。

[0075] このような場合、インフレータ 120 は、不活性ガスの送給を停止させ、一方で、エアバッグ 240 は、排出孔から不活性ガスを排出させる。これにより、エアバッグ 240 が筐体 40 の厚み方向（底板 140 の方向）に収縮するので、図 4A に示すように、放射線変換パネル 64 に対して緩衝層 280 及びシンチレータ 150 を離間させることができる。そのため、電子カセット 20 の落下又は過度の圧力に起因した、シンチレータ 150 への不用意な応力による柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、さらには、放射線変換パネル 64 表面の傷の発生を回避することが可能となる。

[0076] なお、前述した所定の閾値とは、医師が電子カセット 20 の搬送中に誤って該電子カセット 20 を床面等に落下させたときの重力加速度の大きさよりも小さく設定された加速度の値、又は、電子カセット 20 に付与される圧力に起因して柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、放射線変換パネル 64 表面の傷が発生するときの圧力値よりも小さく設定された圧力値である。従って、加速度の値が閾値を超えるか、あるいは、圧力値が閾値を超えると、柱状結晶構造 148 の割れやひび、放射線変換パネル 64 表面の傷が発生

するおそれがあるため、本実施形態では、その直前の段階で、インフレータ 120 の動作を停止させると共に、エアバッグ 240 から不活性ガスを排出させて、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させることにより、該シンチレータ 150 を落下又は圧力による衝撃から適切に保護するようにしている。

[0077] なお、本実施形態では、外部から電子カセット 20 が受ける圧力を、該電子カセット 20 の加速度と時間との積から予測してもよい。自由落下ほどの加速度（重力加速度）に到達していなくても、長時間にわたって落下していれば、電子カセット 20 の速度が増加しているはずなので、電子カセット 20 の衝撃圧が相当大きくなるものと予想される。具体的に、医師が取手 54 を把持した状態で、該取手 54 の箇所を中心として電子カセット 20 を円弧状に振ったとき（例えば、撮影台 12 からスライドさせつつ電子カセット 20 を該撮影台 12 から離間させたとき）に、撮影台 12 に電子カセット 20 の一部をぶつけてしまい、該電子カセット 20 に大きな衝撃が加わった場合に、シンチレータ 150 を前記衝撃から適切に保護することができる。

[0078] また、本実施形態では、被写体 14 に対する撮影の手技（例えば、臥位状態での撮影、立位状態での撮影）と、電子カセット 20 の加速度とに基づいて、電子カセット 20 に対する衝撃の有無を判断してもよい。例えば、撮影台 12 上に電子カセット 20 を配置して臥位状態の被写体 14 に対する撮影を行う場合に、撮影後に撮影台 12 から電子カセット 20 を動かしたときに、該撮影台 12 から床面に電子カセット 20 を落下させるおそれがある。このような場合には、撮影終了後、自由落下に応じた大きさの加速度を加速度センサ 56 が検出した際に、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させればよい。

[0079] また、立位状態で撮影を行う場合には、比較的高い位置に設置された図示しない撮影台に電子カセット 20 を装填した状態で撮影が行われるので、撮影後に前記撮影台から電子カセット 20 を取り外したときに、加速度センサ 56 が自由落下に応じた大きさの加速度を検出した際に、シンチレータ 15

０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを離間させればよい。

[0080] さらに、撮影の手技が、撮影の前後で電子カセット２０を落下させるおそれがある手技である場合には、インフレータ１２０及びエアバッグ２４０の動作を停止させて、シンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを予め離間させておき、電子カセット２０が撮影台１２（又は図示しない立位撮影用の撮影台）に設置されたときに、シンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４と互いに押し当てればよい。

[0081] さらにまた、本実施形態では、上述のように、シンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを完全に離間させる場合に限定されるものではなく、エアバッグ２４０の動作を停止させた際のシンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との接触圧が、シンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを互いに押し当てている状態での接触圧よりも低いか、又は、ほとんどかかっていない状態であればよい。すなわち、本実施形態では、インフレータ１２０及びエアバッグ２４０の動作停止時には、少なくともシンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との接触制御（シンチレータ１５０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との押し当て）が停止している状態であればよい。

[0082] 図５Ａ及び図５Ｂは、図３Ｂに示すＰＳＳ方式の放射線検出器６６の構成を、より詳細に図示した断面図である。ＰＳＳ方式の放射線検出器６６においても、図４Ａ及び図４ＢのＩＳＳ方式の放射線検出器６６と同様に、エアバッグ２４０を放射線変換パネル６４側に膨張させることで、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを接触させることが可能である。

[0083] 図６Ａ及び図６Ｂは、防湿保護材１５２における柱状結晶構造１４８の先端部分側を放射線変換パネル６４に向かってテーパ状に形成することで、該先端部分側の中央部を放射線変換パネル６４と略平行に形成し、緩衝層２８０を接着層２８２を介して前記先端部分側の中央部に接着させたものである。この場合、緩衝層２８０は、放射線変換パネル６４と略平行に配置されるので、図６Ｂに示すように、放射線変換パネル６４を变形させることなく、

該緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触（密着）させることが可能となる。また、柱状結晶構造 148 及び緩衝層 280 の放射線変換パネル 64 への押し当て時に、シンチレータ 150 の周縁部（テーパ部分）が放射線変換パネル 64 に押し当てられることがないので、該周縁部での割れやひびの発生を回避することができる。さらに、防湿保護材 152 のテーパ部分には、柱状結晶構造 148 の先端部分のテーパ部分側から漏れる可視光を遮光するための遮光層 300 が形成されている。なお、放射線変換パネル 64 では、遮光層 300 に対向する箇所が放射線画像の撮影領域外となるように設定されていることが望ましい。

[0084] また、本実施形態では、放射線変換パネル 64 を構成する T F T 基板は、上記の可撓性を有する薄厚のプラスチック基板に限定されることはなく、可撓性を有する薄厚のガラス基板であってもよい。図 7 A 及び図 7 B は、可撓性を有する薄厚のガラス基板により放射線変換パネル 64 を構成した場合を図示したものであり、天板 132 には、接着層 130 を介してスポンジ 284 が接着され、該スポンジ 284 には、接着層 286 を介して放射線変換パネル 64 が接着されている。この場合、緩衝層 280 が放射線変換パネル 64 に押し当てられると、凸状の緩衝層 280 に密着するように、放射線変換パネル 64 及びスポンジ 284 が凹むので、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを良好に接触させることができる（図 7 B 参照）。また、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とが離間した場合には、スポンジ 284 の作用によって、図 7 A のように、放射線変換パネル 64 を速やかに元の形状に戻すことができる。

[0085] さらに、上記の説明では、支持基板からシンチレータ 150 を切り離してシンチレータパネル 62 を構成する場合について説明したが、本実施形態では、図 8 A 及び図 8 B に示すように、シンチレータ 150 が蒸着形成された A1 等の支持基板 144 を該シンチレータ 150 から分離させることなくシンチレータパネル 62 を構成してもよい。この場合、支持基板 144 が反射膜 260 の機能を担う。この場合でも、図 4 A 及び図 4 B の場合と同様に、

緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触又は離間させることが可能である。

[0086] なお、本実施形態では、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触又は離間させることが可能であるため、支持基板 144 とシンチレータ 150 とが一体となっても、上述した温度変化によるシンチレータ 150 等の形状変化の発生が抑制される。

[0087] 図 10 は、図 1 に示す電子カセット 20 の電氣的な概略構成図である。

[0088] 電子カセット 20 は、画素 160 を行列状の TFT72 上に配置した構造を有する。画素 160 は、行列状に配置されており、図示しない光電変換素子を有する。駆動回路部 68 を構成するバイアス電源 162 からバイアス電圧が供給される各画素 160 では、可視光（蛍光）を光電変換することにより発生した電荷が蓄積され、各列毎に TFT72 を順次オンすることにより、各信号線 166 を介して電荷信号（電気信号）をアナログ信号の画素値として読み出すことができる。なお、図 10 では便宜上、画素 160 及び TFT72 を、縦 4 × 横 4 個の配列としているが、所望の個数の配列としてもよいことは勿論である。

[0089] 各画素 160 に接続される TFT72 は、行方向に延びるゲート線 164 と、列方向に延びる信号線 166 とが接続される。各ゲート線 164 は、駆動回路部 68 を構成するゲート駆動部 168 に接続され、各信号線 166 は、チャージアンプ 170 を介して、駆動回路部 68 を構成するマルチプレクサ部 172 に接続される。マルチプレクサ部 172 には、アナログ信号の電気信号をデジタル信号の電気信号に変換する AD 変換部 174 が接続されている。AD 変換部 174 は、デジタル信号に変換した電気信号（デジタル信号の画素値、以下、デジタル値という場合もある）をカセット制御部 110 に出力する。

[0090] カセット制御部 110 は、電子カセット 20 全体の制御を行う。この場合、コンピュータ等の情報処理装置に所定のプログラムを読み込ませることによって、コンピュータをカセット制御部 110 として機能させることができ

る。

[0091] また、カセット制御部 110 は、読出制御部 180 により放射線変換パネル 64 から読み出した電気信号の示す放射線画像（デジタル信号の画素値）に対して、柱状結晶構造 148 の先端部分の形状（放射線変換パネル 64 に向かって凸状の形状）に応じた画像補正処理を行う。

[0092] カセット制御部 110 には、メモリ 112 及び通信部 114 が接続されている。メモリ 112 は、カセット制御部 110 における画像補正処理後のデジタル信号の画素値を記憶し、通信部 114 は、コンソール 22 との間で信号の送受信を行う。通信部 114 は、複数の画素値が行列状に配置されて構成される 1 枚の画像（1 フレームの画像）をコンソール 22 にパケット送信する。電源部 116 は、カセット制御部 110、メモリ 112 及び通信部 114 等に電力を供給する。バイアス電源 162 は、カセット制御部 110 から送られてきた電力を各画素 160 に供給する。

[0093] カセット制御部 110 は、読出制御部 180、衝撃予知判定部 182、離間指示部 184 及び接触指示部 186 を有する。

[0094] 読出制御部 180 は、ゲート駆動部 168、チャージアンプ 170、マルチプレクサ部 172 及び A/D 変換部 174 を制御することで、画素 160 に蓄積された電気信号を 1 行単位で順次読み出す。

[0095] 衝撃予知判定部 182 は、加速度センサ 56 が検出した加速度の値、又は、圧力センサ 58 が検出した圧力値が、所定の閾値を超えるか否かを判定する。すなわち、衝撃予知判定部 182 は、加速度センサ 56 又は圧力センサ 58 の検出結果に基づいて、電子カセット 20 の床面への衝突（落下）や電子カセット 20 への過度の圧力の付与のような、外部から電子カセット 20 に加えられる衝撃が柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、放射線変換パネル 64 表面の傷を発生させるような衝撃であるか否かを判定（予知）している。

[0096] そして、衝撃予知判定部 182 は、加速度センサ 56 が検出した加速度の値が閾値を超えた場合、又は、圧力センサ 58 が検出した圧力値が閾値を超

えた場合に、外部から電子カセット 20 に、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、放射線変換パネル 64 表面の傷を発生させるような衝撃が与えられることを通知する通知信号を離間指示部 184 に出力する。

[0097] また、加速度センサ 56 は、加速度を逐次検出し、検出した加速度を示す検出信号をカセット制御部 110 に逐次出力する一方で、圧力センサ 58 は、圧力を逐次検出し、検出した圧力を示す検出信号をカセット制御部 110 に逐次出力している。従って、衝撃予知判定部 182 は、離間指示部 184 に通知信号を出力した後、今度は、加速度センサ 56 の検出した加速度の値が閾値よりも低下するか否か、又は、圧力センサ 58 の検出した圧力値が閾値よりも低下するか否かを判定する。衝撃予知判定部 182 は、加速度の値が閾値よりも低下し、且つ、圧力値が閾値よりも低下した場合に、外部から電子カセット 20 に衝撃が加えられる可能性がなくなったことを通知する通知信号を接触指示部 186 に出力する。

[0098] ところで、電子カセット 20 の総重量を m 、落下開始時の電子カセット 20 と床面との間の距離（落下距離）を h 、重量加速度を g 、電子カセット 20 が床面に落下（衝突）した瞬間の落下速度を v 、落下開始から床面への衝突までに要する落下時間を t とすれば、落下速度 v 及び落下時間 t は、それぞれ、 $v = (2 \times g \times h)^{1/2}$ 、 $t = (2 \times h / g)^{1/2}$ となる。

[0099] そこで、衝撃予知判定部 182 は、加速度の値を用いて衝撃の予知を判定する代わりに、落下時間 t よりも短く設定した所定時間を閾値とし、加速度センサ 56 が検出した加速度の値が略 0 レベルから電子カセット 20 の落下とみなすことのできる所定レベルの値に至ったときを落下開始時刻とし、該落下開始時刻から所定時間経過して前記閾値に到達したときに、離間指示部 184 に通知信号を出力してもよい。この場合、衝撃予知判定部 182 は、加速度センサ 56 が検出した加速度の値に基づき設定した落下開始時刻からの経過時間を計時することにより衝突の予知が行われるので、計時した経過時間も電子カセット 20 の移動に関わる物理量となる。

[0100] 接触指示部 186 は、衝撃予知判定部 182 から通知信号が入力された場

合、エアバッグ２４０を動作させるための動作開始指示信号をインフレータ１２０に出力する。インフレータ１２０は、動作開始指示信号が入力されると、点火剤を点火して不活性ガスを発生させ、エアバッグ２４０に送り込む。一方、離間指示部１８４は、衝撃予知判定部１８２から通知信号が入力された場合、インフレータ１２０の動作を停止させるための動作停止指示信号をインフレータ１２０に出力する。インフレータ１２０は、動作停止指示信号が入力されると、エアバッグ２４０への不活性ガスの送出を停止させる。

[0101] また、前述したように、医師が放射線スイッチ３４を半押した段階で、放射線制御装置３２は、放射線１６の照射準備を通知する通知信号を無線によりコンソール２２に送信する。この場合、コンソール２２は、放射線源３０からの放射線１６の照射と同期させるための同期制御信号を無線により電子カセット２０に送信する。電子カセット２０が同期制御信号を受信すると、接触指示部１８６は、該同期制御信号に基づいて動作開始指示信号をインフレータ１２０に出力する。これにより、インフレータ１２０は、動作開始指示信号に基づいてエアバッグ２４０への不活性ガスの送給を開始するので、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とが接触して、電子カセット２０側で放射線１６が検出可能な状態に至る。また、撮影準備の段階で、医師が表示操作部１２２を操作して、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との接触を指示した場合でも、接触指示部１８６は、動作開始指示信号をインフレータ１２０に出力することが可能である。

[0102] 一方、放射線画像の撮影後、医師が表示操作部１２２を操作して、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との離間を指示した場合に、離間指示部１８４は、動作停止指示信号をインフレータ１２０に出力して、インフレータ１２０からエアバッグ２４０への不活性ガスの送出を停止させることも可能である。

[0103] [本実施形態の動作]

本実施形態に係る電子カセット２０を有する放射線撮影システム１０は、基本的には以上のように構成されるものであり、次にその動作について、図

１１及び図１２のフローチャートを参照しながら説明する。

[0104] ここでは、先ず、図１１を参照しながら、放射線撮影システム１０の基本的な動作について説明する。

[0105] 次に、図１２を参照しながら、外部から電子カセット２０に衝撃が加えられたときの電子カセット２０の動作、具体的には、医師による電子カセット２０の搬送中に誤って電子カセット２０を落下させてしまった場合や、被写体１４のポジショニング時に被写体１４が勢いよく照射面４４に接触して電子カセット２０に過度の圧力が付与された場合での電子カセット２０内部の動作（インフレーター１２０及びエアバッグ２４０の動作）について説明する。

