

(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)



(10) 国際公開番号
WO 2012/029403 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G03B 42/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/065304
- (22) 国際出願日: 2011年7月4日(04.07.2011)
- (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 2010-192923 2010年8月30日(30.08.2010) JP
特願 2011-137586 2011年6月21日(21.06.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 西納 直行 (NISHINO, Naoyuki) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 岩切 直人 (IWAKIRI, Naoto) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株

式会社内 Kanagawa (JP). 大田 恭義 (OHTA, Yasunori) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 中津川 晴康 (NAKATSUGAWA, Haruyasu) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 中島 淳, 外 (NAKAJIMA, Jun et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 HK新宿ビル7階 太陽国際特許事務所 Tokyo (JP).

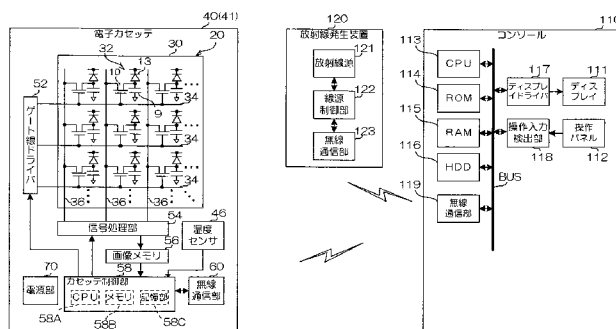
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: RADIATION IMAGING SYSTEM, RADIATION IMAGING DEVICE, AND COMPUTER-READABLE RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影システム、放射線画像撮影装置、およびコンピュータ可読記録媒体

【図12】



- FIG. 12:
40(41) ELECTRONIC CASSETTE
52 GATE LINE DRIVER
54 SIGNAL PROCESSING UNIT
46 TEMPERATURE SENSOR
56 IMAGE MEMORY
70 POWER SUPPLY UNIT
58 CASSETTE CONTROL UNIT
58B MEMORY
58C STORAGE UNIT
60, 123, 119 WIRELESS COMMUNICATION UNIT
120 RADIATION GENERATING UNIT
121 RADIATION SOURCE
122 RADIATION SOURCE CONTROL UNIT
110 CONSOLE
117 DISPLAY DRIVER
111 DISPLAY
118 OPERATION INPUT DETECTING UNIT
112 OPERATION PANEL

(57) Abstract: Provided is a radiation imaging system, which is provided with: a radiation imaging device that is provided with a scintillator and a radiation detector; a detecting unit, which detects the temperature of the scintillator; and a control unit, which controls operations of the radiation imaging device. The control unit is provided with: a storage unit, which stores image pickup information that indicates an image pickup area and/or an image pickup state, wherein an image is permitted to be picked up corresponding to the temperature of the scintillator; and a specifying unit, which specifies the image pickup area and/or the image pickup state, corresponding to the detected temperature of the scintillator.

(57) 要約: 放射線画像撮影システムは、シンチレータおよび放射線検出器を備える放射線画像撮影装置と、シンチレータの温度を検出する検出部と、放射線画像撮影装置の動作を制御する制御装置とを備える。制御装置は、シンチレータの温度に応じて撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報を記憶する記憶部と、検出されたシンチレータの温度に応じて撮影情報から撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部とを備える。



(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).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

放射線画像撮影システム、放射線画像撮影装置、およびコンピュータ可読記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像撮影システム、放射線画像撮影装置、およびコンピュータ可読記録媒体に係り、特に、撮影対象を透過した放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影システム、放射線画像撮影装置、およびプログラムを格納したコンピュータ可読記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 近年、T F T (Thin Film Transistor) アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、放射線を直接デジタルデータに変換できるF P D (Flat Panel Detector) 等の放射線検出器が実用化されている。この放射線検出器を用いた放射線画像撮影装置は、従来のX線フィルムやイメージングプレートを用いた放射線画像撮影装置に比べて、即時に画像を確認でき、連続的に放射線画像の撮影を行う透視撮影（動画撮影）も行うことができるといったメリットがある。

[0003] この種の放射線検出器は、種々のタイプのものが提案されており、例えば、放射線を一度C s I : T l、G O S (G d 2 O 2 S : T b) などのシンチレータで光に変換し、変換した光をフォトダイオードなどのセンサ部で電荷に変換して蓄積する間接変換方式がある。放射線画像撮影装置では、放射線検出器に蓄積された電荷を電気信号として読み出し、読み出した電気信号をアンプで増幅した後にA / D (アナログ / デジタル) 変換部でデジタルデータに変換している。

[0004] この種の放射線画像撮影装置に関する技術として、特開2009-28373号公報には、被写体を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、前記放射線変換パネルによって検出された放射線

画像情報を記憶するメモリと、少なくとも前記放射線変換パネルと前記メモリを制御する制御部と、これら放射線変換パネル、前記メモリ、前記制御部に電源を供給するバッテリーと、少なくとも前記放射線変換パネルの温度を検出する温度センサとを有する放射線検出力セッテと、前記被写体に向けて放射線を放射する撮影装置と、前記放射線検出力セッテと情報のやり取りを行って前記撮影装置を制御するホストコンピュータとを有する放射線画像撮影システムであって、前記放射線検出力セッテの前記制御部は、前記ホストコンピュータからの撮影条件に関する情報を受け取る手段と、前記メモリの空き容量を検出する容量検出手段と、前記バッテリーの残量を検知する残量検知手段と、前記容量検出手段、前記残量検知手段および前記温度センサの結果と、受け取った前記撮影条件に関する情報とに基づいて前記放射線検出力セッテの使用許可／禁止を判別する判別手段と、を有する放射線画像撮影システムが開示されている。

[0005] また、特開2010-75671号公報には、被写体を透過した放射線を検出して放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、前記放射線変換パネルの温度を検出する温度検出手段と、前記温度に基づいて前記放射線変換パネルでの感度、暗電流、濃度段差および残像のうち少なくとも1つを補正する補正手段と、を有する放射線検出装置が開示されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、放射線画像撮影装置では、撮影面に撮影対象とする部位が配置された状態で放射線画像の撮影が行われるため、当該撮影の際に撮影面に対して荷重がかかる。従って、特に撮影面を構成する天板に放射線検出器を直接取り付け付けた場合や、当該天板に放射線検出器を支持させた場合等には、放射線検出器にも荷重がかかる結果、放射線検出器が歪むことになる。

[0007] 一方、間接変換方式の放射線検出器では、入射される放射線をシンチレータで光に変換しており、当該シンチレータは温度が高くなるほど、歪みによる劣化が進行しやすくなる。

[0008] なお、シンチレータの劣化は、具体的にはシンチレータにクラックが発生することである。当該クラックが発生することにより、一例として図22A～22Cに示すように、その発生位置や大きさに応じて、感度の低下、撮影された画像のボケや欠陥画像等を招くことになる。この際、シンチレータで変換した光を電荷に変換するフォトダイオード等のセンサ部に近い位置で発生したクラックほど画質への影響は大きい。図22Aに示されるように放射線の照射表面に厚み方向にクラックが発生する場合、クラックの部分はシンチレータの厚みが薄くなるので感度が低下し、また、クラックが長くなると、周辺画素との感度差が大きくなり、画像欠陥となる。また、図22Bに示されるように放射線の照射表面に横方向にクラックが発生する場合、クラック部分が空気層であれば、空気中で放射線の散乱が大きくなり、画像ボケにつながり、また、クラックの幅が広いと放射線の散乱も大きくなり、周辺画素との感度差が大きくなり、画像欠陥となる。また、図22Cに示されるようにセンサ部近傍にクラックが発生する場合、センサ部に近い位置のシンチレータからの発光光が主に受光されるので、この部分でクラックが発生すると、欠陥画像になりやすい。