[0106] 図１１のステップＳ１において、医師は、ＲＩＳ２６又はＨＩＳ２８からコンソール２２が取得したオーダ情報に基づき、被写体１４の撮影条件を設定する。なお、オーダ情報とは、ＲＩＳ２６又はＨＩＳ２８において、医師により作成されるものであり、被写体１４の氏名、年齢、性別等、被写体１４を特定するための被写体情報に加えて、撮影に使用する放射線出力装置１８及び電子カセット２０の情報や、被写体１４の撮影部位や撮影での手技等が含まれる。また、撮影条件とは、例えば、放射線源３０の管電圧や管電流、放射線１６の曝射時間等、被写体１４の撮影部位に対して放射線１６を照射させるために必要な各種の条件である。

[0107] 次のステップＳ２において、医師は、所定の保管場所に保管されている電子カセット２０の取手５４を把持して該電子カセット２０を搬送し、撮影台１２上に設置する。次のステップＳ３において、医師は、被写体１４の撮影部位が撮影可能領域５２に納まるように該被写体１４を撮影台１２及び電子カセット２０上に横臥させて、撮影可能領域５２に対する前記撮影部位のポジショニングを行う。

[0108] この場合、電源部１１６は、カセット制御部１１０、通信部１１４、加速度センサ５６及び圧力センサ５８に対しては、電力を常時供給している。従って、加速度センサ５６は、電子カセット２０の加速度を逐次検出し、検出

した加速度を示す検出信号をカセット制御部 110 に逐次出力している。また、圧力センサ 58 は、外部から電子カセット 20 に付与される圧力を逐次検出し、検出した圧力を示す検出信号をカセット制御部 110 に逐次出力している。

[0109] ここで、被写体 14 の撮影部位が撮影可能領域 52 にポジショニングされることにより、被写体 14 から電子カセット 20 に圧力が付与される。従って、圧力センサ 58 は、被写体 14 から付与された圧力を検出し、該圧力を示す検出信号をカセット制御部 110 に出力する。衝撃予知判定部 182 は、前記検出信号の示す圧力値のレベルが、被写体 14 から電子カセット 20 に付与される程度の圧力のレベルであれば、現在、被写体 14 のポジショニング中であると判定する。

[0110] カセット制御部 110 は、衝撃予知判定部 182 の判定結果に基づいて、電源部 116 から駆動回路部 68、表示操作部 122 及びスピーカ 124 への電力供給を開始させる。これにより、バイアス電源 162 は、各画素 160 に対するバイアス電圧の供給を開始するので、該各画素 160 は、電荷蓄積が可能な状態となる。また、表示操作部 122 は、各種の情報を表示すると共に、医師による入力操作が可能な状態に至る。さらに、スピーカ 124 は、カセット制御部 110 からの信号を音として外部に出力することが可能な状態に至る。この結果、電子カセット 20 は、スリープ状態から起動状態に切り替わる。

[0111] また、カセット制御部 110 は、衝撃予知判定部 182 の判定結果に基づいて、通信部 114 を介して無線によりコンソール 22 にオーダ情報や撮影条件の送信を要求する送信要求信号を送信する。コンソール 22 は、前記送信要求信号を受信すると、電子カセット 20 に対して前記オーダ情報及び前記撮影条件を無線により送信すると共に、放射線出力装置 18 に対して前記撮影条件を無線により送信する。これにより、放射線出力装置 18 では、受信された前記撮影条件が放射線制御装置 32 に登録される。また、電子カセット 20 では、受信された前記オーダ情報及び前記撮影条件がカセット制御

部 1 1 0 に登録される。なお、カセット制御部 1 1 0 は、前記オーダ情報及び前記撮影条件を受信すると、これらの情報を表示操作部 1 2 2 に表示させてもよい。

[0112] ステップ S 4 において、医師が放射線スイッチ 3 4 を半押すると、放射線制御装置 3 2 は、放射線 1 6 の照射準備を行うと共に、照射準備を通知する通知信号をコンソール 2 2 に無線により送信する。コンソール 2 2 は、放射線源 3 0 からの放射線 1 6 の照射と同期させるための同期制御信号を無線により電子カセット 2 0 に送信する。電子カセット 2 0 のカセット制御部 1 1 0 は、前記同期制御信号を受信すると、照射準備に入ったことを示す情報を表示操作部 1 2 2 に表示させると共に、スピーカ 1 2 4 を介して外部に音として通知してもよい。

[0113] また、接触指示部 1 8 6 は、同期制御信号に基づいて、エアバッグ 2 4 0 を動作させるための動作開始指示信号をインフレータ 1 2 0 に出力する。インフレータ 1 2 0 は、動作開始指示信号が入力されると、点火剤を点火して不活性ガスを発生させ、エアバッグ 2 4 0 に送り込む。エアバッグ 2 4 0 は、インフレータ 1 2 0 から送り込まれた不活性ガスによって放射線変換パネル 6 4 の方向に膨張し、この結果、シンチレータパネル 6 2 が放射線変換パネル 6 4 に向かって移動して、図 4 B に示すように、緩衝層 2 8 0 の第 2 面と放射線変換パネル 6 4 とが接触し、放射線 1 6 を検出可能な状態に至る（ステップ S 5）。

[0114] なお、カセット制御部 1 1 0 は、緩衝層 2 8 0 の第 2 面と放射線変換パネル 6 4 とが接触した場合に、接触したことを示す情報を表示操作部 1 2 2 に表示させると共に、スピーカ 1 2 4 を介して外部に音として通知してもよい。これにより、医師は、電子カセット 2 0 が放射線 1 6 を検出可能な状態になったことを容易に把握することができる。

[0115] その後、ステップ S 6 において、医師が放射線スイッチ 3 4 を全押すると、放射線制御装置 3 2 は、放射線源 3 0 から放射線 1 6 を前記撮影条件で設定された所定時間だけ被写体 1 4 の撮影部位に照射する（ステップ S 7）。

この場合、放射線制御装置 3 2 は、放射線 1 6 の照射開始と同時に、照射開始を通知する通知信号を無線によりコンソール 2 2 に送信してもよい。コンソール 2 2 は、受信した前記通知信号を電子カセット 2 0 に転送し、該電子カセット 2 0 のカセット制御部 1 1 0 は、前記通知信号を受信すると、照射中であることを情報を表示操作部 1 2 2 に表示させると共に、スピーカ 1 2 4 を介して外部に音として通知してもよい。

[0116] そして、放射線 1 6 が被写体 1 4 の撮影部位を透過して電子カセット 2 0 の放射線検出器 6 6 に至ったステップ S 8 において、放射線検出器 6 6 が図 4 B に示す I S S 方式の放射線検出器である場合に、放射線 1 6 は、放射線変換パネル 6 4 及び緩衝層 2 8 0 を介してシンチレータ 1 5 0 の柱状結晶構造 1 4 8 に至る。

[0117] 柱状結晶構造 1 4 8 は、放射線 1 6 の強度に応じた強度の可視光（蛍光）を発光し、前記蛍光は、柱状結晶構造 1 4 8 の柱状部分から緩衝層 2 8 0 を介して放射線変換パネル 6 4 に入射する。なお、一部の蛍光は、非柱状結晶部分 1 4 6 に向かって進行する場合もあるが、反射膜 2 6 0（又は支持基板 1 4 4）及び非柱状結晶部分 1 4 6 において緩衝層 2 8 0 側に反射されるので、該一部の蛍光も放射線変換パネル 6 4 に入射することが可能となる。

[0118] 放射線変換パネル 6 4 を構成する各画素 1 6 0 は、蛍光を電気信号に変換し、電荷として蓄積する。次いで、各画素 1 6 0 に保持された被写体 1 4 の撮影部位の放射線画像である電荷情報は、カセット制御部 1 1 0 を構成する読出制御部 1 8 0 からゲート駆動部 1 6 8 に供給される駆動信号に従って読み出される。

[0119] すなわち、ゲート駆動部 1 6 8 は、ゲート線 1 6 4 を 0 行目から順次選択し、選択したゲート線 1 6 4 にゲート信号を供給して、該ゲート信号が供給された T F T 7 2 をオンにすることで、各画素 1 6 0 に蓄積された電荷を 0 行目から行単位で順次読み出す。各画素 1 6 0 から行単位で順次読み出された電荷は、各信号線 1 6 6 を介して各列のチャージアンプ 1 7 0 に入力され、その後、マルチプレクサ部 1 7 2 及び A D 変換部 1 7 4 を介して、デジタ

ル信号の電気信号としてメモリ 112 に記憶される（ステップ S 9）。つまり、メモリ 112 には、行単位で得られた 1 行分の画像データが順次記憶される。

[0120] その際、カセット制御部 110 は、デジタル信号の画素値に対して、柱状結晶構造 148 の先端部分の形状に応じた画像補正処理を行う。すなわち、図 4 B、図 5 B、図 7 B 及び図 8 B のように、柱状結晶構造 148 の先端部分が放射線変換パネル 64 に向かって凸状に湾曲している場合、あるいは、図 6 B のように、柱状結晶構造 148 の先端部分が放射線変換パネル 64 に向かってテーパ状に形成されている場合に、これらの形状に起因して画像歪みが発生するので、デジタル信号の画素値に対して、その歪み度に応じた画像補正処理を行う。従って、画像補正処理後の画像データがメモリ 112 に 1 行毎に順次記憶される。

[0121] メモリ 112 に記憶された、画像補正処理後の放射線画像は、電子カセット 20 を識別するためのカセット ID 情報と共に、通信部 114 を介して無線によりコンソール 22 に送信される。コンソール 22 は、受信された放射線画像及びカセット ID 情報を表示装置 24 に表示させる（ステップ S 10）。また、カセット制御部 110 は、放射線画像及びカセット ID 情報を共に表示操作部 122 に表示させてもよい。

[0122] 医師は、表示装置 24 又は表示操作部 122 の表示内容を視認して放射線画像が得られたことを確認した後に、表示操作部 122 を操作して、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 との離間を指示する。離間指示部 184 は、医師の指示内容に従って、動作停止指示信号をインフレータ 120 に出力し、インフレータ 120 は、前記動作停止指示信号に基づいてエアバッグ 240 への不活性ガスの送出を停止させる。この結果、エアバッグ 240 は、図示しない排出孔から不活性ガスを排出させて収縮するので、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280（シンチレータパネル 62）とが離間する（ステップ S 11）。

[0123] そして、カセット制御部 110 は、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280

とが離間したことを示す情報を表示操作部 122 に表示させると共に、スピーカ 124 を介して外部に音として通知してもよい。これにより、医師は、電子カセット 20 を搬送しても問題はないと判断し、被写体 14 をポジショニング状態から解放する（ステップ S 12）。なお、この場合でも、圧力センサ 58 は、外部から電子カセット 20 に付与される圧力を逐次検出して、その検出信号をカセット制御部 110 に逐次出力しており、衝撃予知判定部 182 は、前記検出信号の示す圧力のレベルが、被写体 14 のポジショニング状態での圧力レベルから略 0 レベルにまで低下した時点で、被写体 14 がポジショニング状態から解放されたと判定する。

[0124] そして、カセット制御部 110 は、衝撃予知判定部 182 の判定結果に基づいて、電源部 116 から駆動回路部 68、表示操作部 122 及びスピーカ 124 への電力供給を停止させる。これにより、バイアス電源 162 から各画素 160 へのバイアス電圧の供給が停止すると共に、表示操作部 122 及びスピーカ 124 の動作も停止する。この結果、電子カセット 20 は、起動状態からスリープ状態に移行する。

[0125] ステップ S 13 において、医師は、表示操作部 122 の表示が消えて電子カセット 20 がスリープ状態に移行したことを確認した後に、該電子カセット 20 の取手 54 を把持して、電子カセット 20 を所定の保管場所にまで搬送する。

[0126] なお、図 11 では、ステップ S 5 において緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触させ、一方で、ステップ S 11 において緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させる場合について説明した。本実施形態では、少なくとも放射線 16 の照射中、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とが接触（密着）していればよいので、上記の説明に代えて、例えば、ステップ S 3 で電子カセット 20 全体がスリープ状態から起動状態に切り替わった際に、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触させ、あるいは、ステップ S 12 で電子カセット 20 全体が起動状態からスリープ状態に移行した際に、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させることも可能である。

。

[0127] 次に、図 1 2 の動作について説明する。

[0128] 加速度センサ 5 6 は、電子カセット 2 0 の加速度を逐次検出し、検出した加速度を示す検出信号をカセット制御部 1 1 0 に逐次出力する一方で、圧力センサ 5 8 は、外部から電子カセット 2 0 に付与される圧力を逐次検出し、検出した圧力を示す検出信号をカセット制御部 1 1 0 に逐次出力している（ステップ S 2 1）。

[0129] この場合、カセット制御部 1 1 0 の衝撃予知判定部 1 8 2 は、加速度センサ 5 6 及び圧力センサ 5 8 から検出信号が入力される毎に、加速度センサ 5 6 からの検出信号の示す加速度の値が所定の閾値を超えているか否かを判定すると共に、圧力センサ 5 8 からの検出信号の示す圧力値が所定の閾値（許容値）を超えているか否かを判定する（ステップ S 2 2）。

[0130] ステップ S 2 2 において、加速度の値が所定の閾値に到達しておらず、且つ、圧力値も所定の閾値に到達していない場合には（ステップ S 2 2 : N O）、衝撃予知判定部 1 8 2 は、柱状結晶構造 1 4 8 の割れ（折れ）やひび、さらには、放射線変換パネル 6 4 表面の傷を発生させるような大きな衝撃が電子カセット 2 0 に加えられていないと判定し、次の検出信号の入力を待つ状態となる。

[0131] 一方、ステップ S 2 2 において、加速度の値が所定の閾値を超えるか、あるいは、圧力値が所定の閾値を超えた場合には（ステップ S 2 2 : Y E S）、衝撃予知判定部 1 8 2 は、外部からの衝撃によって柱状結晶構造 1 4 8 の割れ（折れ）やひび、及び、放射線変換パネル 6 4 表面の傷が発生する可能性があるかと判定し（ステップ S 2 3）、外部から電子カセット 2 0 に衝撃が与えられることを通知する通知信号を離間指示部 1 8 4 に出力する。

[0132] ステップ S 2 4 において、離間指示部 1 8 4 は、衝撃予知判定部 1 8 2 からの通知信号に基づいて、インフレータ 1 2 0 に動作停止指示信号を出力し、インフレータ 1 2 0 は、入力された動作停止指示信号に基づいてエアバッグ 2 4 0 への不活性ガスの送給を停止する。これにより、エアバッグ 2 4 0

は、不活性ガスを排出孔から排出し、底板 140 の方向に収縮する。この結果、図 4 A に示すように、放射線変換パネル 64 に対して緩衝層 280 及びシンチレータ 150 を離間させることができる。

[0133] また、離間指示部 184 は、衝撃予知判定部 182 から通知信号が入力されると、外部からの衝撃に起因してエアバッグ 240 が収縮し、且つ、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とが離間することを示す警告信号を表示操作部 122 及びスピーカ 124 に出力する。表示操作部 122 は、警告信号の示す情報を表示すると共に、スピーカ 124 は、警告信号を音として外部に出力する（ステップ S 25）。これにより、医師は、表示操作部 122 の表示内容を視認することにより、及び／又は、スピーカ 124 からの音を聞くことにより、外部からの衝撃によってエアバッグ 240 が収縮し、放射線変換パネル 64 に対して緩衝層 280 及びシンチレータ 150 が離間することを把握することができる。

[0134] このように、エアバッグ 240 が収縮して放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とが離間するので、実際に、電子カセット 20 が床面に落下し、あるいは、被写体 14 が照射面 44 に対して勢いよく接触して、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひび、及び、放射線変換パネル 64 表面の傷を発生させるような衝撃が外部から電子カセット 20 に加えられても（ステップ S 26）、該柱状結晶構造 148 を適切に保護することができる。

[0135] その後、衝撃予知判定部 182 は、エアバッグ 240 の収縮から所定時間経過していれば（ステップ S 27：YES）、外部から電子カセット 20 に衝撃が加えられる可能性がなくなったものと判定し、接触指示部 186 に通知信号を出力する。ステップ S 28 において、接触指示部 186 は、前記通知信号に基づいてインフレータ 120 に動作開始指示信号を出力し、インフレータ 120 は、入力された動作開始指示信号に基づいて、エアバッグ 240 への不活性ガスの送出を再開する。これにより、エアバッグ 240 は、送り込まれた不活性ガスによって膨張し、放射線変換パネル 64 と緩衝層 28

０及びシンチレータ１５０とが再度接触して、元の状態に戻る（原状回復される）。

[0136] また、接触指示部１８６は、前記通知信号に基づいて表示操作部１２２の警告表示を消去させると共に、スピーカ１２４からの警告音を停止させる（ステップＳ２９）。これにより、医師は、放射線変換パネル６４と緩衝層２８０及びシンチレータ１５０とが再度接触して原状回復されたことを容易に把握することができる。

[0137] なお、エアバッグ２４０の収縮中でも、加速度センサ５６は、電子カセット２０の加速度を逐次検出し、検出した加速度を示す検出信号をカセット制御部１１０に逐次出力する一方で、圧力センサ５８は、外部から電子カセット２０に付与される圧力を逐次検出し、検出した圧力を示す検出信号をカセット制御部１１０に逐次出力することが可能であるため、衝撃予知判定部１８２は、エアバッグ２４０の収縮後、加速度の値が所定の閾値を下回り、且つ、圧力値が所定の閾値を下回った場合には、外部から電子カセット２０に衝撃が加えられる可能性がなくなったものと判定し、接触指示部１８６に通知信号を出力してもよい。この場合でも、放射線変換パネル６４とシンチレータ１５０とを元の状態に確実に戻すことができる。

[0138] また、上記の説明では、表示操作部１２２の表示やスピーカ１２４からの音を介して警告を行う場合について説明したが、離間指示部１８４は、通信部１１４を介して無線によりコンソール２２に警告信号を送信してもよい。これにより、コンソール２２は、受信した警告信号に応じた警告表示内容を表示装置２４に表示させ、医師は、表示装置２４の表示内容を視認することにより、外部からの衝撃によってエアバッグ２４０が収縮し、放射線変換パネル６４と緩衝層２８０及びシンチレータ１５０とが離間したことを把握することができる。さらに、接触指示部１８６は、通信部１１４を介して無線によりコンソール２２に警告表示を消去させるための信号を送信し、コンソール２２は、受信した前記信号に基づいて、表示装置２４の警告表示を消去させる。これにより、医師は、放射線変換パネル６４と緩衝層２８０及びシ

ンチレータ 150 とが再度接触して原状回復されたことを把握することができる。

[0139] [本実施形態の効果]

以上説明したように、本実施形態に係る電子カセット 20 によれば、柱状結晶構造 148 の先端部分を放射線変換パネル 64 に向かって凸状に形成し、該柱状結晶構造 148 の先端部分と、可視光を透過可能な緩衝層 280 の第 1 面とを防湿保護材 152 及び接着層 282 を介して密着可能とする一方で、緩衝層 280 の第 1 面とは反対側の第 2 面を放射線変換パネル 64 に接触可能としている。従って、柱状結晶構造 148 の先端部分は、緩衝層 280 の第 1 面と密着することにより、第 2 面を介して放射線変換パネル 64 に接触（密着）することが可能となる。

[0140] これにより、柱状結晶構造 148 を有するシンチレータ 150、緩衝層 280 及び放射線変換パネル 64 を電子カセット 20 に組み込み、該電子カセット 20 の状況に応じて、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを頻繁に接触又は離間させても、放射線変換パネル 64 に対するシンチレータ 150 の押し当て時に、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）又はひびの発生を回避することができる。

[0141] また、柱状結晶構造 148 の先端部分側に緩衝層 280 を設けることにより、柱状結晶構造 148 は、該緩衝層 280 を介して放射線変換パネル 64 に押し当たることになるので、柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）又はひびの発生を確実に回避することができる。さらに、柱状結晶構造 148 の先端部分側に多少の凹凸（防湿保護材 152 の前記先端部分側の凹凸）があっても、緩衝層 280 の第 2 面は、凹凸のない湾曲形状又は平坦形状を維持することができる。これにより、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触させても、該放射線変換パネル 64 の表面が傷つくことはない。

[0142] さらに、本実施形態では、柱状結晶構造 148 の先端部分が、放射線変換パネル 64 に向かって凸状に湾曲し、緩衝層 280 の第 1 面が柱状結晶構造 148 の凸状の先端部分に沿って湾曲した状態で該先端部分に密着するか（

図４Ａ～図５Ｂ及び図７Ａ～図８Ｂ参照）、あるいは、防湿保護材１５２における柱状結晶構造１４８の先端部分側が、放射線変換パネル６４に向かってテーパ状に形成されると共に、該先端部分側の中央部が放射線変換パネル６４と略平行に形成され、緩衝層２８０が前記先端部分側の中央部に密着している（図６Ａ及び図６Ｂ参照）。これにより、緩衝層２８０を放射線変換パネル６４に押し当てた際に、該緩衝層２８０と放射線変換パネル６４との密着性を高めることができる。

[0143] また、カセット制御部１１０において、放射線変換パネル６４から読み出したデジタル信号の画素値（放射線画像）に対して、柱状結晶構造１４８の先端部分の形状に応じた画像補正処理を行うので、該先端部分の形状に関わりなく、適切な放射線画像を取得することが可能となる。

[0144] また、本実施形態では、接着剤を用いることなくシンチレータ１５０（の柱状結晶構造１４８）と放射線変換パネル６４とを接触させているので、放射線１６による接着剤の劣化に起因した光検出機能の低下の問題は発生しない。この結果、ＩＳＳ方式の放射線検出器６６における光検出機能を向上させることができる。

[0145] また、緩衝層２８０は、可撓性を有し且つ蛍光を透過する透明なプラスチック基板（シリコーンゴム、ポリイミドフィルム、ポリアリレートフィルム、二軸延伸ポリスチレンフィルム又はアラミドフィルム）で構成し、その厚みを５０μｍ未満、より好ましくは、３０μｍ未満とすることで、電子カセット２０の温度変化に対して、該緩衝層２８０がほとんど反らないか、あるいは、反ったとしても弱い反り力に抑制することができる。このように、緩衝層２８０が可撓性及び光透過性を有する薄厚のプラスチック基板であれば、該緩衝層２８０を放射線変換パネル６４に押し当てても柱状結晶構造１４８の割れやひびの発生を回避することができる。また、シンチレータ１５０と放射線変換パネル６４との距離がそれ程離れていないので、放射線画像の画像ぼけも発生しない。

[0146] さらに、緩衝層２８０の第２面に接触する放射線変換パネル６４の表面を

、四フッ化エチレン樹脂膜による平坦化処理を施すことで、放射線変換パネル64に緩衝層280を押し当てると、放射線変換パネル64の表面と緩衝層280の第2面とが密着し、シンチレータ150からの蛍光を効率よく放射線変換パネル64に入射させることができる。また、放射線変換パネル64に緩衝層280を押し当てても、放射線変換パネル64に傷等が発生することも防止することができる。

[0147] また、CsIの柱状結晶構造148を有するシンチレータ150を防湿保護材152により封止し、さらに、非柱状結晶部分146側に反射膜260を形成することにより、シンチレータ150を湿度から適切に保護することが可能になる。また、非柱状結晶部分146側に進行する蛍光を、反射膜260及び非柱状結晶部分146で緩衝層280側に反射させることにより、放射線変換パネル64に入射される蛍光の光量を増加させることができる。

[0148] なお、シンチレータ150が蒸着形成された支持基板144をシンチレータパネル62の一部としてそのまま用いれば、支持基板144からシンチレータ150を分離する作業が不要となるので、電子カセット20を効率よく製造することが可能となる。

[0149] さらに、上述のように、シンチレータ150を緩衝層280を介して放射線変換パネル64に押し付ける構造であるため、シンチレータ150の厚みが場所によって異なっている場合でも、緩衝層280と放射線変換パネル64とを良好に密着させることが可能である。また、放射線変換パネル64にシンチレータ150を蒸着形成させていないので、支持基板144に対するシンチレータ150の蒸着形成が失敗したとしても、放射線変換パネル64だけは再利用することが可能である。

[0150] また、シンチレータ150と放射線変換パネル64とが別体であるため、一方の部品が壊れるか又は故障しても、他方の部品は再利用することができる。そのため、リワーク性が良好である。

[0151] なお、緩衝層280と放射線変換パネル64との接触又は離間を繰り返すことにより該緩衝層280が傷つく場合もあるので、緩衝層280は交

換可能とすることが好ましい。

[0152] また、本実施形態では、柱状結晶構造 148 の先端部分を凸状としているが、支持基板 144 を放射線変換パネル 64 に向けて凸状にしてもよい。この場合、シンチレータ 150 の厚みを均一にすれば、柱状結晶構造 148 の先端部分を支持基板 144 の形状に応じて凸状にすることができる。

[0153] さらに、本実施形態では、下記の効果も得られる。少なくとも放射線検出器 66 に対する放射線 16 の照射時には、緩衝層 280 を介してシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とが接触し、一方で、加速度センサ 56 が検出した加速度の値、圧力センサ 58 が検出した圧力値、又は、前記加速度に基づく電子カセット 20 の落下時間が、所定の閾値を超えたときに、緩衝層 280 及びシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを離間させる（シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触制御を停止させる）ようにしたので、外部から電子カセット 20 に衝撃が加えられる場合でも、シンチレータ 150（の柱状結晶構造 148）を該衝撃から適切に保護することができ、前記衝撃に起因した該柱状結晶構造 148 の割れ（折れ）やひびの発生、さらには、前記衝撃に起因した柱状結晶構造 148 の位置ずれによる放射線変換パネル 64 表面の傷の発生を確実に回避することが可能となる。また、電子カセット 20 が外部から衝撃を受ける可能性があっても、柱状結晶構造 148 を該衝撃から確実に保護することができるので、前記衝撃に関わりなく、電子カセット 20 の撮影性能を維持することが可能となる。

[0154] さらに、インフレータ 120 からエアバッグ 240 への不活性ガスの送給を停止して、エアバッグ 240 から不活性ガスを排出させることにより、該エアバッグ 240 が筐体 40 の厚み方向に沿って収縮し、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とが離間する。これにより、外部からの衝撃に対して、速やかに放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とを離間させることができる。また、インフレータ 120 からの不活性ガスの送給を再開させることにより、エアバッグ 240 を膨張させて、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 と

を再度接触させることができるため、一旦離間した放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とを元の状態に戻す（原状回復させる）ことが容易である。

[0155] なお、前述したように、医師が放射線スイッチ 34 を半押した段階で、放射線制御装置 36 は、放射線 16 の照射準備を通知する通知信号を無線によりコンソール 22 に送信し、コンソール 22 は、同期制御信号を無線により電子カセット 20 に送信する。

[0156] そこで、本実施形態では、外部から電子カセット 20 に衝撃が加えられる可能性のある放射線 16 の照射準備前の時間帯と、放射線 16 の照射後の時間帯とにおいては、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させるように、インフレータ 120 及びエアバッグ 240 を停止させ、一方で、電子カセット 20 が同期制御信号を受信した時点から放射線 16 の照射後までの時間帯においては、インフレータ 120 及びエアバッグ 240 を動作させて、緩衝層 280 及びシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させてもよい。例えば、被写体 14 のポジショニング時には、被写体 14 から電子カセット 20 に過度の荷重（圧力）が加えられて、柱状結晶構造 148 の割れやひび、放射線変換パネル 64 表面の傷が発生する可能性があるので、このような衝撃が加えられそうな時間帯については、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを離間させておく。

[0157] つまり、本実施形態では、外部から衝撃を受ける可能性が少ない放射線 16 の照射中のみ、緩衝層 280 及びシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とが接触するようにしているので、前記衝撃からシンチレータ 150 を適切に保護することが可能になると共に、電子カセット 20 の撮影性能を低下させることなく、適切な放射線画像を取得することが可能となる。すなわち、電子カセット 20 では、オーダ情報の登録に基づいて、被写体 14 への放射線 16 の照射前に、シンチレータ 150 及び緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触させ、一方で、放射線 16 の照射後にシンチレータ 15

０及び緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを離間させることが可能である。

[0158] [本実施形態の変形例]

次に、本実施形態の変形例（第１～第４変形例）を図１３Ａ～図１６Ｂを参照しながら説明する。

[0159] なお、これらの変形例において、図１～図１２と同じ構成要素については、同じ参照数字を付けて説明し、詳細な説明を省略する。

[0160] 第１変形例では、図１３Ａ及び図１３Ｂに示すように、天板１３２と放射線変換パネル６４との間にエアバッグ２７４（接触機構）が介挿されている。

[0161] この場合、エアバッグ２７４は、接着層２７２を介して天板１３２に接着され、放射線変換パネル６４は、接着層２７６を介してエアバッグ２７４に接着されている。また、反射膜２６０は、接着層２７０を介して底板１４０に接着されている。

[0162] ここで、図１３Ｂのように、インフレータ１２０から送り込まれる不活性ガスによりエアバッグ２７４が筐体４０の厚み方向に膨張すると、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とが接触し、放射線画像の撮影が可能な状態となる。

[0163] 一方、外部から電子カセット２０に衝撃が加えられる可能性がある場合、衝撃予知判定部１８２が判定し、離間指示部１８４が衝撃予知判定部１８２からの通知信号に基づいてインフレータ１２０による不活性ガスの送給を停止させると、エアバッグ２７４内の不活性ガスは、図示しない排出孔を介して排出され、この結果、エアバッグ２７４は、筐体４０の厚み方向（天板１３２の方向）に収縮し、この結果、図１３Ａのように、緩衝層２８０と放射線変換パネル６４とを離間させることができる。

[0164] なお、外部から電子カセット２０に衝撃が加えられる可能性がない場合、接触指示部１８６がインフレータ１２０を再度動作させて、エアバッグ２７４への不活性ガスの送給を再開させると、図１３Ｂのように、放射線変換パ

ネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とが再度接触する。

[0165] このように、第 1 変形例においても、エアバッグ 274 及びインフレータ 120 の動作によって、放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とを接触又は離間させる（放射線変換パネル 64 と緩衝層 280 及びシンチレータ 150 とに対する接触制御を実行又は停止させる）ので、本実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0166] 第 2 変形例では、図 14 A 及び図 14 B に示すように、緩衝層 280 の第 2 面に弱粘着層 290 が塗布されている。この場合、接着層 282 は、少なくとも弱粘着層 290 よりも粘着力又は接着力の大きな粘着剤又は接着剤で構成されている。これにより、図 14 B に示すように、弱粘着層 290 を介して緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを接触させた場合には、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 との密着性をさらに高めることができる。また、弱粘着層 290 であるため、図 14 A のように、緩衝層 280 と放射線変換パネル 64 とを容易に離間させることも可能である。第 2 変形例においても、本実施形態と同様の効果が得られる。

[0167] 第 3 変形例では、図 15 A 及び図 15 B に示すように、放射線変換パネル 64 に接着層 292 を介して緩衝層 280 が接着されている。従って、シンチレータパネル 62 において、柱状結晶構造 148 の先端部分側には緩衝層 280 が設けられていない。ここで、図 15 B に示すように、柱状結晶構造 148 の先端部分を放射線変換パネル 64 に押し付けた場合には、該柱状結晶構造 148 の先端部分に凹凸があっても、緩衝層 280 によって前記先端部分が防湿保護材 152 を突き抜けることを抑制することができる。第 3 変形例においても、本実施形態と同様の効果が得られる。

[0168] また、放射線検出器 66 は、図 16 A 及び図 16 B のように構成してもよい（第 4 変形例）。第 4 変形例では、本実施形態で説明した、CsI からなるシンチレータを用いた放射線検出器 66 の具体的な構成について、詳細に説明する。

[0169] 図 16 A 及び図 16 B の第 4 変形例において、放射線検出器 66 は、被写

体 1 4 を透過した放射線 1 6 を可視光に変換する（放射線 1 6 を吸収して可視光を放出する）シンチレータ 5 0 0 と、該シンチレータ 5 0 0 で変換された可視光を放射線画像に応じた電気信号（電荷）に変換する放射線検出部 5 0 2 とから構成される。なお、シンチレータ 5 0 0 は、前述のシンチレータ 1 5 0 に対応し、放射線検出部 5 0 2 は、放射線変換パネル 6 4 に対応する。また、図 1 6 A 及び図 1 6 B では、防湿保護材 1 5 2 の図示は省略している。