[0009] 従来型の可搬型の放射線画像撮影装置（以下、「電子カセット」ともいう。）では、一例として図23Aに示すように、シンチレータが電子カセットの筐体における天板から離間していたため、シンチレータに荷重がかかり難く、シンチレータの歪みを問題視する必要はなかった。これに対し、今後の電子カセットでは、一例として図23Bに示すように、電子カセットの薄型化を目的として、放射線検出器を天板に取り付ける形態が採用されることが予想され、特にシンチレータとしてCsIを含むものを適用したり、センサ部を構成する基板としてフレキシブル基板が採用されたりした場合等には、荷重によるシンチレータの歪みに起因する劣化が重要な課題となってくる。

[0010] したがって、間接変換方式の放射線検出器を用いた放射線画像撮影装置では、シンチレータの温度が比較的高い場合には、放射線画像の撮影を行わないことがシンチレータの劣化を抑制するうえで好ましいが、これではシンチ

レータの温度によっては放射線画像の撮影を行うことができない場合がある。

[0011] これに対し、上記特開 2009-28373 号公報に開示されている技術でも、放射線変換パネルの温度に応じて放射線検出力セットの使用を禁止することはできるものの、この場合には放射線画像の撮影を行うことができない。

[0012] なお、上記特開 2010-75671 号公報に開示されている技術では、放射線画像の撮影を行うことはできるものの、シンチレータの劣化を抑制することはできない。

[0013] 本発明は、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することのできる放射線画像撮影システム、放射線画像撮影装置、およびプログラムを格納したコンピュータ可読記録媒体を提供する。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明の第 1 の態様によれば、入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および当該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器を備え、前記放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置と、前記シンチレータの温度を検出する検出部と、前記シンチレータの温度に応じて前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報が予め記憶された記憶部、および前記放射線画像撮影装置により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記記憶部に記憶された前記撮影情報から前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部を備え、前記放射線画像撮影装置の動作を制御する制御装置と、を有する放射線画像撮影システムが提供される。

[0015] 本発明の第 1 の態様の放射線画像撮影システムによれば、入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および当該シンチレータで変換された光を

検出するセンサ部を有する放射線検出器を備えた放射線画像撮影装置により、前記放射線により示される放射線画像が撮影される。

[0016] ここで、本発明では、前記放射線画像撮影装置の動作を制御する制御装置により、前記シンチレータの温度に応じて前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報が記憶部によって予め記憶され、特定部により、前記放射線画像撮影装置によって放射線画像の撮影を行う際に検出部により検出された前記シンチレータの温度に基づいて、前記記憶部に記憶された前記撮影情報から前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方が特定される。

[0017] このように、本発明の第1の態様の放射線画像撮影システムによれば、シンチレータの温度に基づいて、当該シンチレータの温度に応じて予め定められた撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定しているので、特定した撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を適用して放射線画像の撮影を行うことにより、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

[0018] なお、本発明の第2の態様によれば、前記検出部が、前記センサ部に発生する暗電流に基づいて前記シンチレータの温度を検出してもよい。これにより、前記検出部として温度センサを用いる場合に比較して、より低コスト化することができる。

[0019] また、本発明の第3の態様によれば、前記制御装置が、前記特定部による特定結果が実際の撮影状況と一致しない場合に警告を行う警告部をさらに備えてもよい。これにより、ユーザにとっての利便性を、より向上させることができる。

[0020] また、本発明の第4の態様によれば、前記特定部が、少なくとも前記撮影状態を特定し、前記制御装置が、前記特定部により特定された撮影状態が実際の撮影状態と一致しない場合で、かつ代替の撮影状態がある場合に、当該代替の撮影状態を提示する提示部をさらに備えてもよい。これにより、ユー

ザにとっての利便性を、より向上させることができる。なお、上記提示部による提示には、表示装置による可視表示による提示、音声装置による可聴表示による提示、および画像形成装置による永久可視表示による提示が含まれる。

[0021] また、本発明の第5の態様によれば、前記撮影状態が、臥位での撮影および立位での撮影を含んでもよい。これにより、これらの撮影を行う形態において、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

[0022] なお、本発明では、立位での撮影においては、撮影台で撮影しても手で持って撮影しても荷重がかかり難いので、シンチレータの温度とは無関係に放射線画像撮影装置において想定される全ての撮影を許容するものとしてもよい。また、臥位での撮影の場合にも、放射線画像撮影装置を、当該放射線画像撮影装置の代わりに撮影対象による荷重を受けることのできる保持部に保持されていることを条件に、シンチレータの温度とは無関係に放射線画像撮影装置において想定される全ての撮影を許容するものとしてもよい。さらに、臥位での撮影において、放射線画像撮影装置を上記保持部に保持させない場合であっても、放射線画像撮影装置の代わりに撮影対象による荷重を受けることのできる外部強化筐体（所謂ジャケット）と放射線画像撮影装置とが一体構成されていることを条件として、シンチレータの温度とは無関係に放射線画像撮影装置において想定される全ての撮影を許容するものとしてもよい。

[0023] また、本発明の第6の態様によれば、前記センサ部が、前記シンチレータで発生した光を受光することにより電荷が発生する有機光電変換材料を含んで構成されていてもよい。これにより、放射線画像撮影装置の耐衝撃性を向上させることができる。

[0024] また、本発明の第7の態様によれば、前記放射線検出器が、被写体を透過した放射線が透過する透過面を有する天板の前記放射線が入射される面の反対側の面に直接的に取り付けられていてもよい。これにより、放射線画像撮

影装置の耐衝撃性を向上させることができる。

[0025] ここで、本発明の第7の態様によれば、前記天板が、強化繊維樹脂を含む材料により構成されていてもよい。これにより、天板をカーボン単体等で構成した場合に比較して、天板の強度を高くすることができる。

[0026] 特に、本発明は、前記強化繊維樹脂が、炭素繊維強化プラスチックであるものとしてもよい。これにより、天板をカーボン単体等で構成した場合に比較して、天板の熱伝導性を高くすることができる結果、放射線検出器により得られた放射線画像の温度むらに起因する画像むらを抑制することができる。

[0027] ところで、シンチレータの劣化（クラック）は、シンチレータがCsIを含み、かつ放射線検出器において放射線がセンサ部、シンチレータの順に入射される、所謂表面読取方式とされている態様において特に問題となる。

[0028] そこで、本発明の第8の態様によれば、第7の態様において、前記シンチレータが、ヨウ化セシウムを含んで構成され、前記放射線検出器が、前記放射線が前記センサ部、前記シンチレータの順に入射されるように積層されていてもよい。これにより、上記態様においても、本発明の効果を得ることができる。

[0029] また、本発明の第9の態様によれば、第7又は第8の態様において、前記放射線検出器が、前記天板に離間可能に取り付けられていてもよい。これにより、効率的に筐体の交換を行うことができる。

[0030] また、本発明の第10の態様によれば、第7から第9のいずれかの態様において、前記放射線画像撮影装置が、前記放射線検出器と前記天板との間に内部空間が形成されるように前記放射線検出器を前記天板に対して接着する接着部材と、前記内部空間および外部を連通すると共に、外部から前記内部空間への異物の混入を阻止する通気部と、をさらに備えてもよい。

[0031] 本発明によれば、接着部材を用いて放射線検出器および天板の間に内部空間が形成されるように放射線検出器を天板に接着しているので、放射線検出器および天板に対する接着部材の接触面に空気が残存していても、その残存

していた空気を内部空間に逃がすことができる。また、通気部にて内部空間と外部とが連通しているので、気圧が変化した場合でも、内部空間の圧力と外部の気圧とを一定に保つことができる。そのため、気圧変化によって天板に対する放射線検出器の接着性が低下することを防止することができる。

[0032] また、通気部は、外部から内部空間への異物の混入を阻止するので、前記内部空間に放射線を吸収する金属片等の異物が混入して放射線画像に表示される懸念を排除することができる。従って、放射線画像の品質低下に繋がる異物混入を抑えることができる。

[0033] 特に、本発明の第10の態様によれば、前記通気部が、前記接着部材に形成されて前記内部空間および外部を曲がった状態で連通する連通路であってもよい。

[0034] 本発明によれば、連通路が曲がっているので、外部から連通路に空気と共に異物が流入した場合でも、前記異物が内部空間に混入することを防止することができる。なぜなら、異物の質量が空気の質量よりも大きいので、連通路の曲がっている部位を流通する空気の流れに前記異物が追従することはできないからである。また、連通路が接着部材に形成されているので、前記異物が連通路の壁面に付着し易くなる。従って、連通路の曲がっている部位で空気の流れに追従できなくなった異物が接着性を持った連通路の壁面で確実に捕捉される。これにより、内部空間への異物の混入をより一層確実に防止することができる。

[0035] さらに、本発明の第11の態様によれば、第7から第10のいずれかの態様において、前記天板が、前記放射線検出器を収容する筐体の一部を構成してもよい。これにより、天板を筐体とは別に構成する場合に比較して、より簡易に天板を構成することができる。

[0036] また、本発明の第12の態様によれば、第1から第7の何れかの態様において、第12の態様のように、前記シンチレータが、ヨウ化セシウムを含んで構成されていてもよい。これにより、荷重によるヨウ化セシウムの柱状結晶間の接触の発生を未然に防止することができる結果、より効果的にシンチ

レータの劣化を抑制することができる。

[0037] 本発明の第13の態様によれば、入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および当該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器と、前記シンチレータの温度を検出する検出部と、前記シンチレータの温度に応じて前記放射線検出器による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報が予め記憶された記憶部と、前記放射線検出器により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記記憶部に記憶された前記撮影情報から前記放射線検出器による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部と、を備える放射線画像撮影装置が提供される。

[0038] 従って、本発明によれば、第1の態様の発明と同様に作用するので、第1の態様の発明と同様に、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

[0039] 第14の態様によれば、入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および当該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器を備え、前記放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置における前記シンチレータの温度を、前記センサ部に発生する暗電流に基づいて検出する検出部と、前記放射線画像撮影装置により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部と、として機能させるためのプログラムを記憶したコンピュータ可読媒体が提供される。

[0040] 従って、本発明によれば、コンピュータを第1の態様の発明と同様に作用させることができるので、第1の態様の発明と同様に、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

発明の効果

[0041] 本発明によれば、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度

に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる、という効果が得られる。

図面の簡単な説明

- [0042] [図1]実施の形態に係る放射線情報システムの構成を示すブロック図である。
- [図2]実施の形態に係る放射線画像撮影システムの放射線撮影室における各装置の配置状態の一例を示す側面図である。
- [図3]実施の形態に係る放射線検出器の3画素部分の概略構成を示す断面模式図である。
- [図4]実施の形態に係る放射線検出器の1画素部分の信号出力部の構成を概略的に示した断面側面図である。
- [図5]実施の形態に係る放射線検出器の構成を示す概略平面図である。
- [図6]実施の形態に係る電子カセットの構成を示す斜視図である。
- [図7]実施の形態に係るシンチレータの構成を示す概略平面図である。
- [図8]実施の形態に係る電子カセットの構成を示す断面側面図である。
- [図9]実施の形態に係る電子カセットの筐体の内部構成を示す断面底面図である。
- [図10]実施の形態に係る電子カセットの筐体の内部構成を示す一部拡大断面底面図である。
- [図11]実施の形態に係る電子カセットにおいて放射線検出器を天板から剥離する状態を示す説明図である。
- [図12]実施の形態に係る放射線画像撮影システムの電気系の要部構成を示すブロック図である。
- [図13]実施の形態に係る撮影情報の構成を示す模式図である。
- [図14]第1の実施の形態に係る放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。
- [図15]実施の形態に係る初期情報入力画面の一例を示す概略図である。
- [図16]実施の形態に係る警告画面の一例を示す概略図である。
- [図17]第1の実施の形態に係る温度情報送信処理プログラムの処理の流れを

示すフローチャートである。

[図18]第2の実施の形態に係る放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図19]第2の実施の形態に係る暗電流情報送信処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図20]放射線検出器への放射線の表面読取方式と裏面読取方式を説明するための断面側面図である。

[図21]実施の形態に係る電子カセットの筐体の内部構成の変形例を示す一部拡大断面底面図である。

[図22A]課題の説明に供する模式図（概略側面図）である。

[図22B]課題の説明に供する模式図（概略側面図）である。

[図22C]課題の説明に供する模式図（概略側面図）である。

[図23A]課題の説明に供する模式図（概略側面図）である。

[図23B]課題の説明に供する模式図（概略側面図）である。

[図24]各種材料の感度特性の一例を示すグラフである。

[図25]各種材料の感度特性の一例を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0043] 以下、図面を参照して、本発明を実施するための形態について詳細に説明する。なお、ここでは、本発明を、病院における放射線科部門で取り扱われる情報を統括的に管理するシステムである放射線情報システムに適用した場合の形態例について説明する。

[0044] [第1の実施の形態]

まず、図1を参照して、本実施の形態に係る放射線情報システム（以下、「R I S」（Radiology Information System）と称する。）100の構成について説明する。

[0045] R I S 100は、放射線科部門内における、診療予約、診断記録等の情報管理を行うためのシステムであり、病院情報システム（以下、「H I S」（Hospital Information System）と称する。）の一部を構成する。

[0046] R I S 1 0 0 は、複数台の撮影依頼端末装置（以下、「端末装置」と称する。） 1 4 0、R I S サーバ 1 5 0、および病院内の放射線撮影室（あるいは手術室）の個々に設置された放射線画像撮影システム（以下、「撮影システム」と称する。） 1 0 4 を有しており、これらが有線や無線の L A N (Local Area Network) 等から成る病院内ネットワーク 1 0 2 に各々接続されて構成されている。なお、R I S 1 0 0 は、同じ病院内に設けられた H I S の一部を構成しており、病院内ネットワーク 1 0 2 には、H I S 全体を管理する H I S サーバ（図示省略。）も接続されている。

[0047] 端末装置 1 4 0 は、医師や放射線技師が、診断情報や施設予約の入力、閲覧等を行うためのものであり、放射線画像の撮影依頼や撮影予約もこの端末装置 1 4 0 を介して行われる。各端末装置 1 4 0 は、表示装置を有するパーソナル・コンピュータを含んで構成され、R I S サーバ 1 5 0 と病院内ネットワーク 1 0 2 を介して相互通信が可能とされている。

[0048] 一方、R I S サーバ 1 5 0 は、各端末装置 1 4 0 からの撮影依頼を受け付け、撮影システム 1 0 4 における放射線画像の撮影スケジュールを管理するものであり、データベース 1 5 0 A を含んで構成されている。

[0049] データベース 1 5 0 A は、患者（被検者）の属性情報（氏名、性別、生年月日、年齢、血液型、体重、患者 I D (Identification) 等）、病歴、受診歴、過去に撮影した放射線画像等の患者に関する情報、撮影システム 1 0 4 で用いられる、後述する電子カセット 4 0 の識別番号（I D 情報）、型式、サイズ、感度、使用開始年月日、使用回数等の電子カセット 4 0 に関する情報、および電子カセット 4 0 を用いて放射線画像を撮影する環境、すなわち、電子カセット 4 0 を使用する環境（一例として、放射線撮影室や手術室等）を示す環境情報を含んで構成されている。

[0050] 撮影システム 1 0 4 は、R I S サーバ 1 5 0 からの指示に応じて医師や放射線技師の操作により放射線画像の撮影を行う。撮影システム 1 0 4 は、放射線源 1 2 1（図 2 も参照。）から曝射条件に従った線量とされた放射線 X（図 6 も参照。）を被検者に照射する放射線発生装置 1 2 0 と、被検者の撮