[0170] 前述したように、放射線検出器 6 6 としては、図 1 6 A 及び図 1 6 B に示すような、放射線 1 6 が照射される照射面 4 4 に対して放射線検出部 5 0 2 とシンチレータ 5 0 0 との順に配置された I S S 方式と、照射面 4 4 に対してシンチレータ 5 0 0 と放射線検出部 5 0 2 との順に配置された P S S 方式とがある。

[0171] シンチレータ 5 0 0 は、放射線 1 6 が入射される照射面 4 4 側がより強く発光する。I S S 方式では、シンチレータ 5 0 0 での発光位置が放射線検出部 5 0 2 に近接した状態となる。従って、I S S 方式は、P S S 方式と比較して、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高く、且つ、放射線検出部 5 0 2 での可視光の受光量も増大する。そのため、I S S 方式は、P S S 方式よりも、放射線検出器 6 6（電子カセット 2 0）の感度を向上させることができる。

[0172] また、シンチレータ 5 0 0 は、例えば、C s I : T l、C s I : N a（ナトリウム賦活ヨウ化セシウム）、G O S（G d₂O₂S : T b）等の材料を用いることができる。

[0173] 図 1 6 B は、一例として、前述した支持基板 1 4 4 に対応する蒸着基板 5 0 4 に、C s I を含む材料を蒸着させることにより、柱状結晶領域を含むシンチレータ 5 0 0 を形成した場合を図示している。従って、蒸着基板 5 0 4 とシンチレータ 5 0 0 とによってシンチレータパネル 6 2 が形成される（図 1 6 A 参照）。

[0174] 具体的に、図 1 6 B のシンチレータ 5 0 0 では、放射線 1 6 が入射される

照射面 4 4 側（放射線検出部 5 0 2 側）に柱状結晶 5 0 0 a からなる柱状結晶領域が形成され、該照射面 4 4 側の反対側に非柱状結晶 5 0 0 b からなる非柱状結晶領域が形成された構成となっている。なお、柱状結晶 5 0 0 a は、柱状結晶構造 1 4 8（図 4 A、図 4 B、図 6 A～図 8 B 及び図 1 3 A～図 1 5 B 参照）に対応し、非柱状結晶 5 0 0 b は、非柱状結晶部分 1 4 6 に対応する。また、蒸着基板 5 0 4 としては、耐熱性の高い材料が望ましく、例えば、低コストという観点からアルミニウム（Al）が好適である。また、シンチレータ 5 0 0 は、柱状結晶 5 0 0 a の平均径が該柱状結晶 5 0 0 a の長手方向に沿っておよそ均一とされている。

[0175] 上記のように、シンチレータ 5 0 0 は、柱状結晶領域（柱状結晶 5 0 0 a）及び非柱状結晶領域（非柱状結晶 5 0 0 b）で形成された構成であると共に、高効率の発光が得られる柱状結晶 5 0 0 a からなる柱状結晶領域が放射線検出部 5 0 2 側に配置されている。そのため、シンチレータ 5 0 0 で発生された可視光は、柱状結晶 5 0 0 a 内を進行して放射線検出部 5 0 2 へ射出される。この結果、放射線検出部 5 0 2 側へ射出される可視光の拡散が抑制され、電子カセット 2 0 によって検出される放射線画像のボケが抑制される。また、シンチレータ 5 0 0 の深部（非柱状結晶領域）に到達した可視光も、非柱状結晶 5 0 0 b によって放射線検出部 5 0 2 側へ反射するので、放射線検出部 5 0 2 に入射される可視光の光量（シンチレータ 5 0 0 で発光された可視光の検出効率）を向上させることもできる。

[0176] なお、本実施形態では、柱状結晶 5 0 0 a に対応する柱状結晶構造 1 4 8 の先端部分の中央部が凸状となるように湾曲形成され、シンチレータ 5 0 0 に対応するシンチレータ 1 5 0 が場所によって異なる厚みに設定されている場合もある（図 4 A～図 5 B、図 7 A～図 8 B 及び図 1 3 A～図 1 5 B 参照）。そのため、シンチレータ 5 0 0 の照射面 4 4 側に位置する柱状結晶領域の厚みを t_1 とし、シンチレータ 5 0 0 の蒸着基板 5 0 4 側に位置する非柱状結晶領域の厚みを t_2 とした場合、シンチレータ 5 0 0 の少なくとも中央部周辺では、 t_1 と t_2 との間で、 $0.01 \leq (t_2 / t_1) \leq 0.25$ の

関係を満足することが望ましい。

[0177] このように、柱状結晶領域の厚み t_1 と非柱状結晶領域の厚み t_2 とが上記の関係を満たすことで、発光効率が高く且つ可視光の拡散を防止する領域（柱状結晶領域）と、可視光を反射する領域（非柱状結晶領域）とのシンチレータ 500 の厚み方向に沿った比率が好適な範囲となり、シンチレータ 500 の発光効率、該シンチレータ 500 で発光された可視光の検出効率、及び、放射線画像の解像度が向上する。

[0178] なお、非柱状結晶領域の厚み t_2 が厚すぎると発光効率の低い領域が増え、電子カセット 20 の感度の低下につながることから、 (t_2 / t_1) は 0.02 以上且つ 0.1 以下の範囲であることがより好ましい。

[0179] また、上記の説明では、柱状結晶領域と非柱状結晶領域とが連続的に形成された構成のシンチレータ 500 について説明したが、例えば、上記の非柱状結晶領域に代えて、A1 等から成る光反射層を設けて、柱状結晶領域のみ形成された構成としてもよいし、他の構成であってもよい。

[0180] 放射線検出部 502 は、シンチレータ 500 の光射出側（柱状結晶 500a）から射出された可視光を検出するものであり、図 16A の側面視では、放射線 16 の入射方向に沿って、照射面 44 に対して、絶縁性基板 508、TFT 層 510 及び光電変換部 512 が順に積層されている。TFT 層 510 の底面には、光電変換部 512 を覆うように平坦化層 514 が形成されている。

[0181] また、放射線検出部 502 は、フォトダイオード（PD: Photo Diode）等からなる光電変換部 512、蓄積容量 516 及び TFT 518 を備えた画素部 520 を、絶縁性基板 508 上に平面視でマトリクス状に複数形成した、TFT アクティブマトリクス基板（以下、TFT 基板ともいう。）として構成される。

[0182] なお、TFT 518 は、前述の TFT 72（図 10 参照）に対応し、光電変換部 512 及び蓄積容量 516 は、画素 160 に対応する。

[0183] 光電変換部 512 は、シンチレータ 500 側の下部電極 512a と、TFT

T層510側の上部電極512bとの間に、光電変換膜512cを配置して構成される。光電変換膜512cは、シンチレータ500から放出された可視光を吸収し、吸収した可視光に応じた電荷を発生する。

[0184] 下部電極512aは、シンチレータ500から放出された可視光を光電変換膜512cに入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ500の発光波長に対して透明な導電性材料で構成することが好ましい。具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物（TCO: Transparent Conducting Oxide）を用いることが好ましい。

[0185] なお、下部電極512aとしてAu等の金属薄膜を用いることもできるが、90%以上の光透過率を得ようとするとき抵抗値が増大しやすくなるため、TCOの方が好ましい。例えば、ITO (Indium Tin Oxide)、IZO (Indium Zinc Oxide)、AZO (Aluminum doped Zinc Oxide)、FTO (Fluorine doped Tin Oxide)、 SnO_2 、 TiO_2 、 ZnO_2 等を用いることが好ましいが、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からITOが最も好ましい。また、下部電極512aは、全ての画素部520で共通する一枚構成としてもよいし、画素部520毎に分割してもよい。

[0186] また、光電変換膜512cは、可視光を吸収して電荷を発生する材料から構成すればよく、例えば、アモルファスシリコン (a-Si) や有機光電変換材料 (OPC) 等を用いることができる。光電変換膜512cをアモルファスシリコンで構成した場合、シンチレータ500から放出された可視光を広い波長域にわたって吸収するように構成することができる。但し、アモルファスシリコンからなる光電変換膜512cの形成には蒸着を行う必要があり、絶縁性基板508が合成樹脂製である場合、絶縁性基板508の耐熱性も考慮する必要がある。

[0187] 一方、光電変換膜512cを有機光電変換材料を含む材料で構成した場合、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るので、光電変換

膜 5 1 2 c においては、シンチレータ 5 0 0 から放出された可視光以外の電磁波の吸収はほとんどなくなる。この結果、X線や γ 線等の放射線 1 6 の光電変換膜 5 1 2 c での吸収により発生するノイズを抑制することができる。

[0188] また、有機光電変換材料からなる光電変換膜 5 1 2 c は、インクジェットヘッド等の液滴吐出ヘッドを用いて、有機光電変換材料を被形成体上に付着させることにより形成することができるので、該被形成体に対する耐熱性は要求されない。このため、第 4 変形例では、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成している。

[0189] さらに、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成した場合、光電変換膜 5 1 2 c で放射線 1 6 がほとんど吸収されないので、放射線 1 6 が透過するように放射線検出部 5 0 2 が配置される I S S 方式において、放射線検出部 5 0 2 を透過する放射線 1 6 の減衰を抑制することができ、該放射線 1 6 に対する感度の低下を抑えることができる。従って、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成することは、特に I S S 方式において好適である。

[0190] 光電変換膜 5 1 2 c を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ 5 0 0 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 5 0 0 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 5 0 0 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 5 0 0 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 5 0 0 の放射線 1 6 に対する発光ピーク波長との差が 1 0 n m 以内であることが好ましく、5 n m 以内であることがより好ましい。

[0191] このような条件を満たすことが可能な有機光電変換材料としては、例えば、キナクリドン系有機化合物及びフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えば、キナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は 5 6 0 n m 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 5 0 0

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となり、光電変換膜512cで発生する電荷量を略最大にすることができる。

[0192] 次に、放射線検出器66に適用可能な光電変換膜512cについて、より具体的に説明する。

[0193] 放射線検出器66における電磁波吸収／光電変換部位は、上部電極512b及び下部電極512aと、該上部電極512b及び下部電極512aに挟まれた光電変換膜512cを含む有機層である。この有機層は、より具体的には、電磁波を吸収する部位、光電変換部位、電子輸送部位、正孔輸送部位、電子ブロッキング部位、正孔ブロッキング部位、結晶化防止部位、電極、及び、層間接触改良部位等を積み重ねるか、若しくは、混合することで形成することができる。

[0194] 上記有機層は、有機p型化合物又は有機n型化合物を含有することが好ましい。有機p型半導体（化合物）は、主に正孔輸送性有機化合物に代表されるドナー性有機半導体（化合物）であり、電子を供与しやすい性質を有する有機化合物である。さらに詳しくは、2つの有機材料を接触させて用いたときに、イオン化ポテンシャルの小さい方の有機化合物である。従って、ドナー性有機化合物としては、電子供与性を有する有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。有機n型半導体（化合物）は、主に電子輸送性有機化合物に代表されるアクセプター性有機半導体（化合物）であり、電子を受容しやすい性質を有する有機化合物である。さらに詳しくは、2つの有機化合物を接触させて用いたときに電子親和力の大きい方の有機化合物である。従って、アクセプター性有機化合物は、電子受容性を有する有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。

[0195] 有機p型半導体及び有機n型半導体として適用可能な材料や、光電変換膜512cの構成については、特開2009-32854号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0196] また、光電変換部512は、少なくとも上部電極512b及び下部電極5

1 2 a と光電変換膜 5 1 2 c 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いずれかを設けることが好ましく、両方を設けることがより好ましい。

[0197] 電子ブロッキング膜は、上部電極 5 1 2 b と光電変換膜 5 1 2 c との間に設けることができ、上部電極 5 1 2 b と下部電極 5 1 2 a との間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極 5 1 2 b から光電変換膜 5 1 2 c に電子が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。電子ブロッキング膜には電子供与性有機材料を用いることができる。実際に電子ブロッキング膜に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜 5 1 2 c の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数 (ϕ) より 1.3 eV 以上電子親和力 (E_a) が大きく、且つ、隣接する光電変換膜 5 1 2 c の材料のイオン化ポテンシャル (I_p) と同等の I_p 、若しくは、それより小さい I_p を有するものが好ましい。この電子供与性有機材料として適用可能な材料については、特開 2009-32854 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0198] 電子ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、光電変換部 5 1 2 の光電変換効率の低下を防ぐため、10 nm 以上 200 nm 以下が好ましく、より好ましくは、30 nm 以上 150 nm 以下、特に好ましくは 50 nm 以上 100 nm 以下である。

[0199] 正孔ブロッキング膜は、光電変換膜 5 1 2 c と下部電極 5 1 2 a との間に設けることができ、上部電極 5 1 2 b と下部電極 5 1 2 a との間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極 5 1 2 a から光電変換膜 5 1 2 c に正孔が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。正孔ブロッキング膜には電子受容性有機材料を用いることができる。実際に正孔ブロッキング膜に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜 5 1 2 c の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数 (ϕ) より 1.3 eV 以上イオン化ポテンシャル (I_p) が大きく、且つ、隣接する光電変換膜 5 1 2 c の材料の電子親和力 (E_a) と同等の E_a 、若

しくは、それより大きい E_a を有するものが好ましい。この電子受容性有機材料として適用可能な材料については、特開 2009-32854 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0200] 正孔ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、光電変換部 512 の光電変換効率の低下を防ぐため、10 nm 以上 200 nm 以下が好ましく、より好ましくは 30 nm 以上 150 nm 以下、特に好ましくは 50 nm 以上 100 nm 以下である。

[0201] なお、光電変換膜 512 c で発生した電荷のうち、正孔が下部電極 512 a に移動し、電子が上部電極 512 b に移動するようにバイアス電圧を設定する場合には、電子ブロッキング膜の位置と正孔ブロッキング膜の位置とを逆にすればよい。また、電子ブロッキング膜及び正孔ブロッキング膜を両方設けることは必須ではなく、いずれかを設けておけば、ある程度の暗電流抑制効果を得ることができる。

[0202] TFT 層 510 の TFT 518 では、ゲート電極、ゲート絶縁膜及び活性層（チャネル層）が積層され、さらに、活性層上にソース電極とドレイン電極とが所定の間隔を隔てて形成されている。活性層は、例えば、アモルファスシリコンや非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちのいずれかにより形成することができるが、活性層を形成可能な材料はこれらに限定されるものではない。

[0203] 活性層を形成可能な非晶質酸化物としては、例えば、In、Ga 及び Zn のうちの少なくとも 1 つを含む酸化物（例えば In-O 系）が好ましく、In、Ga 及び Zn のうちの少なくとも 2 つを含む酸化物（例えば In-Zn-O 系、In-Ga-O 系、Ga-Zn-O 系）がより好ましく、In、Ga 及び Zn を含む酸化物が特に好ましい。In-Ga-Zn-O 系非晶質酸化物としては、結晶状態における組成が $\text{InGaO}_3(\text{ZnO})_m$ (m は 6 未満の自然数) で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、 InGaZnO_4 がより好ましい。なお、活性層を形成可能な非晶質酸化物はこれらに限定されるものではない。

- [0204] また、活性層を形成可能な有機半導体材料としては、例えば、フタロシアニン化合物や、ペンタセン、バナジルフタロシアニン等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。なお、フタロシアニン化合物の構成については、特開2009-212389号公報で詳細に説明されているため、説明を省略する。
- [0205] 非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちのいずれかによってTFT518の活性層を形成すれば、X線等の放射線16を吸収せず、あるいは、吸収したとしても極めて微量に留まるため、放射線検出部502におけるノイズの発生を効果的に抑制することができる。
- [0206] また、活性層をカーボンナノチューブで形成した場合、TFT518のスイッチング速度を高速化することができ、また、TFT518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TFT518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。
- [0207] また、有機光電変換材料で形成した膜及び有機半導体材料で形成した膜は、いずれも十分な可撓性を有しているので、有機光電変換材料で形成した光電変換膜512cと、活性層を有機半導体材料で形成したTFT518とを組み合わせた構成であれば、被写体14の体の重みが荷重として加わる放射線検出部502の高剛性化は必ずしも必要ではなくなる。
- [0208] また、絶縁性基板508は、光透過性を有し且つ放射線16の吸収が少ないものであればよい。ここで、TFT518の活性層を構成する非晶質酸化物や、光電変換部512の光電変換膜512c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508としては、半導体基板、石英基板、及び、ガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、合成樹脂製の可撓性基板、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンフ

タレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリ（クロロトリフルオロエチレン）等の可撓性基板を用いることができる。このような合成樹脂製の可撓性基板を用いれば、軽量化を図ることもでき、例えば、持ち運び等に有利となる。なお、絶縁性基板508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。

[0209] なお、アラミドは200℃以上の高温プロセスを適用できるため、透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバICの自動実装にも対応できる。また、アラミドはITOやガラス基板と熱膨張係数が近いため、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて基板を薄型化できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドとを積層して絶縁性基板508を形成してもよい。

[0210] また、バイオナノファイバは、バクテリア（酢酸菌、*Acetobacter Xylinum*）が産出するセルロースマイクロフィブリル束（バクテリアセルロース）と透明樹脂とを複合したものである。セルロースマイクロフィブリル束は、幅50nmと可視光波長に対して1/10のサイズで、且つ、高強度、高弾性、低熱膨である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を60%~70%も含有しながら、波長500nmで約90%の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数（3ppm~7ppm）を有し、鋼鉄並の強度（460MPa）、高弾性（30GPa）で、且つ、フレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて絶縁性基板508を薄型化できる。

[0211] 絶縁性基板508としてガラス基板を用いた場合、放射線検出部502（TFE基板）全体としての厚みは、例えば、0.7mm程度になるが、第4変形例では、電子カセット20の薄型化を考慮し、絶縁性基板508として

、光透過性を有する合成樹脂からなる薄型の基板を用いている。これにより、放射線検出部502全体としての厚みを、例えば、0.1mm程度に薄型化できると共に、放射線検出部502に可撓性を持たせることができる。また、放射線検出部502に可撓性をもたせることで、電子カセット20の耐衝撃性が向上し、電子カセット20に衝撃が加わった場合にも破損し難くなる。また、プラスチック樹脂や、アラミド、バイオナノファイバ等は、いずれも放射線16の吸収が少なく、絶縁性基板508をこれらの材料で形成した場合、絶縁性基板508による放射線16の吸収量も少なくなるため、ISS方式により放射線検出部502を放射線16が透過する構成であっても、放射線16に対する感度の低下を抑えることができる。

[0212] なお、電子カセット20の絶縁性基板508として合成樹脂製の基板を用いることは必須ではなく、電子カセット20の厚さは増大するものの、ガラス基板等の他の材料からなる基板を絶縁性基板508として用いるようにしてもよい。

[0213] また、放射線検出部502（TFT基板）のうち、放射線16の到来方向の反対側（シンチレータ500側）には、放射線検出部502を平坦にするための平坦化層514が形成されている。

[0214] 第4変形例では、放射線検出器66を下記のように構成してもよい。

[0215] （1）PDを含む光電変換部512を有機光電変換材料で構成し、CMOSセンサを用いてTFT層510を構成してもよい。この場合、PDのみが有機系材料からなるので、CMOSセンサを含むTFT層510は可撓性を有しなくてもよい。なお、有機光電変換材料からなる光電変換部512と、CMOSセンサとについては、特開2009-212377号公報に記載されているため、その詳細な説明は省略する。

[0216] （2）PDを含む光電変換部512を有機光電変換材料で構成すると共に、有機材料からなるTFTを備えたCMOS回路によって可撓性を有するTFT層510を実現してもよい。この場合、CMOS回路で用いられるp型有機半導体の材料としてペンタセンを採用すると共に、n型有機半導体の材

料としてフッ化銅フタロシアニン (F_{16}CuPc) を採用すればよい。これにより、より小さな曲げ半径にすることが可能な可撓性を有する T F T 層 510 を実現することができる。また、このように T F T 層 510 を構成することにより、ゲート絶縁膜を大幅に薄くすることができ、駆動電圧を低下させることも可能となる。さらに、ゲート絶縁膜、半導体、各電極を室温又は 100°C 以下で作製することができる。さらにまた、可撓性を有する絶縁性基板 508 上に C M O S 回路を直接作製することもできる。しかも、有機材料からなる T F T は、スケーリング則に沿った製造プロセスにより微細化することが可能となる。なお、絶縁性基板 508 は、薄厚のポリイミド基板上にポリイミド前駆体をスピコート法で塗布して加熱すれば、ポリイミド前駆体がポリイミドに変化するので、凹凸のない平坦な基板を実現することができる。

[0217] (3) ミクロンオーダの複数のデバイスブロックを基板上の指定位置に配置する自己整合配置技術 (F l u i d i c S e l f - A s s e m b l y 法) を適用して、結晶 S i からなる P D 及び T F T を、樹脂基板からなる絶縁性基板 508 上に配置してもよい。この場合、ミクロンオーダの微小デバイスブロックとしての P D 及び T F T を他の基板に予め作製した後に該基板から切り離し、液体中で、前記 P D 及び前記 T F T をターゲット基板としての絶縁性基板 508 上に散布して統計的に配置する。絶縁性基板 508 には、デバイスブロックに適合させるための加工が予め施されており、デバイスブロックを選択的に絶縁性基板 508 に配置することができる。従って、最適な材料で作られた最適なデバイスブロック (P D 及び T F T) を最適な基板 (絶縁性基板 508) 上に集積化させることができ、結晶でない絶縁性基板 508 (樹脂基板) に P D 及び T F T を集積化することが可能となる。

[0218] [本実施形態の他の構成例]

なお、本実施形態に係る電子カセット 20 は、上記の各説明に限定されることはなく、下記の構成を採用するか、あるいは、併用することも可能であることは勿論である。

[0219] 上記の各説明では、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触又は離間させるための接触機構の具体例として、エアバッグ 240、274 を用いた場合について説明した。前記接触機構は、上記の具体例に限定されることはなく、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを動的に接触又は離間できるものであれば、どのような構成でも構わない。

[0220] 例えば、本実施形態及び第 1 ～第 3 変形例では、インフレータ 120 で発生させた不活性ガスをエアバッグ 240、274 に送給することで、該エアバッグ 240、274 を膨張させている。これに代えて、外部からエアを補充可能なエアポンペを電子カセット 20 に搭載又は連結し、バルブの開閉制御により前記エアポンペからエアバッグ 240、274 にエアを送給して、該エアバッグ 240、274 を膨張させてもよい。また、エアポンプ（コンプレッサ）からエアバッグ 240、274 に圧縮エアを送給して、該エアバッグ 240、274 を膨張させてもよい。なお、これらの例において、エアバッグ 240、274 を収縮させるためには、エアバッグ 240、274 の図示しない孔からエアを排出させるか、あるいは、エアポンプを駆動させて、エアバッグ 240、274 からエアを排出させればよい。

[0221] また、本実施形態及び第 1 ～第 3 変形例の各図面では、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを離間させる際、完全に離間させた場合（非接触状態）を図示している。本実施形態及び第 1 ～第 3 変形例は、これらの図示内容に限定されることはなく、上述した接触機構によるシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触制御を停止させることにより、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触圧を、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを押し当てているときの接触圧よりも低圧力とするか、あるいは、ほとんど圧力がかかっていない状態としてもよい。この場合、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを完全に離間させることはできないが、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とに対する前記接触機構の接触制御を停止したことによる各効果を得ることは可能である。

[0222] さらに、本実施形態及び第 1 ～第 3 変形例では、被写体 14 の撮影前に上

記の接触機構がオーダ情報に基づいてシンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを接触させ（押し当て）、一方で、被写体 14 の撮影後に、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを離間させるか、又は、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触圧を低下させてもよい。外部から衝撃を受ける可能性の低い撮影中にのみ、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 とを押し当てるようにしているので、この場合でも、シンチレータ 150 と放射線変換パネル 64 との接触制御に関わる各効果を得ることが可能である。

[0223] なお、本発明は、上述の実施の形態に限らず、本発明の要旨を逸脱することなく、種々の構成を採り得ることは勿論である。

請求の範囲

- [請求項1] 放射線（１６）を可視光に変換するシンチレータ（１５０）、及び、前記可視光を電気信号に変換する放射線変換パネル（６４）を備えた放射線検出器（６６）を有する放射線撮影装置（２０）において、
- 前記シンチレータ（１５０）は、前記放射線（１６）を前記可視光に変換可能な柱状結晶（１４８）を、前記放射線変換パネル（６４）と交差する方向に沿って形成することにより構成され、
- 前記シンチレータ（１５０）における前記放射線変換パネル（６４）側は、該放射線変換パネル（６４）に向かって凸状に形成されると共に、前記柱状結晶（１４８）の先端部分が形成され、
- 前記柱状結晶（１４８）の先端部分と前記放射線変換パネル（６４）とが接触可能である
- ことを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項2] 請求項１記載の装置（２０）において、
- 前記シンチレータ（１５０）と前記放射線変換パネル（６４）との間に介挿された、前記可視光を透過可能な緩衝層（２８０）をさらに有し、
- 前記緩衝層（２８０）における前記シンチレータ（１５０）側の第１面は、前記柱状結晶（１４８）の先端部分に密着可能であると共に、前記緩衝層（２８０）における前記放射線変換パネル（６４）側の第２面は、該放射線変換パネル（６４）に密着可能である
- ことを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項3] 請求項２記載の装置（２０）において、
- 前記シンチレータ（１５０）における前記放射線変換パネル（６４）側は、該放射線変換パネル（６４）に向かって凸状に湾曲し、
- 前記緩衝層（２８０）の第１面は、前記シンチレータ（１５０）における前記放射線変換パネル（６４）側に沿って湾曲した状態で前記柱状結晶（１４８）の先端部分に密着することを特徴とする放射線撮

影装置。

- [請求項4] 請求項2記載の装置（20）において、
前記シンチレータ（150）における前記放射線変換パネル（64）側は、該放射線変換パネル（64）に向かってテーパ状に形成されると共に、該放射線変換パネル（64）側の中央部は、前記放射線変換パネル（64）と略平行に形成され、
前記緩衝層（280）は、前記放射線変換パネル（64）側の中央部に密着することを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項5] 請求項4記載の装置（20）において、
前記シンチレータ（150）における前記放射線変換パネル（64）側のテーパ部分には、該テーパ部分の柱状結晶（148）の先端部分からの可視光を遮光するための遮光層（300）が設けられていることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項6] 請求項2～5のいずれか1項に記載の装置（20）において、
前記緩衝層（280）は、可撓性を有するプラスチックシートであることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項7] 請求項6記載の装置（20）において、
前記緩衝層（280）の厚みが50 μ m未満であることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項8] 請求項7記載の装置（20）において、
前記緩衝層（280）の厚みが30 μ m未満であることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項9] 請求項7又は8記載の装置（20）において、
前記緩衝層（280）は、前記可視光を透過する透明なシリコーンゴム、ポリイミドフィルム、ポリアリレートフィルム、二軸延伸ポリスチレンフィルム又はアラミドフィルムであることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項10] 請求項2～9のいずれか1項に記載の装置（20）において、

前記緩衝層（２８０）の第２面に接触する前記放射線変換パネル（６４）の表面は、四フッ化エチレン樹脂膜による平坦化処理が施されていることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項11] 請求項２～１０のいずれか１項に記載の装置（２０）において、
前記柱状結晶（１４８）は、ヨウ化セシウムの柱状結晶であると共に、防湿保護材（１５２）により封止されていることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項12] 請求項１１記載の装置（２０）において、
前記柱状結晶（１４８）の基端部分には、前記柱状結晶（１４８）で前記放射線（１６）から変換された前記可視光を前記緩衝層（２８０）側に反射させる反射膜（２６０）が形成されているか、又は、前記柱状結晶（１４８）を蒸着形成させることにより前記シンチレータ（１５０）を支持すると共に、前記可視光を前記緩衝層（２８０）側に反射させる支持基板（１４４）が配置されていることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項13] 請求項１２記載の装置（２０）において、
前記反射膜（２６０）又は前記支持基板（１４４）は、前記柱状結晶（１４８）を封止し、且つ、防湿性を具備することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項14] 請求項１～１３のいずれか１項に記載の装置（２０）において、
前記放射線変換パネル（６４）は、可撓性を有するプラスチックシート又は可撓性を有する薄厚のガラスシートを有することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項15] 請求項１～１４のいずれか１項に記載の装置（２０）において、
前記放射線変換パネル（６４）から読み出した前記電気信号の示す放射線画像に対して、前記シンチレータ（１５０）における前記放射線変換パネル（６４）側の形状に応じた画像補正処理を行う画像補正部（１１０）をさらに有することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項16] 請求項1～15のいずれか1項に記載の装置（20）において、
前記柱状結晶（148）の形成方向に沿って、該柱状結晶（148）の先端部分を前記放射線変換パネル（64）に接触させる接触機構（240、274）をさらに有することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項17] 請求項16記載の装置（20）において、
前記接触機構（240、274）は、少なくとも前記放射線検出器（66）に対する前記放射線（16）の照射時に、前記柱状結晶（148）の先端部分を前記放射線変換パネル（64）に接触させることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項18] 請求項17記載の装置（20）において、
前記放射線撮影装置（20）の移動を検知する移動検知部（56、58）と、
前記放射線検出器（66）に対する前記放射線（16）の照射時には、前記柱状結晶（148）の先端部分を前記放射線変換パネル（64）に接触させるように前記接触機構（240、274）を制御し、一方で、前記移動検知部（56、58）が検知した前記放射線撮影装置（20）の移動に関わる物理量が所定の閾値を超えたときに前記接触機構（240、274）による前記柱状結晶（148）の先端部分と前記放射線変換パネル（64）との接触制御を停止させる接触制御部（110）と、
をさらに有することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項19] 請求項18記載の装置（20）において、
前記接触制御部（110）は、前記放射線（16）を出力する放射線源（30）が該放射線（16）の照射準備を行った時点で、前記柱状結晶（148）の先端部分を前記放射線変換パネル（64）に接触させるように前記接触機構（240、274）を制御することを特徴とする放射線撮影装置。

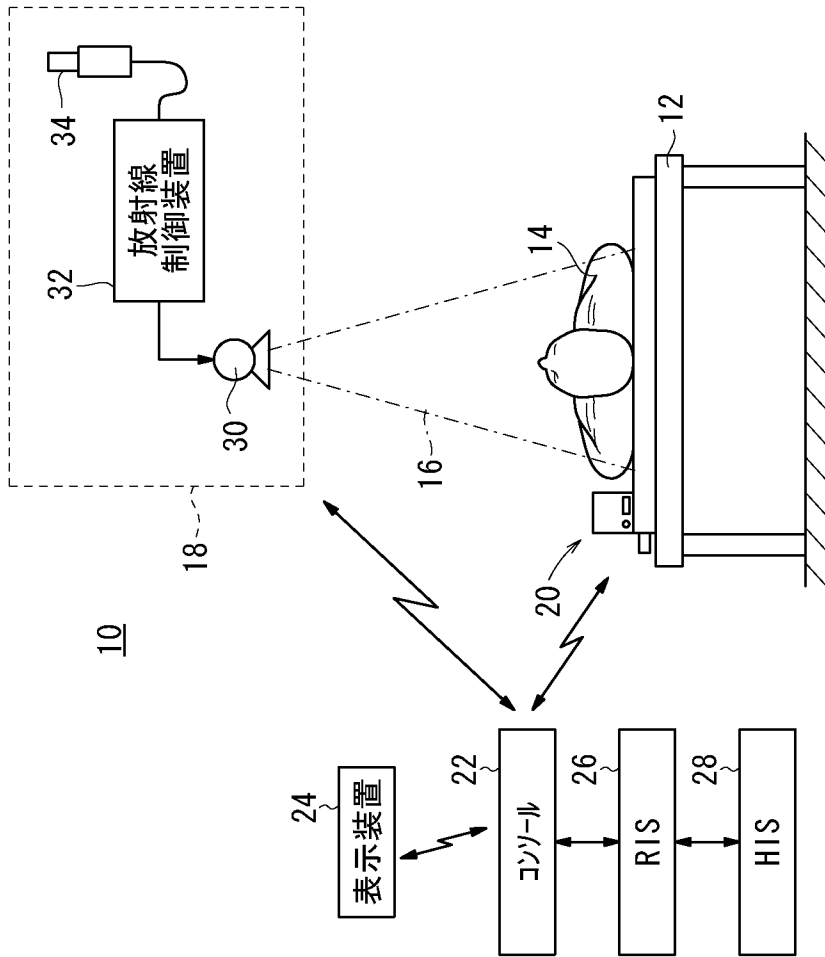
[請求項20]

請求項18又は19記載の装置(20)において、

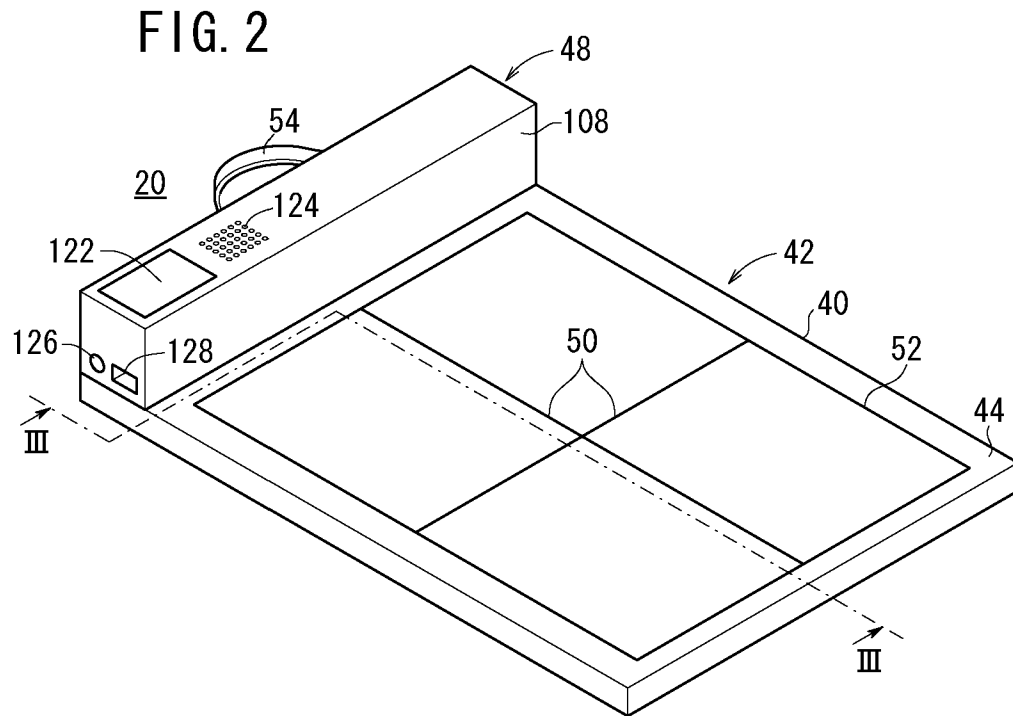
前記接触機構(240、274)は、前記柱状結晶(148)の形成方向に沿って膨張又は収縮することにより、前記柱状結晶(148)の先端部分と前記放射線変換パネル(64)との接触制御を行うエアバッグであり、

前記放射線撮影装置(20)は、前記エアバッグ(240、274)に不活性ガスを送り込んで該エアバッグ(240、274)を前記柱状結晶(148)の形成方向に膨張させるインフレーター(120)をさらに有することを特徴とする放射線撮影装置。

[図1]



[図2]



[図3]

FIG. 3A

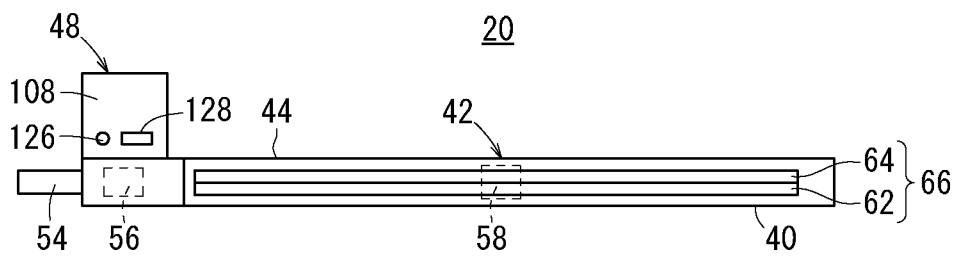
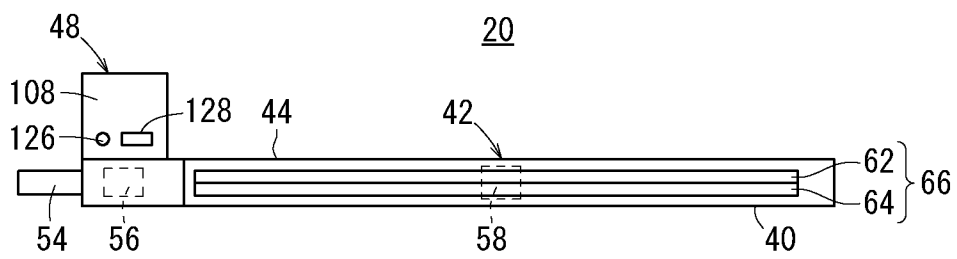


FIG. 3B



[図4]

FIG. 4A

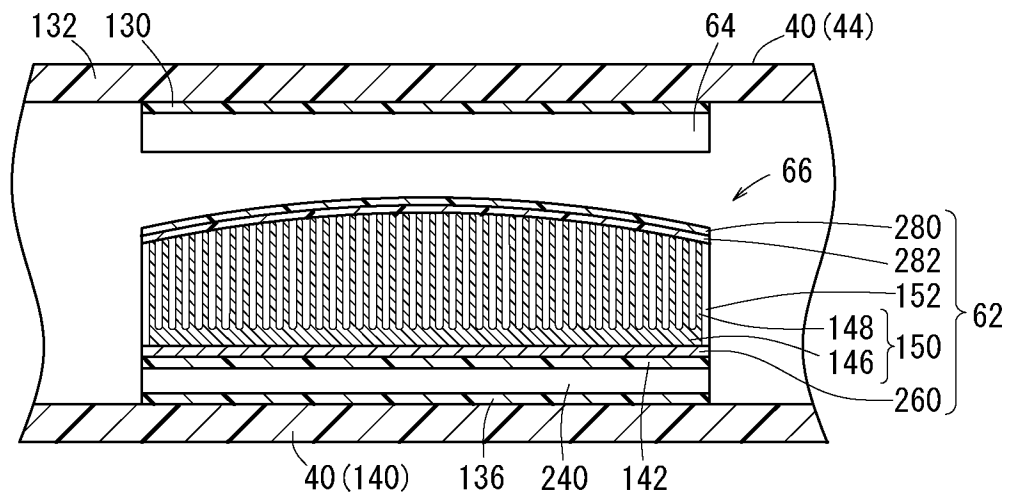
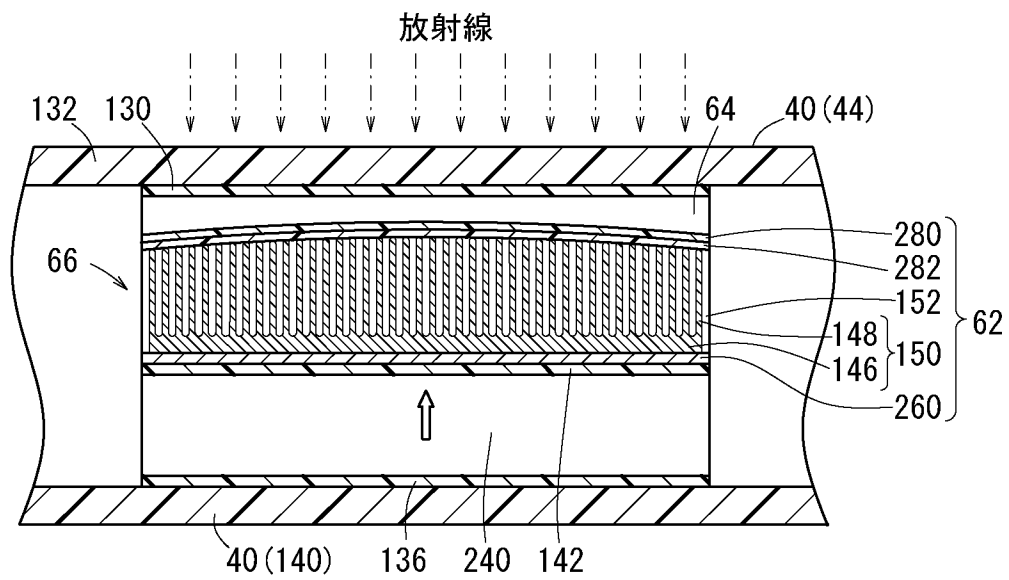


FIG. 4B



[図5]

FIG. 5A

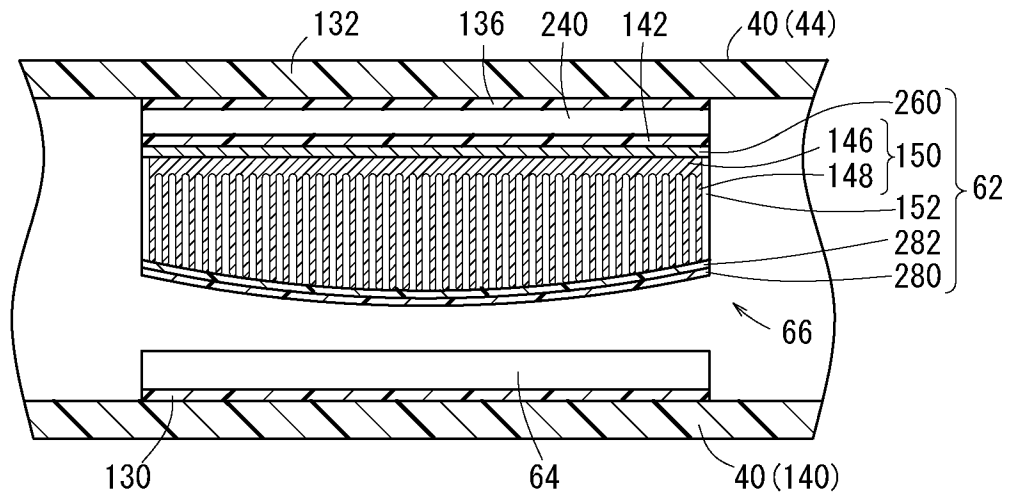
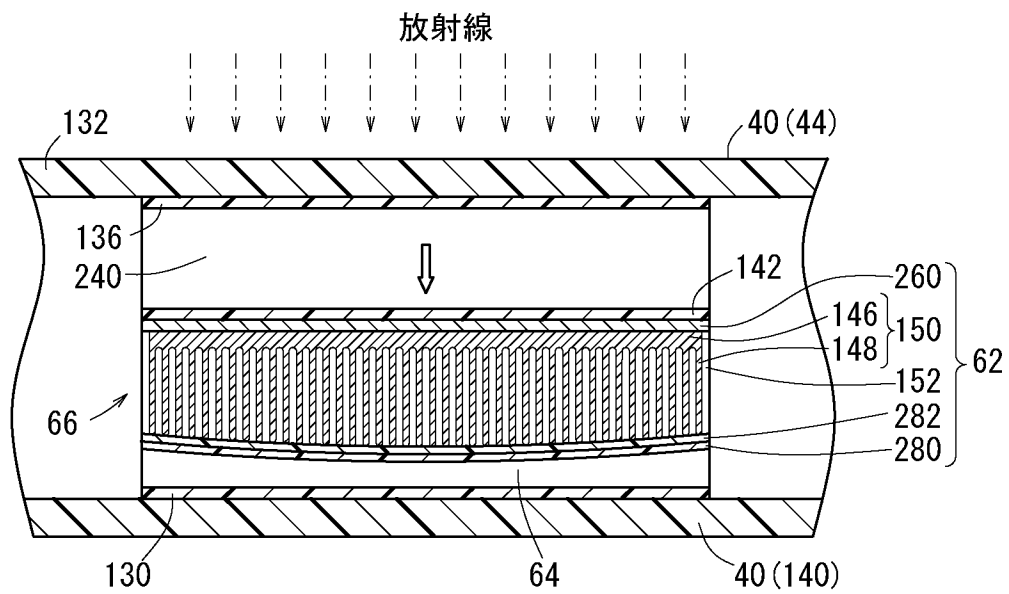


FIG. 5B



[図6]

FIG. 6A

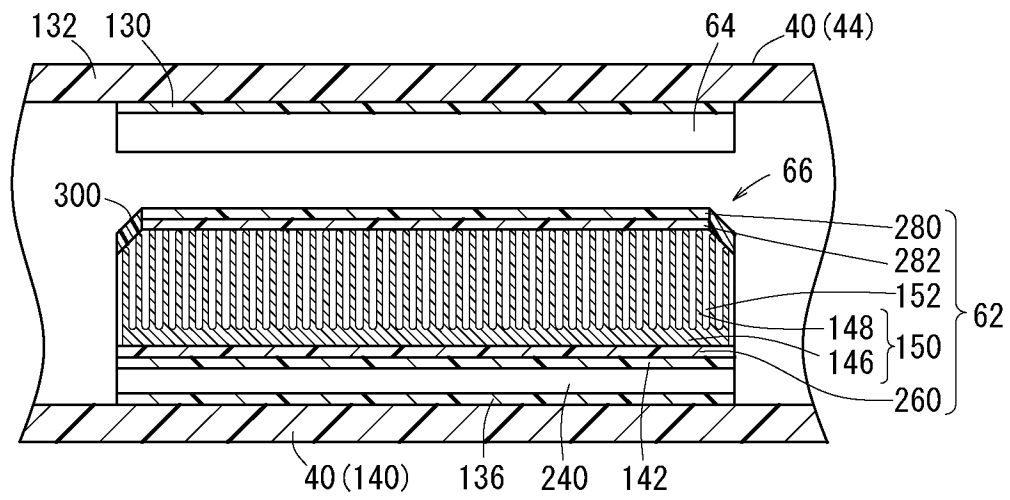
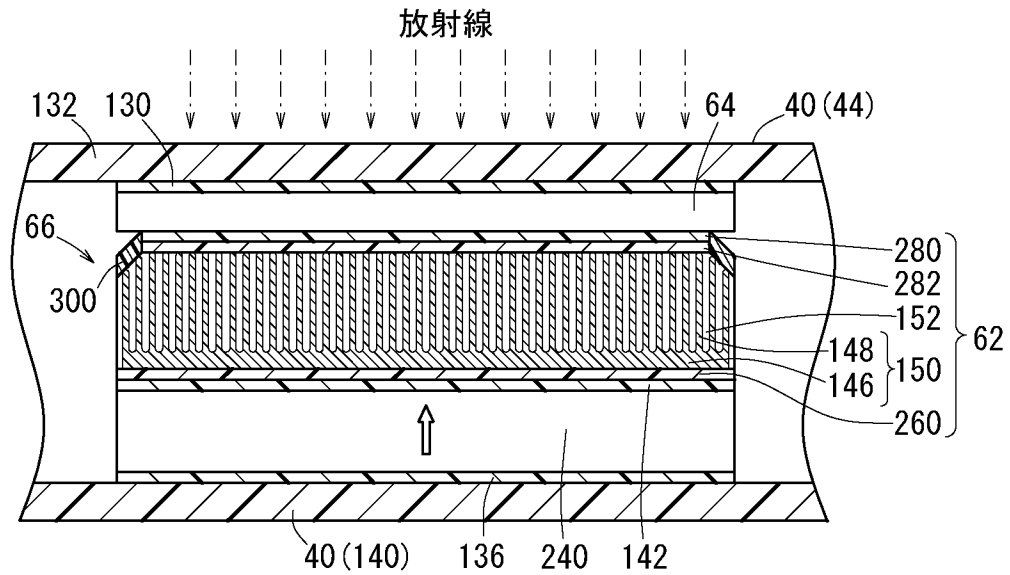