影部位を透過した放射線Xを吸収して電荷を発生し、発生した電荷量に基づいて放射線画像を示す画像情報を生成する放射線検出器20（図6も参照。）を内蔵する電子カセット40と、電子カセット40に内蔵されているバッテリーを充電するクレードル130と、電子カセット40および放射線発生装置120を制御するコンソール110と、を備えている。

[0051] コンソール110は、RISサーバ150からデータベース150Aに含まれる各種情報を取得して後述するHDD116（図12参照。）に記憶し、必要に応じて当該情報を用いて、電子カセット40および放射線発生装置120の制御を行う。

[0052] 図2には、本実施の形態に係る撮影システム104の放射線撮影室180における各装置の配置状態の一例が示されている。

[0053] 図2に示すように、放射線撮影室180には、立位での放射線撮影を行う際に用いられる立位台160と、臥位での放射線撮影を行う際に用いられる臥位台164とが設置されており、立位台160の前方空間は立位での放射線撮影を行う際の被検者の撮影位置170とされ、臥位台164の上方空間は臥位での放射線撮影を行う際の被検者の撮影位置172とされている。

[0054] 立位台160には電子カセット40を保持する保持部162が設けられており、立位での放射線画像の撮影を行う際には、電子カセット40が保持部162に保持される。同様に、臥位台164には電子カセット40を保持する保持部166が設けられており、臥位での放射線画像の撮影を行う際には、電子カセット40が保持部166に保持される。

[0055] また、放射線撮影室180には、単一の放射線源121からの放射線によって立位での放射線撮影も臥位での放射線撮影も可能とするために、放射線源121を、水平な軸回り（図2の矢印a方向）に回動可能で、鉛直方向（図2の矢印b方向）に移動可能で、さらに水平方向（図2の矢印c方向）に移動可能に支持する支持移動機構124が設けられている。ここで、支持移動機構124は、放射線源121を水平な軸回りに回動させる駆動源と、放射線源121を鉛直方向に移動させる駆動源と、放射線源121を水平方向

に移動させる駆動源を各々備えている（何れも図示省略。）。

[0056] 一方、クレードル１３０には、電子カセット４０を収納可能な収容部１３０Ａが形成されている。

[0057] 電子カセット４０は、未使用時にはクレードル１３０の収容部１３０Ａに収納された状態で内蔵されているバッテリーに充電が行われ、放射線画像の撮影時には放射線技師等によってクレードル１３０から取り出され、撮影姿勢が立位であれば立位台１６０の保持部１６２に保持され、撮影姿勢が臥位であれば臥位台１６４の保持部１６６に保持される。

[0058] ここで、本実施の形態に係る撮影システム１０４では、放射線発生装置１２０とコンソール１１０との間、および電子カセット４０とコンソール１１０との間で、無線通信によって各種情報の送受信を行う。

[0059] なお、電子カセット４０は、立位台１６０の保持部１６２や臥位台１６４の保持部１６６で保持された状態のみで使用されるものではなく、その可搬性から、腕部、脚部等を撮影する際には、保持部に保持されていない状態で使用することもできる。

[0060] 次に、本実施の形態に係る放射線検出器２０の構成について説明する。図３は、本実施の形態に係る放射線検出器２０の３画素部分の構成を概略的に示す断面模式図である。

[0061] 図３に示すように、本実施の形態に係る放射線検出器２０は、絶縁性の基板１上に、信号出力部１４、センサ部１３、およびシンチレータ８が順次積層しており、信号出力部１４、センサ部１３により画素部が構成されている。画素部は、基板１上に複数配列されており、各画素部における信号出力部１４とセンサ部１３とが重なりを有するように構成されている。

[0062] シンチレータ８は、センサ部１３上に透明絶縁膜７を介して形成されており、上方（基板１の反対側）または下方から入射してくる放射線を光に変換して発光する蛍光体を成膜したものである。このようなシンチレータ８を設けることで、被写体を透過した放射線を吸収して発光することになる。

[0063] シンチレータ８が発する光の波長域は、可視光域（波長３６０ｎｍ～８３

0 nm)であることが好ましく、この放射線検出器20によってモノクロ撮像を可能とするためには、緑色の波長域を含んでいることがより好ましい。

[0064] シンチレータ8に用いる蛍光体としては、具体的には、放射線としてX線を用いて撮像する場合、ヨウ化セシウム(CsI)を含むものが好ましく、X線照射時の発光スペクトルが420 nm~700 nmにあるCsI(Tl)(タリウムが添加されたヨウ化セシウム)を用いることが特に好ましい。なお、CsI(Tl)の可視光域における発光ピーク波長は565 nmである。

[0065] シンチレータ8は、例えば、CsI(Tl)等の柱状結晶で形成しようとする場合、蒸着基板への蒸着によって形成されてもよい。このように蒸着によってシンチレータ8を形成する場合、蒸着基板は、X線の透過率、コストの面からAlの板がよく使用されるがこれに限定されるものではない。なお、シンチレータ8としてGOSを用いる場合、蒸着基板を用いずに、後述するTFE基板30の表面にGOSを塗布することにより、シンチレータ8を形成してもよい。

[0066] センサ部13は、上部電極6、下部電極2、および当該上下の電極間に配置された光電変換膜4を有し、光電変換膜4は、シンチレータ8が発する光を吸収して電荷が発生する有機光電変換材料により構成されている。

[0067] 上部電極6は、シンチレータ8により生じた光を光電変換膜4に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ8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く、具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物(TCO; Transparent Conducting Oxide)を用いることが好ましい。なお、上部電極6としてAuなどの金属薄膜を用いることもできるが、透過率を90%以上得ようとする抵抗値が増大し易いため、TCOの方が好ましい。例えば、ITO、IZO、AZO、FTO、SnO₂、TiO₂、ZnO₂等を好ましく用いることができ、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からはITOが最も好ましい。なお、上部電極6は、全画素部で共通の一枚構成としてもよく、画素部毎に分割してもよ

い。

[0068] 光電変換膜 4 は、有機光電変換材料を含み、シンチレータ 8 から発せられた光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する。このように有機光電変換材料を含む光電変換膜 4 であれば、可視域にシャープな吸収スペクトルを持ち、シンチレータ 8 による発光以外の電磁波が光電変換膜 4 に吸収されることがほとんどなく、X 線等の放射線が光電変換膜 4 で吸収されることによって発生するノイズを効果的に抑制することができる。

[0069] 光電変換膜 4 を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ 8 で発光した光を最も効率よく吸収するために、その吸収ピーク波長が、シンチレータ 8 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 8 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 8 から発せられた光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光電変換材料の吸収ピーク波長と、シンチレータ 8 の放射線に対する発光ピーク波長との差が、10 nm 以内であることが好ましく、5 nm 以内であることがより好ましい。

[0070] 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およ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 560 nm 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 8 の材料として CsI (Tl) を用いれば、上記ピーク波長の差を 5 nm 以内にする事が可能となり、光電変換膜 4 で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。

[0071] 次に、本実施の形態に係る放射線検出器 20 に適用可能な光電変換膜 4 について具体的に説明する。

[0072] 本実施の形態に係る放射線検出器 20 における電磁波吸収／光電変換部位は、1 対の電極 2, 6 と、当該電極 2, 6 間に挟まれた有機光電変換膜 4 を含む有機層により構成することができる。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、および層間接触改良部位等の積み重ね、もしくは混合により形成することができる。

[0073] 上記有機層は、有機 p 型化合物または有機 n 型化合物を含有することが好ましい。

[0074] 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がある有機化合物をいう。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をいう。したがって、ドナー性有機化合物としては、電子供与性のあ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。

[0075] 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がある有機化合物をいう。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をいう。したがって、アクセプター性有機化合物は、電子受容性のあ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。

[0076] この有機 p 型半導体および有機 n 型半導体として適用可能な材料、および光電変換膜 4 の構成については、特開 2009-32854 号公報において詳細に説明されているため、説明を省略する。なお、光電変換膜 4 は、さらにフラーレン若しくはカーボンナノチューブを含有させて形成してもよい。

[0077] 光電変換膜 4 の厚みは、シンチレータ 8 からの光を吸収する点では膜厚は大きいほど好ましいが、ある程度以上厚くなると光電変換膜 4 の両端から印加されるバイアス電圧により光電変換膜 4 に発生する電界の強度が低下して電荷が収集できなくなるため、30 nm 以上 300 nm 以下が好ましく、より好ましくは、50 nm 以上 250 nm 以下、特に好ましくは 80 nm 以上 200 nm 以下である。

[0078] なお、図 3 に示す放射線検出器 20 では、光電変換膜 4 は、全画素部で共

通の一枚構成であるが、画素部毎に分割してもよい。

[0079] 下部電極 2 は、画素部毎に分割された薄膜とする。下部電極 2 は、透明または不透明の導電性材料で構成することができ、アルミニウム、銀等を好適に用いることができる。

[0080] 下部電極 2 の厚みは、例えば、30 nm 以上 300 nm 以下とすることができる。

[0081] センサ部 13 では、上部電極 6 と下部電極 2 の間に所定のバイアス電圧を印加することで、光電変換膜 4 で発生した電荷（正孔、電子）のうちの一方を上部電極 6 に移動させ、他方を下部電極 2 に移動させることができる。本実施の形態の放射線検出器 20 では、上部電極 6 に配線が接続され、この配線を介してバイアス電圧が上部電極 6 に印加されるものとする。また、バイアス電圧は、光電変換膜 4 で発生した電子が上部電極 6 に移動し、正孔が下部電極 2 に移動するように極性が決められているものとするが、この極性は逆であってもよい。

[0082] 各画素部を構成するセンサ部 13 は、少なくとも下部電極 2、光電変換膜 4、および上部電極 6 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 3 および正孔ブロッキング膜 5 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。

[0083] 電子ブロッキング膜 3 は、下部電極 2 と光電変換膜 4 との間に設けることができ、下部電極 2 と上部電極 6 間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極 2 から光電変換膜 4 に電子が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

[0084] 電子ブロッキング膜 3 には、電子供与性有機材料を用いることができる。

[0085] 実際に電子ブロッキング膜 3 に用いる材料は、隣接する電極の材料および隣接する光電変換膜 4 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、かつ、隣接する光電変換膜 4 の材料のイオン化ポテンシャル (I_p) と同等の I_p もしくはそれより小さい I_p を持つものが好ましい。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。

[0086] 電子ブロッキング膜 3 の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部 13 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、さらに好ましくは 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。

[0087] 正孔ブロッキング膜 5 は、光電変換膜 4 と上部電極 6 との間に設けることができ、下部電極 2 と上部電極 6 間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極 6 から光電変換膜 4 に正孔が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

[0088] 正孔ブロッキング膜 5 には、電子受容性有機材料を用いることができる。

[0089] 正孔ブロッキング膜 5 の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部 13 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、さらに好ましくは 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。

[0090] 実際に正孔ブロッキング膜 5 に用いる材料は、隣接する電極の材料および隣接する光電変換膜 4 の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数 (W_f) より 1.3 eV 以上イオン化ポテンシャル (I_p) が大きく、かつ、隣接する光電変換膜 4 の材料の電子親和力 (E_a) と同等の E_a もしくはそれより大きい E_a を持つものが好ましい。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。

[0091] なお、光電変換膜 4 で発生した電荷のうち、正孔が上部電極 6 に移動し、電子が下部電極 2 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 3 と正孔ブロッキング膜 5 の位置を逆にすればよい。また、電子ブロッキング膜 3 と正孔ブロッキング膜 5 は両方設けなくてもよく、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。

[0092] 各画素部の下部電極 2 下方の基板 1 の表面には信号出力部 14 が形成され

ている。図４には、信号出力部１４の構成が概略的に示されている。

[0093] 図４に示すように、本実施の形態に係る信号出力部１４は、下部電極２に対応して、下部電極２に移動した電荷を蓄積するコンデンサ９と、コンデンサ９に蓄積された電荷を電気信号に変換して出力する電界効果型薄膜トランジスタ（Thin Film Transistor、以下、単に薄膜トランジスタという場合がある。）１０が形成されている。コンデンサ９および薄膜トランジスタ１０の形成された領域は、平面視において下部電極２と重なる部分を有しており、このような構成とすることで、各画素部における信号出力部１４とセンサ部１３とが厚さ方向で重なりを有することとなる。なお、放射線検出器２０（画素部）の平面積を最小にするために、コンデンサ９および薄膜トランジスタ１０の形成された領域が下部電極２によって完全に覆われていることが望ましい。

[0094] コンデンサ９は、基板１と下部電極２との間に設けられた絶縁膜１１を貫通して形成された導電性材料の配線を介して対応する下部電極２と電氣的に接続されている。これにより、下部電極２で捕集された電荷をコンデンサ９に移動させることができる。

[0095] 薄膜トランジスタ１０は、ゲート電極１５、ゲート絶縁膜１６、および活性層（チャネル層）１７が積層され、さらに、活性層１７上にソース電極１８とドレイン電極１９が所定の間隔を開けて形成されている。活性層１７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などにより形成することができる。なお、活性層１７を構成する材料は、これらに限定されるものではない。

[0096] 活性層１７を構成可能な非晶質酸化物としては、 In 、 Ga および Zn のうちの少なくとも１つを含む酸化物（例えば $\text{In}-\text{O}$ 系）が好ましく、 In 、 Ga および Zn のうちの少なくとも２つを含む酸化物（例えば $\text{In}-\text{Zn}-\text{O}$ 系、 $\text{In}-\text{Ga}-\text{O}$ 系、 $\text{Ga}-\text{Zn}-\text{O}$ 系）がより好ましく、 In 、 Ga および Zn を含む酸化物が特に好ましい。 $\text{In}-\text{Ga}-\text{Zn}-\text{O}$ 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17を構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。

[0097] 活性層17を構成可能な有機半導体材料としては、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を挙げることができ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号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0098] 薄膜トランジスタ10の活性層17を非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブで形成したものとすれば、X線等の放射線を吸収せず、あるいは吸収したとしても極めて微量に留まるため、信号出力部14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。

[0099] また、活性層17をカーボンナノチューブで形成した場合、薄膜トランジスタ10のスイッチング速度を高速化することができ、また、可視光域での光の吸収度合の低い薄膜トランジスタ10を形成できる。なお、カーボンナノチューブで活性層17を形成する場合、活性層17に極微量の金属性不純物を混入するだけで、薄膜トランジスタ10の性能は著しく低下するため、遠心分離などにより極めて高純度のカーボンナノチューブを分離・抽出して形成する必要がある。

[0100] ここで、薄膜トランジスタ10の活性層17を構成する非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブや、光電変換膜4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、基板1としては、半導体基板、石英基板、およびガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、プラスチック等の可撓性基板や、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリ(クロロトリフルオロエ

チレン)等の可撓性基板を用いることができる。このようなプラスチック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。

[0101] また、基板 1 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。

[0102] 一方、アラミドは、200度以上の高温プロセスを適用できるように透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバICの自動実装にも対応できる。また、アラミドは、ITO (Indium Tin Oxide) やガラス基板と熱膨張係数が近いいため、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて薄く基板を形成できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドを積層して基板を形成してもよい。

[0103] 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)と透明樹脂との複合したものである。セルロースマイクロフィブリル束は、幅50nmと可視光波長に対して1/10のサイズで、かつ高強度、高弾性、低熱膨張である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を60~70%も含有しながら、波長500nmで約90%の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数(3~7ppm)を有し、鋼鉄並の強度(460MPa)、高弾性(30GPa)で、かつフレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて薄く基板1を形成できる。