FIG. 6B



[図7]

FIG. 7A

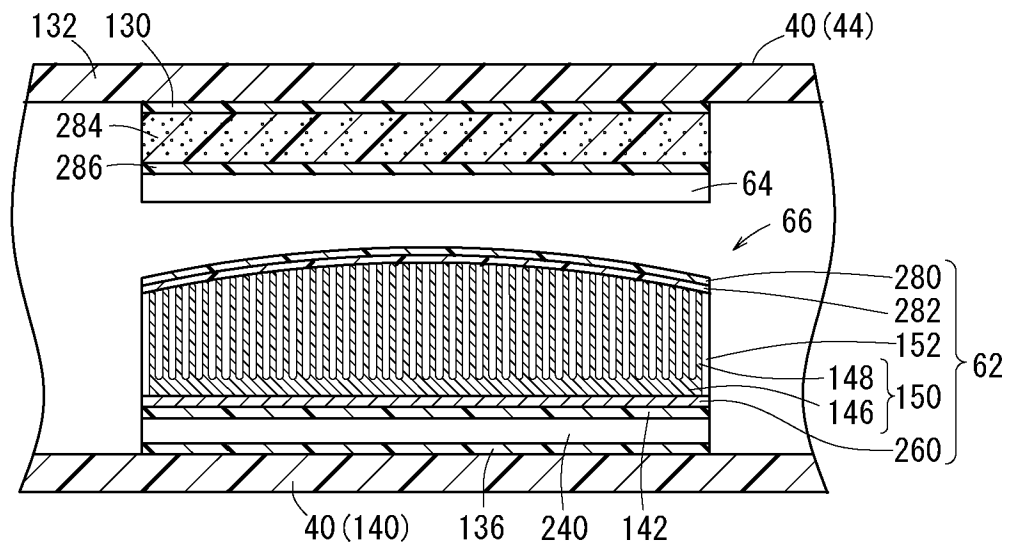
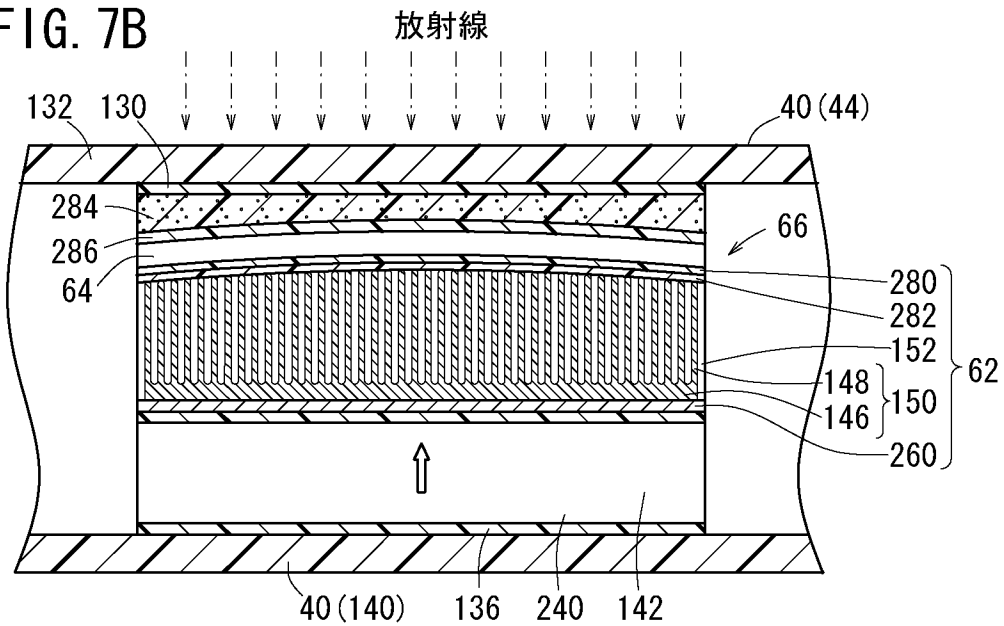


FIG. 7B



[図8]

FIG. 8A

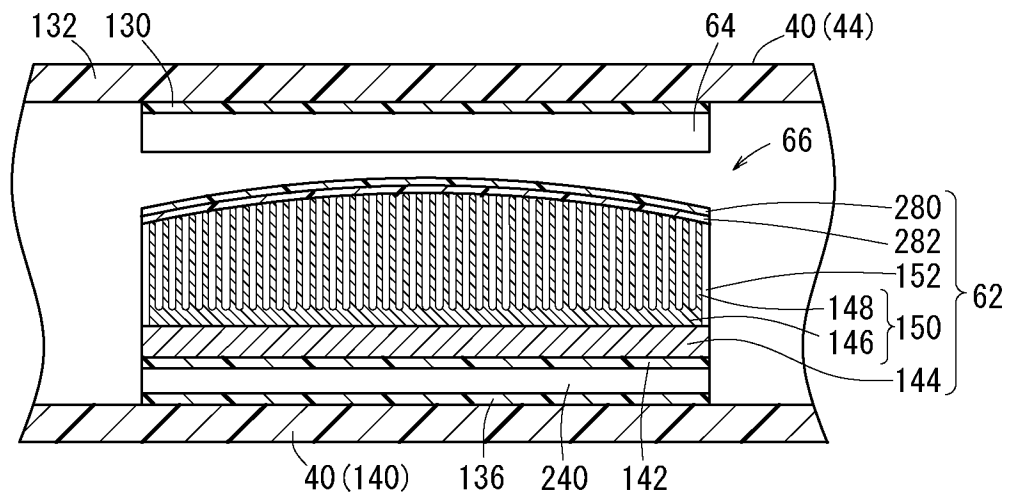
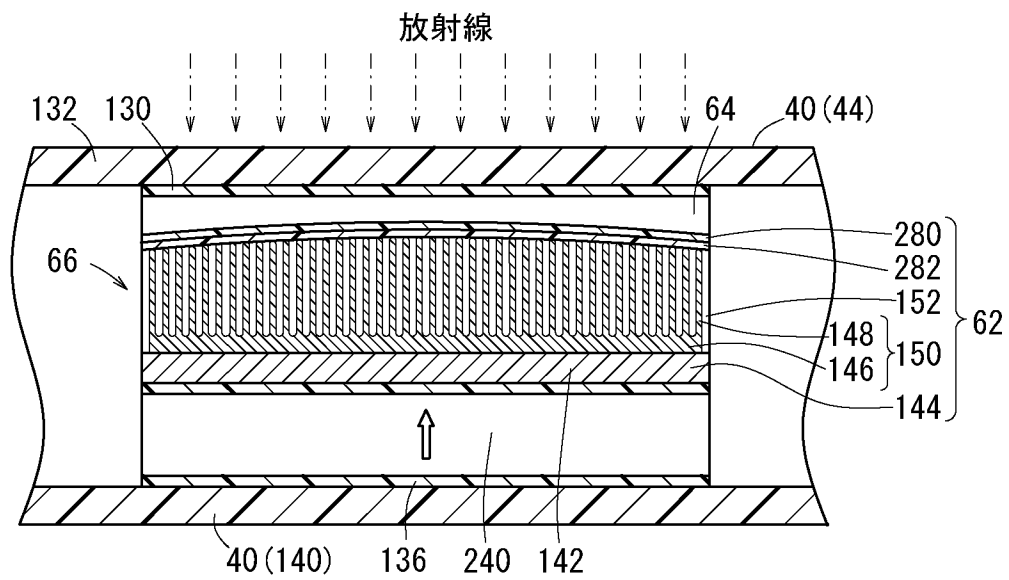


FIG. 8B



[図9]

FIG. 9A

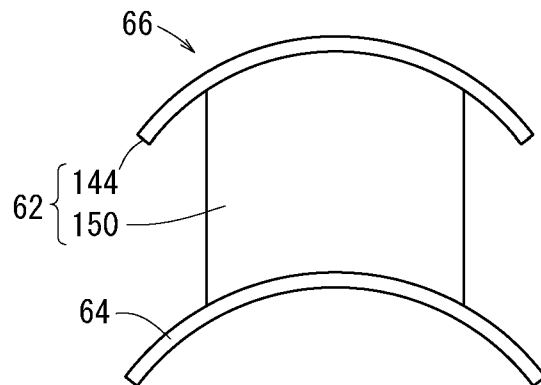
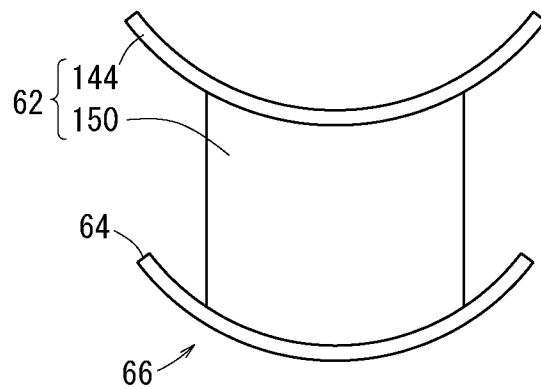
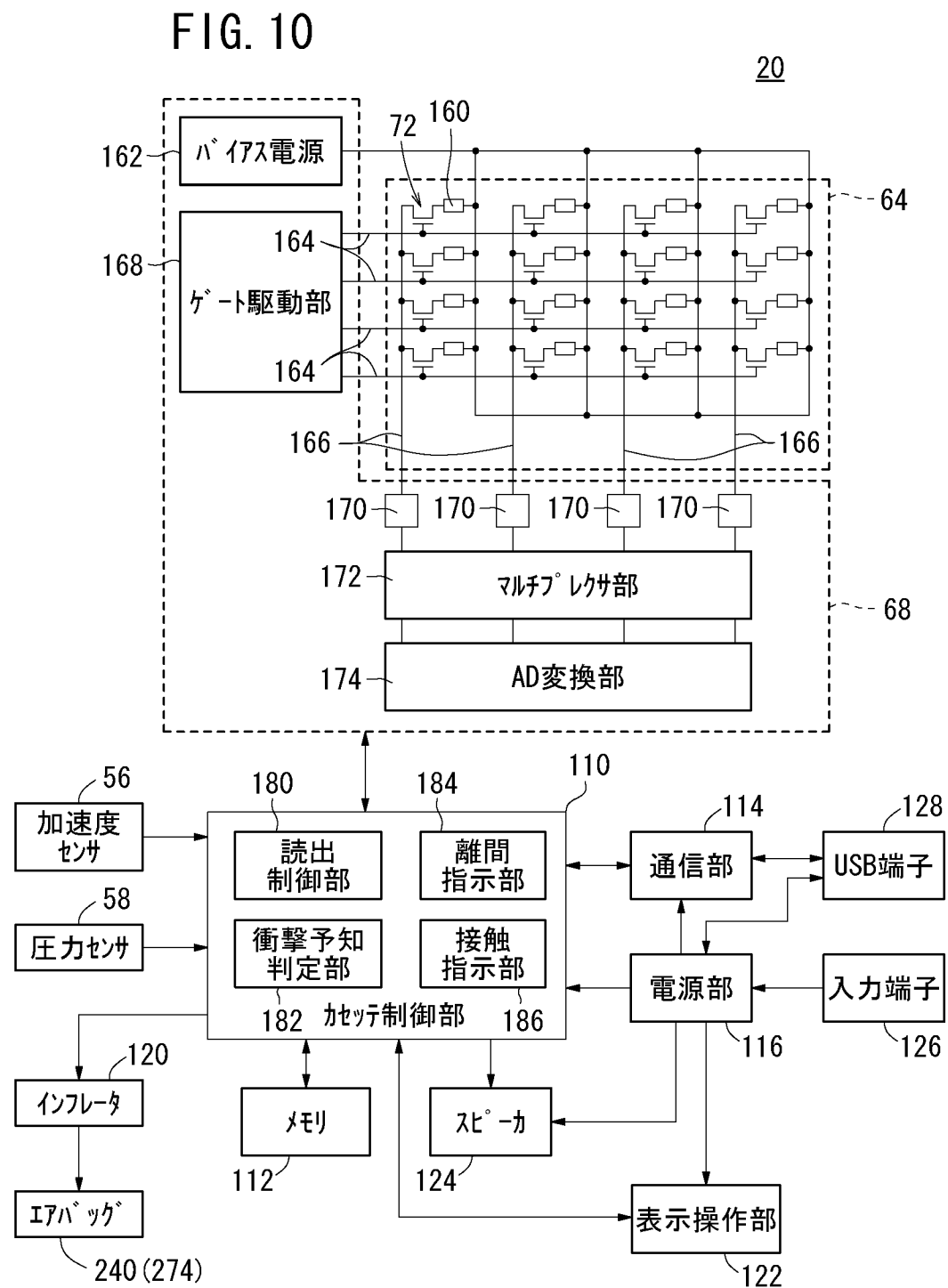


FIG. 9B

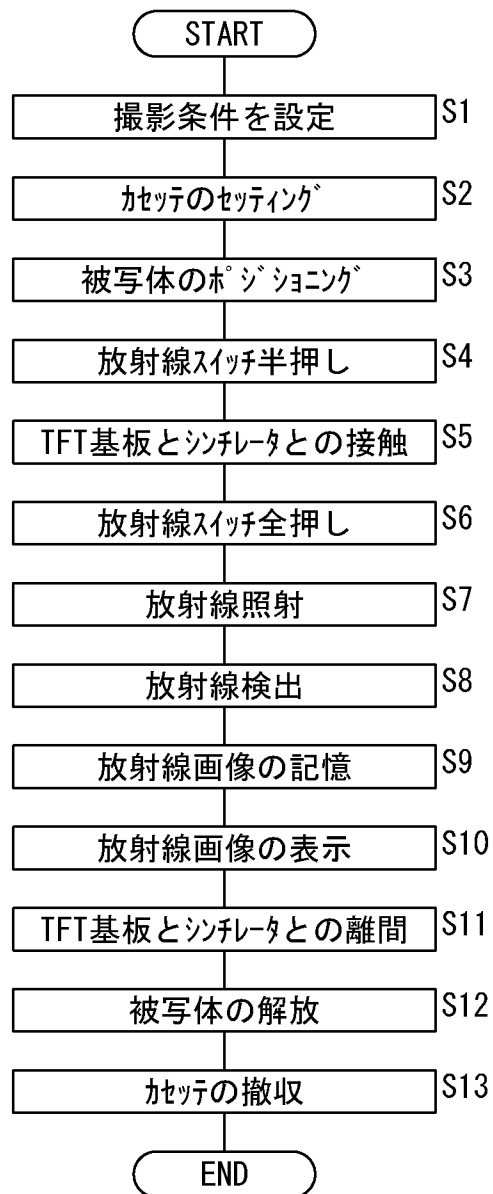


[図10]



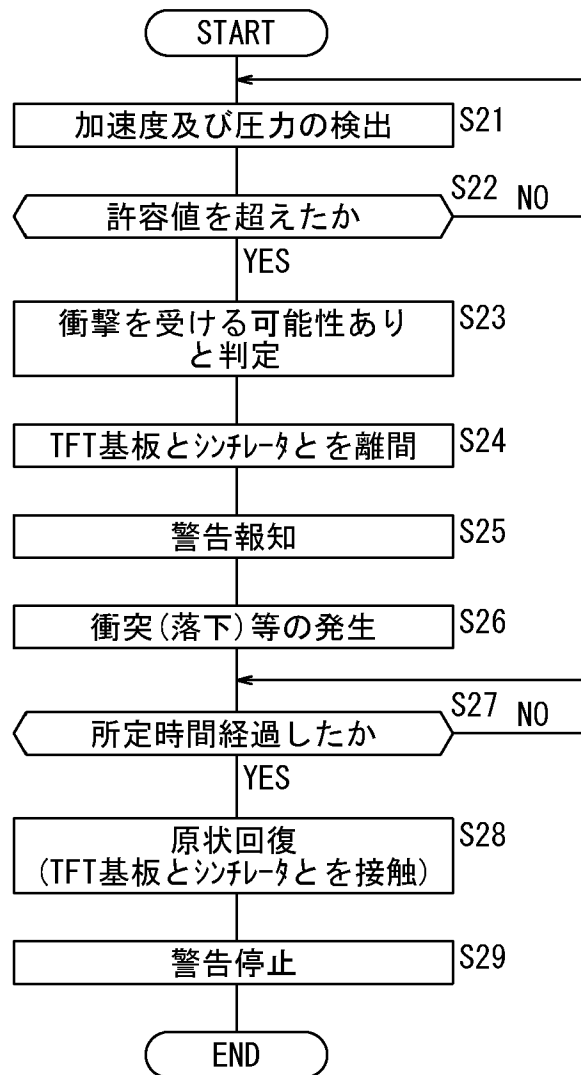
[図11]