[0104] 本実施の形態では、基板 1 上に、信号出力部 14、センサ部 13、透明絶縁膜 7 を順に形成することにより TFT 基板 30 を形成し、当該 TFT 基板 30 上に光吸収性の低い接着樹脂等を用いてシンチレータ 8 を貼り付けることにより放射線検出器 20 を形成している。

- [0105] 図5に示すように、TFT基板30には、上述したセンサ部13、コンデンサ9、および薄膜トランジスタ10を含んで構成される画素部32が一定方向（図5の行方向）、および当該一定方向に対する交差方向（図5の列方向）に2次元状に複数設けられている。
- [0106] また、放射線検出器20には、上記一定方向（行方向）に延設され、各薄膜トランジスタ10をオン・オフさせるための複数本のゲート配線34と、上記交差方向（列方向）に延設され、オン状態の薄膜トランジスタ10を介して電荷を読み出すための複数本のデータ配線36と、が設けられている。
- [0107] 放射線検出器20は、平板状で、かつ平面視において外縁に4辺を有する四辺形状、より具体的には、矩形状に形成されている。
- [0108] 次に、本実施の形態に係る電子カセット40の構成について説明する。図6には、本実施の形態に係る電子カセット40の構成を示す斜視図が示されている。
- [0109] 図6に示すように、本実施の形態に係る電子カセット40は、放射線を透過させる材料からなる平板状の筐体41を備えており、防水性、密閉性を有する構造とされている。筐体41の内部には、種々の部品を収容する空間（外部空間）Aが形成されており、当該空間内には、放射線Xが照射される筐体41の照射面側から、被写体を透過した放射線Xを検出する放射線検出器20、および放射線Xのバック散乱線を吸収する鉛板43が順に配設されている。
- [0110] ここで、本実施の形態に係る電子カセット40では、筐体41の平板状の一方の面の放射線検出器20の配設位置に対応する領域が放射線を検出可能な四辺形状の撮影領域41Aとされている。この筐体41の撮影領域41Aを有する面が電子カセット40における天板41Bとされており、本実施の形態に係る電子カセット40では、図8に示すように、放射線検出器20が、TFT基板30が天板41B側となるように配置され、当該天板41Bの筐体41における内側の面（天板41Bの放射線が入射される面の反対側の面）に貼り付けられている。

- [0111] ところで、本実施の形態に係る撮影システム１０４は、シンチレータ８の温度に応じて電子カセット４０による撮影を許容する撮影部位および撮影状態を特定する撮影許容状況特定機能を有している。
- [0112] このため、本実施の形態に係る電子カセット４０では、図７に示すように、放射線検出器２０のシンチレータ８の下面側の中央部に、当該シンチレータ８の温度を検出するための温度センサ４６が設けられている。なお、温度センサ４６は検出部に対応する。
- [0113] 一方、図６および図８に示すように、筐体４１の内部の一端側には、放射線検出器２０と重ならない位置（撮影領域４１Ａの範囲外）に、後述するカセット制御部５８や電源部７０（共に図１２参照。）を収容するケース４２が配置されている。
- [0114] 筐体４１は、電子カセット４０全体の軽量化を図るために、例えば、カーボンファイバ（炭素繊維）、アルミニウム、マグネシウム、バイオナノファイバ（セルロースマイクロフィブリル）、または複合材料等で構成されている。
- [0115] 複合材料としては、例えば、強化繊維樹脂を含む材料が用いられ、強化繊維樹脂には、カーボンやセルロース等が含まれる。具体的には、複合材料としては、炭素繊維強化プラスチック（ＣＦＲＰ）や、発泡材をＣＦＲＰでサンドイッチした構造のもの、または発泡材の表面にＣＦＲＰをコーティングしたもの等が用いられる。なお、本実施の形態では、発泡材をＣＦＲＰでサンドイッチした構造のものが用いられている。これにより、筐体４１をカーボン単体で構成した場合と比較して、筐体４１の強度（剛性）を高めることができる。
- [0116] 一方、図８に示すように、筐体４１の内部には、天板４１Ｂと対向する背面部４１Ｃの内面に支持体４４が配置され、支持体４４および天板４１Ｂの間には、放射線検出器２０および鉛板４３が放射線Ｘの照射方向にこの順で並んで配置されている。
- [0117] 支持体４４は、軽量化の観点、寸法偏差を吸収する観点から、例えば、発

泡材で構成されており、鉛板 4 3 を支持する。

[0118] 図 8 ～ 図 1 0 に示すように、天板 4 1 B の内面には、放射線検出器 2 0 の T F T 基板 3 0 を剥離可能に接着する接着部材 8 0 が設けられている。接着部材 8 0 としては、例えば、両面テープが用いられる。この場合、両面テープは、一方の接着面の接着力が他方の接着面の接着力よりも強くなるように形成されている。

[0119] 具体的には、接着力の弱い面（弱接着面）は、 180° ピール接着力で 1.0 N/cm 以下に設定されている。そして、接着力の強い面（強接着面）が天板 4 1 B に接し、弱接着面が T F T 基板 3 0 に接する。これにより、ねじ等の固定部材等によって放射線検出器 2 0 を天板 4 1 B に固定する場合と比べて電子カセット 4 0 の厚みを薄くすることができる。また、衝撃や荷重で天板 4 1 B が変形しても、放射線検出器 2 0 は剛性の高い天板 4 1 B の変形に追従するため、大きな曲率（緩やかな曲がり）しか発生せず、局所的な低曲率で放射線検出器 2 0 が破損する可能性が低くなる。さらに、放射線検出器 2 0 が天板 4 1 B の剛性の向上に寄与する。また、前記両面テープは、T F T 基板 3 0 および天板 4 1 B と接する面以外の面にも接着力を有する。

[0120] また、図 9 に示すように、接着部材 8 0 は、帯状に形成された状態で筐体 4 1 の側壁に沿って配置されている。これにより、T F T 基板 3 0 を天板 4 1 B に接着した状態で、T F T 基板 3 0 および天板 4 1 B の間に内部空間 B が形成される（図 8 も参照。）。

[0121] 図 1 0 に示すように、接着部材 8 0 には、天板 4 1 B の角部に対応する部位に内部空間 B と外部空間 A を連通する連通路 8 2 が形成されている。連通路 8 2 は、曲がっており、詳細には、4 つの角部 8 4 を有している。つまり、連通路 8 2 は、折り曲げられるようにして形成されたラビリンス構造を有している。なお、連通路 8 2 の折り曲げられた部位（角部 8 4）の折り曲げ角度は、任意に設定することができ、弓なりに曲がっていてもよい。また、連通路 8 2 の通路幅 d は、空気が流通できる程度の範囲内において、できる限り狭く設定されている。ただし、連通路 8 2 の通路幅 d は、任意に設定し

てよい。

[0122] このように、本実施の形態に係る電子カセット４０では、放射線検出器２０を筐体４１の天板４１Ｂの内部に貼り付けているため、筐体４１が、天板４１Ｂ側と背面部４１Ｃ側とで２つに分離可能とされており、放射線検出器２０を天板４１Ｂに貼り付けたり、放射線検出器２０を天板４１Ｂから剥離したりする際には、筐体４１を天板４１Ｂ側と背面部４１Ｃ側とで２つに分離した状態とされる。

[0123] なお、本実施の形態では、放射線検出器２０の天板４１Ｂへの接着をクリーンルーム等で行わなくてもよい。なぜなら、放射線検出器２０および天板４１Ｂの間に放射線を吸収する金属片等の異物が混入した場合に、放射線検出器２０を天板４１Ｂから剥離して当該異物を除去できるからである。

[0124] ところで、放射線検出器２０を直接把持するようにして天板４１Ｂから放射線検出器２０を剥離する場合、筐体４１の側壁が邪魔になる。そのため、図１１に示すように、放射線検出器２０のＴＦＴ基板３０に耳８６を設けてもよい。これにより、作業者は、耳８６を把持した状態で放射線検出器２０を天板４１Ｂから容易に剥離することができる。なお、耳８６は、ＴＦＴ基板３０に固定されていてもよいし、ＴＦＴ基板３０に着脱可能であってもよい。後者の場合、放射線画像の撮影時に耳８６が邪魔になる懸念を排除することができる。