FIG. 11



[図12]

FIG. 12



[図13]

FIG. 13A

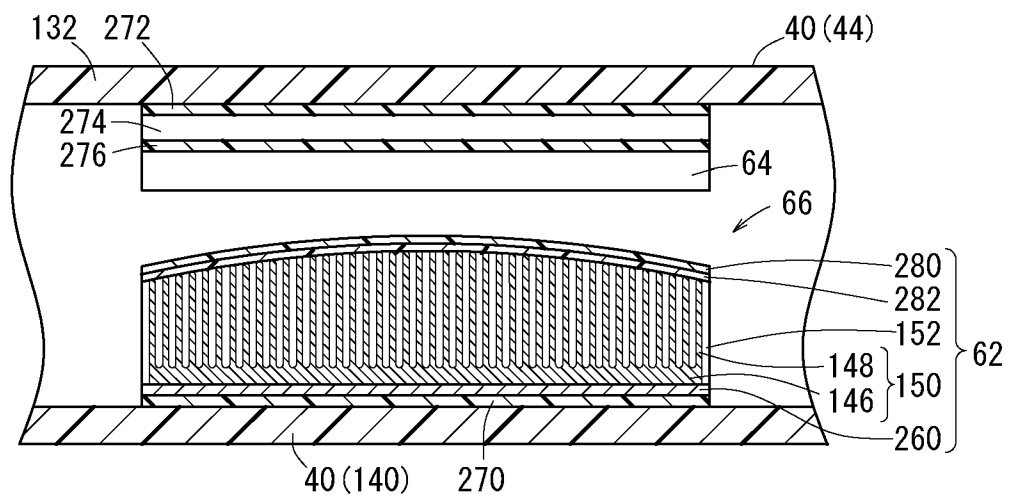
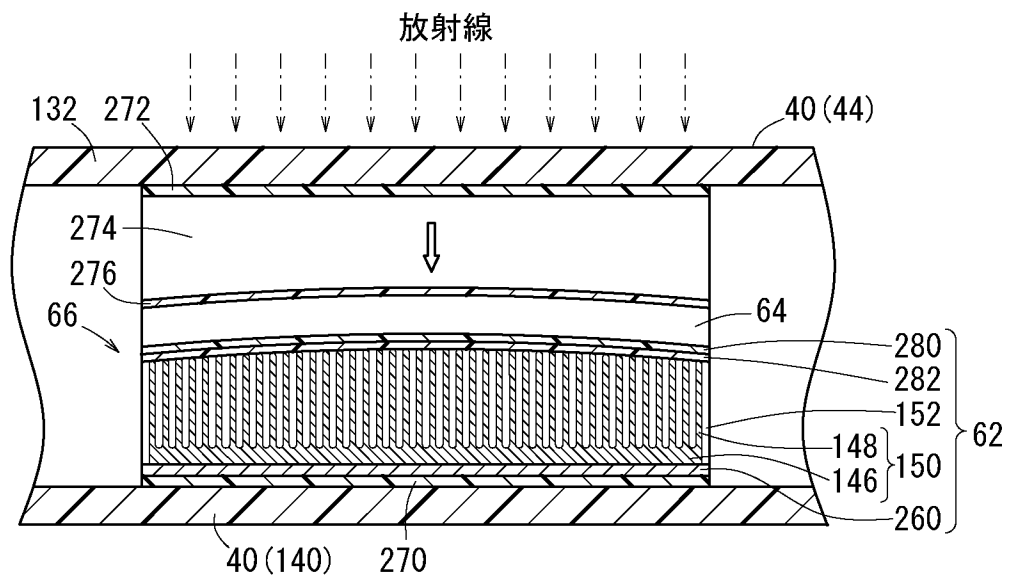


FIG. 13B



[図14]

FIG. 14A

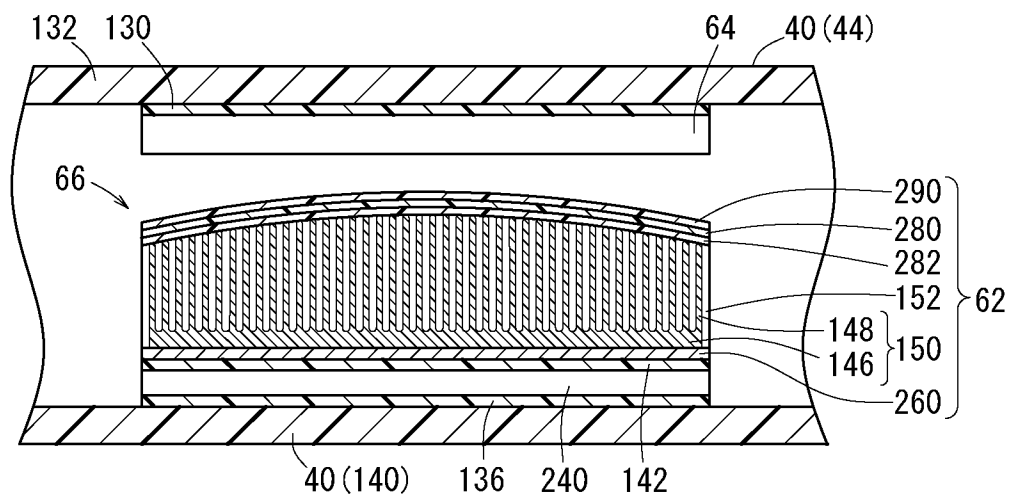
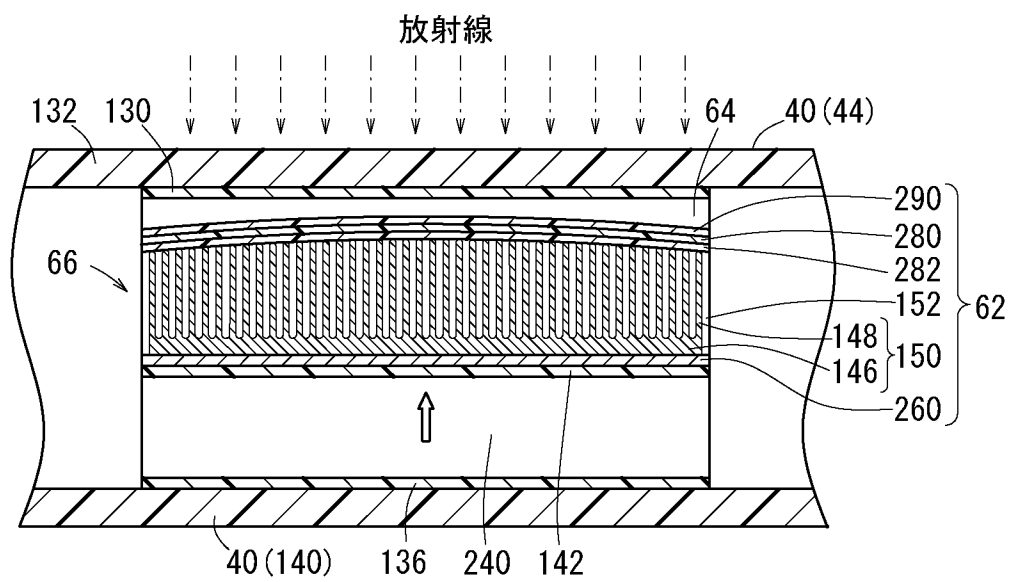


FIG. 14B



[図15]

FIG. 15A

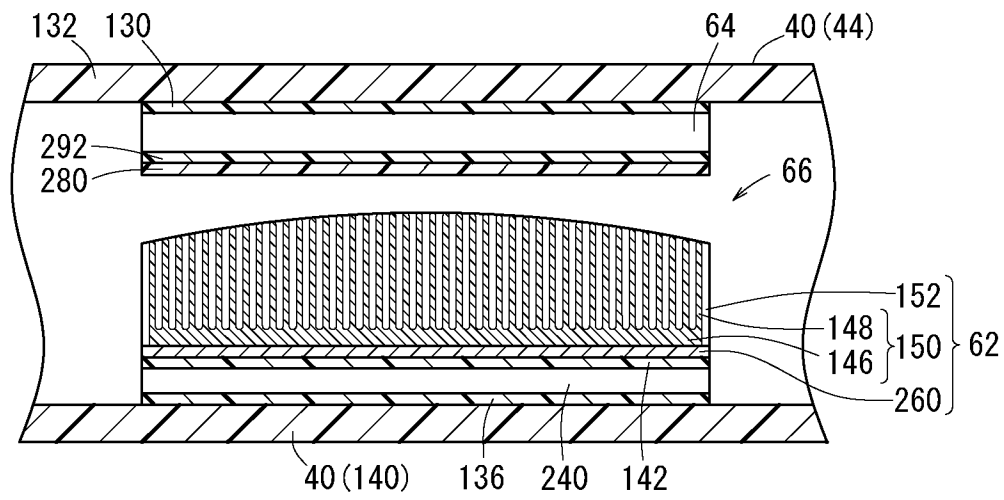
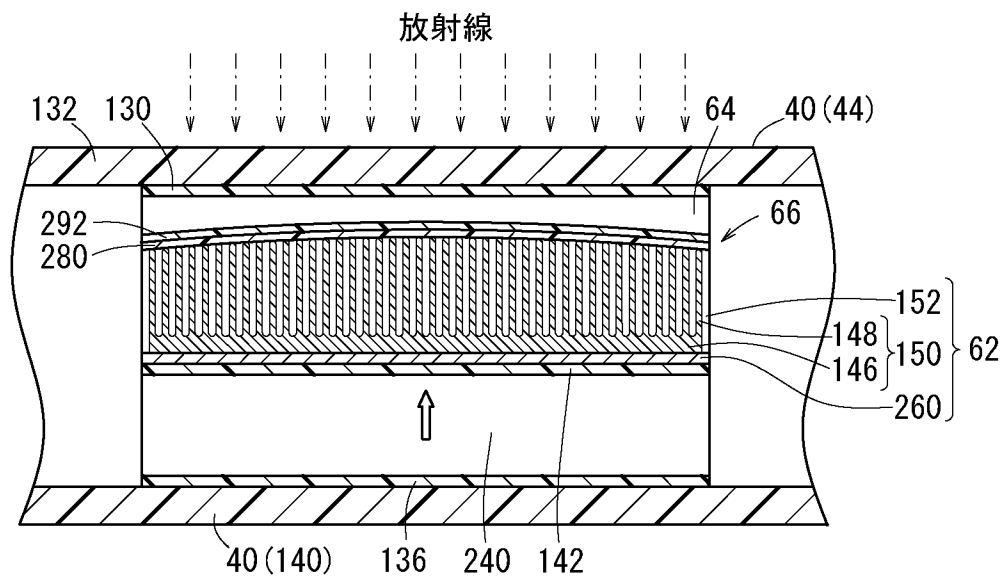


FIG. 15B



[図16]

FIG. 16A

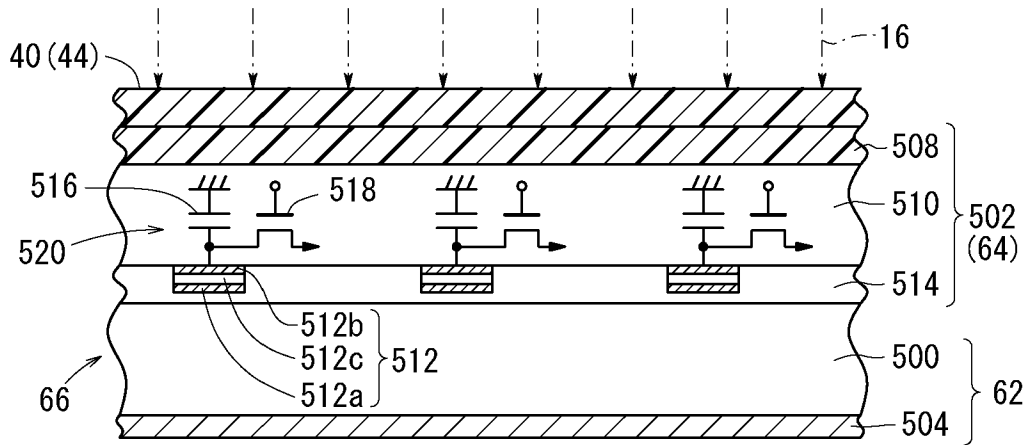
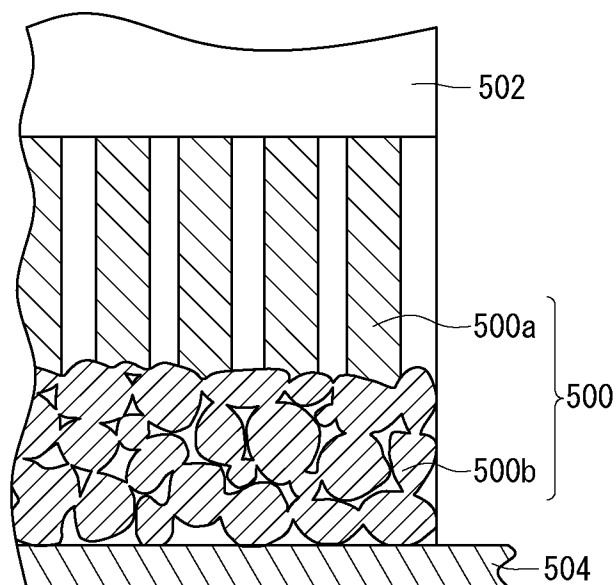


FIG. 16B



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/064398

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/20(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, G01T1/202(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, G01T1/202

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2007-271504 A (Toshiba Corp.),	1-15
Y	18 October 2007 (18.10.2007),	16-17
A	paragraphs [0021] to [0040], [0054]; fig. 3, 5 (Family: none)	18-20
Y	JP 2002-14168 A (Canon Inc.),	16-17
A	18 January 2002 (18.01.2002), fig. 1 (Family: none)	18-20
X	JP 2005-114518 A (Canon Inc.),	1-3, 6-15
Y	28 April 2005 (28.04.2005),	16-17
A	paragraph [0005] (Family: none)	4-5, 18-20

☒ 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
25 August, 2011 (25.08.11)Date of mailing of the international search report
06 September, 2011 (06.09.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/064398

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 2010-43887 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 25 February 2010 (25.02.2010), paragraphs [0009] to [0012]; fig. 29, 30 (Family: none)	1-20
A	JP 2005-003755 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 06 January 2005 (06.01.2005), paragraphs [0014] to [0016] & US 2004/0252613 A1 & EP 1486822 A1	18-20

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, G01T1/202(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, G01T1/202

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 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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 A	JP 2007-271504 A（株式会社東芝）2007.10.18, 段落【0021】 ～【0040】、【0054】、図3、図5（ファミリーなし）	1-15 16-17 18-20
Y A	JP 2002-14168 A（キヤノン株式会社）2002.01.18, 図1（ファミリーなし）	16-17 18-20

☒ 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

2 5 . 0 8 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 6 . 0 9 . 2 0 1 1

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）

木下 忠

2 I

3 9 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
X Y A	JP 2005-114518 A (キヤノン株式会社) 2005.04.28, 段落【0005】 (ファミリーなし)	1-3, 6-15 16-17 4-5, 18-20
A	JP 2010-43887 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2010.02.25, 段落【0009】～【0012】、図29、図30 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2005-003755 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.01.06, 段落【0014】～【0016】 & US 2004/0252613 A1 & EP 1486822 A1	18-20