[0125] 次に、図１２を参照して、本実施の形態に係る撮影システム１０４の電気系の要部構成について説明する。

[0126] 図１２に示すように、電子カセット４０に内蔵された放射線検出器２０は、隣り合う２辺の一边側にゲート線ドライバ５２が配置され、他辺側に信号処理部５４が配置されている。ＴＦＴ基板３０の個々のゲート配線３４はゲート線ドライバ５２に接続され、ＴＦＴ基板３０の個々のデータ配線３６は信号処理部５４に接続されている。

[0127] また、筐体４１の内部には、画像メモリ５６と、カセット制御部５８と、無線通信部６０と、を備えている。

- [0128] TFT基板30の各薄膜トランジスタ10は、ゲート線ドライバ52からゲート配線34を介して供給される信号により行単位で順にオンされ、オン状態とされた薄膜トランジスタ10によって読み出された電荷は、電気信号としてデータ配線36を伝送されて信号処理部54に入力される。これにより、電荷は行単位で順に読み出され、二次元状の放射線画像が取得可能となる。
- [0129] 図示は省略するが、信号処理部54は、個々のデータ配線36毎に、入力される電気信号を増幅する増幅回路およびサンプルホールド回路を備えており、個々のデータ配線36を伝送された電気信号は増幅回路で増幅された後にサンプルホールド回路に保持される。また、サンプルホールド回路の出力側にはマルチプレクサ、A/D（アナログ／デジタル）変換器が順に接続されており、個々のサンプルホールド回路に保持された電気信号はマルチプレクサに順に（シリアルに）入力され、A/D変換器によってデジタルの画像データへ変換される。
- [0130] 信号処理部54には画像メモリ56が接続されており、信号処理部54のA/D変換器から出力された画像データは画像メモリ56に順に記憶される。画像メモリ56は所定枚分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ56に順次記憶される。
- [0131] 画像メモリ56はカセット制御部58と接続されている。カセット制御部58はマイクロコンピュータを含んで構成され、CPU（中央処理装置）58A、ROM（Read Only Memory）およびRAM（Random Access Memory）を含むメモリ58B、フラッシュメモリ等からなる不揮発性の記憶部58Cを備えており、電子カセット40全体の動作を制御する。
- [0132] また、カセット制御部58には、温度センサ46が接続されており、カセット制御部58は、温度センサ46の配設部位（本実施の形態では、放射線検出器20におけるシンチレータ8の下面側の中央部）における温度を把握することができる。

[0133] さらに、カセット制御部 58 には無線通信部 60 が接続されている。無線通信部 60 は、IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 802.11a/b/g 等に代表される無線 LAN (Local Area Network) 規格に対応しており、無線通信による外部機器との間での各種情報の伝送を制御する。カセット制御部 58 は、無線通信部 60 を介して、放射線画像の撮影に関する制御を行うコンソール 110 などの外部装置と無線通信が可能とされており、コンソール 110 等との間で各種情報の送受信が可能とされている。

[0134] また、電子カセット 40 には電源部 70 が設けられており、上述した各種回路や各素子（ゲート線ドライバ 52、信号処理部 54、画像メモリ 56、無線通信部 60、カセット制御部 58 として機能するマイクロコンピュータ等）は、電源部 70 から供給された電力によって作動する。電源部 70 は、電子カセット 40 の可搬性を損なわないように、バッテリー（充電可能な二次電池）を内蔵しており、充電されたバッテリーから各種回路・素子へ電力を供給する。なお、図 12 では、電源部 70 と各種回路や各素子を接続する配線を省略している。

[0135] 一方、コンソール 110 は、サーバ・コンピュータとして構成されており、操作メニューや撮影された放射線画像等を表示するディスプレイ 111 と、複数のキーを含んで構成され、各種の情報や操作指示が入力される操作パネル 112 と、を備えている。

[0136] また、本実施の形態に係るコンソール 110 は、装置全体の動作を司る CPU 113 と、制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶された ROM 114 と、各種データを一時的に記憶する RAM 115 と、各種データを記憶して保持する HDD（ハードディスク・ドライブ）116 と、ディスプレイ 111 への各種情報の表示を制御するディスプレイドライバ 117 と、操作パネル 112 に対する操作状態を検出する操作入力検出部 118 と、を備えている。また、コンソール 110 は、無線通信により、放射線発生装置 120 との間で後述する曝射条件等の各種情報の送受信を行うと共に、電

子カセット４０との間で画像データ等の各種情報の送受信を行う無線通信部１１９を備えている。なお、ＣＰＵ１１３は特定部、警告部、提示部に対応し、ＨＤＤ１１６は記憶部に対応する。

[0137] ＣＰＵ１１３、ＲＯＭ１１４、ＲＡＭ１１５、ＨＤＤ１１６、ディスプレイドライバ１１７、操作入力検出部１１８、および無線通信部１１９は、システムバスＢＵＳを介して相互に接続されている。従って、ＣＰＵ１１３は、ＲＯＭ１１４、ＲＡＭ１１５、ＨＤＤ１１６へのアクセスを行うことができると共に、ディスプレイドライバ１１７を介したディスプレイ１１１への各種情報の表示の制御、および無線通信部１１９を介した放射線発生装置１２０および電子カセット４０との各種情報の送受信の制御を各々行うことができる。また、ＣＰＵ１１３は、操作入力検出部１１８を介して操作パネル１１２に対するユーザの操作状態を把握することができる。

[0138] 一方、放射線発生装置１２０は、放射線源１２１と、コンソール１１０との間で曝射条件等の各種情報を送受信する無線通信部１２３と、受信した曝射条件に基づいて放射線源１２１を制御する線源制御部１２２と、を備えている。

[0139] 線源制御部１２２もマイクロコンピュータを含んで構成されており、受信した曝射条件等を記憶する。このコンソール１１０から受信する曝射条件には管電圧、管電流、曝射期間等の情報が含まれている。線源制御部１２２は、受信した曝射条件に基づいて放射線源１２１から放射線Ｘを照射させる。

[0140] ところで、前述したように、本実施の形態に係る撮影システム１０４は、シンチレータ８の温度に応じて電子カセット４０による撮影を許容する撮影部位および撮影状態を特定する撮影許容状況特定機能を有している。このため、本実施の形態に係るコンソール１１０では、ＨＤＤ１１６に、一例として図１３に示す撮影情報が予め記憶されている。

[0141] 図１３に示すように、本実施の形態に係る撮影情報は、シンチレータ８の予め定められた温度の範囲内に、電子カセット４０による撮影を許容する撮影部位および撮影状態が予め記憶されて構成されている。なお、図１３に示

すように、本実施の形態に係る撮影システム 104 では、上記撮影を許容する撮影部位として「腕部」および「脚部」の 2 種類が適用されており、上記撮影を許容する撮影状態として立位台 160 を用いて撮影を行う「立位撮影」、および臥位台 164 を用いて撮影を行う「臥位撮影」の 2 種類が適用されているが、これに限るものでないことは言うまでもない。

[0142] 図 13 に示す例では、例えば、シンチレータ 8 の温度が 0 度以上 25 度未満の場合に撮影が許容される撮影部位および撮影状態は、「立位撮影」、「腕部」、「脚部」、および「臥位撮影」であり、これらの全てについて撮影が許容されていることを示している。また、例えば、シンチレータ 8 の温度が 35 度以上の場合に撮影が許容される撮影部位および撮影状態は、「立位撮影」のみであることを示している。

[0143] すなわち、立位撮影を行う際には、電子カセット 40 の天板 41B に対する被検者による加圧は殆ど生じないため、立位撮影は全ての温度範囲において許容されている。これに対し、臥位撮影を行う際には、電子カセット 40 の天板 41B に対して被検者が覆い被さる状態となるため、当該天板 41B に対する加圧が相対的に大きく、シンチレータ 8 の温度が比較的低い場合（本実施の形態では、0 度以上 25 度未満の場合）のみ撮影が許容されている。

[0144] 次に、本実施の形態に係る撮影システム 104 の作用を説明する。

[0145] まず、図 14 を参照して、放射線画像の撮影を行う際のコンソール 110 の作用を説明する。なお、図 14 は、この際にコンソール 110 の CPU 113 によって実行される放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムは ROM 114 の所定領域に予め記憶されている。

[0146] 図 14 のステップ 300 では、予め定められた初期情報入力画面をディスプレイ 111 により表示させるようにディスプレイドライバ 117 を制御し、次のステップ 302 にて所定情報の入力待ちを行う。

[0147] 図 15 には、上記ステップ 300 の処理によってディスプレイ 111 によ

り表示される初期情報入力画面の一例が示されている。図 15 に示すように、本実施の形態に係る初期情報入力画面では、これから放射線画像の撮影を行う被検者の氏名、撮影部位、撮影時の姿勢（本実施の形態では、臥位、立位の何れか）、および撮影時の放射線 X の曝射条件（本実施の形態では、放射線 X を曝射する際の管電圧、管電流、および曝射期間）の入力を促すメッセージと、これらの情報の入力領域が表示される。

[0148] 図 15 に示す初期情報入力画面がディスプレイ 111 に表示されると、撮影者は、撮影対象とする被検者の氏名、撮影部位、撮影時の姿勢、および曝射条件を、各々対応する入力領域に操作パネル 112 を介して入力する。

[0149] そして、撮影時の姿勢が立位または臥位である場合に、撮影者は、対応する立位台 160 の保持部 162 または臥位台 164 の保持部 166 に電子カセット 40 を保持させると共に放射線源 121 を対応する位置に位置決めした後、被検者を所定の撮影位置に位置させる。これに対し、撮影部位が腕部、脚部等の電子カセット 40 を保持部に保持させない状態で放射線画像の撮影を行う場合に、撮影者は、当該撮影部位を撮影可能な状態に被検者、電子カセット 40、および放射線源 121 を位置決めする。その後、撮影者は、初期情報入力画面の下端近傍に表示されている終了ボタンを、操作パネル 112 を介して指定する。撮影者によって終了ボタンが指定されると、上記ステップ 302 が肯定判定となってステップ 304 に移行する。

[0150] ステップ 304 では、温度センサ 46 により計測された温度を示す情報（以下、「温度情報」という。）の送信を指示する指示情報を電子カセット 40 へ無線通信部 119 を介して送信した後、次のステップ 306 にて、当該温度情報の受信待ちを行う。上記温度情報の送信を指示する指示情報を受信すると、電子カセット 40 は、当該温度情報を、無線通信部 60 を介してコンソール 110 に送信する。これに応じて、上記ステップ 306 が肯定判定となってステップ 308 に移行する。

[0151] ステップ 308 では、HDD 116 から前述した撮影情報（図 13 も参照。）を読み出し、次のステップ 310 にて、読み出した撮影情報における、

電子カセット４０から受信した温度情報により示される温度が属する温度範囲に対して放射線画像の撮影が許容されている撮影部位および撮影状態を特定する。

[0152] 次のステップ３１２では、上記ステップ３１０の処理によって特定した撮影部位および撮影状態が、上記初期情報入力画面上で入力された情報（以下、「初期情報」という。）に一致するか否かを判定し、肯定判定となった場合は後述するステップ３２２に移行する一方、否定判定となった場合にはステップ３１４に移行する。

[0153] ステップ３１４では、予め定められた警告画面をディスプレイ１１１により表示させるようにディスプレイドライバ１１７を制御し、次のステップ３１６にて所定情報の入力待ちを行う。

[0154] 図１６には、上記ステップ３１４の処理によってディスプレイ１１１により表示される警告画面の一例が示されている。図１６に示すように、本実施の形態に係る警告画面では、指定した撮影ではシンチレータ８の劣化が進みやすいことを示す情報、代替の撮影状況（図１６に示す例では、「立位撮影」。）を示す情報、および当該代替の撮影状況に変更するか否かの選択入力を促す情報が表示される。なお、本実施の形態では、上記代替の撮影状況として、上記ステップ３１０の処理によって特定した撮影部位および撮影状態の何れか１つの撮影状況を適用する。

[0155] 図１６に示す警告画面がディスプレイ１１１に表示されると、撮影者は、表示されている代替の撮影状況に変更する場合は、当該代替の撮影状況となるように被検者、電子カセット４０、放射線源１２１の各位置関係を変更した後に、当該警告画面に表示されている「変更する」ボタンを、操作パネル１１２を介して指定する。これに対し、撮影者は、表示されている代替の撮影状況に変更しない場合は、そのままの状態当該警告画面に表示されている「変更しない」ボタンを、操作パネル１１２を介して指定する。撮影者によって何れかのボタンが指定されると、上記ステップ３１６が肯定判定となってステップ３１８に移行する。

- [0156] ステップ318では、上記警告画面で「変更する」ボタンが指定されたか否かを判定することにより、撮影者によって撮影状況の変更が指示されたか否かを判定し、否定判定となった場合はステップ322に移行する一方、肯定判定となった場合にはステップ320に移行して、初期情報に含まれる曝射条件を、上記警告画面で表示した代替の撮影状況に応じた曝射条件となるように変更した後、ステップ322に移行する。
- [0157] ステップ322では、初期情報に含まれる曝射条件を放射線発生装置120へ無線通信部119を介して送信することにより当該曝射条件を設定する。これに応じて放射線発生装置120の線源制御部122は、受信した曝射条件での曝射準備を行う。
- [0158] 次のステップ324では、曝射開始を指示する指示情報を放射線発生装置120および電子カセット40へ無線通信部119を介して送信する。
- [0159] これに応じて、放射線源121は、放射線発生装置120がコンソール110から受信した曝射条件に応じた管電圧、管電流、および曝射期間で放射線Xを発生して射出する。放射線源121から曝射された放射線Xは、被検者を透過した後に電子カセット40に到達する。
- [0160] 一方、電子カセット40のカセット制御部58は、上記曝射開始を指示する指示情報を受信すると、内蔵された放射線検出器20の各画素部32のコンデンサ9への電荷の蓄積を開始し、上記曝射条件で指定された曝射期間の経過後にゲート線ドライバ52を制御してゲート線ドライバ52から1ラインずつ順に各ゲート配線34にオン信号を出力させ、各ゲート配線34に接続された各薄膜トランジスタ10を1ラインずつ順にオンさせる。
- [0161] 放射線検出器20は、各ゲート配線34に接続された各薄膜トランジスタ10を1ラインずつ順にオンされると、1ラインずつ順に各コンデンサ9に蓄積された電荷が電気信号として各データ配線36に流れ出す。各データ配線36に流れ出した電気信号は信号処理部54でデジタルの画像データに変換されて、画像メモリ56に記憶される。
- [0162] カセット制御部58は、撮影終了後、画像メモリ56に記憶された画像デ

ータを無線通信によりコンソール１１０へ送信する。

[0163] そこで、次のステップ３２６では、上記画像データが電子カセット４０から受信されるまで待機し、次のステップ３２８にて、受信した画像データに対してシェーディング補正等の各種の補正を行う画像処理を実行する。

[0164] 次のステップ３３０では、上記画像処理が行われた画像データ（以下、「補正画像データ」と称する。）をＨＤＤ１１６に記憶し、次のステップ３３２にて、補正画像データにより示される放射線画像を、確認等を行うためにディスプレイ１１１によって表示させるようにディスプレイドライバ１１７を制御し、次のステップ３３４にて、補正画像データをＲＩＳサーバ１５０へ病院内ネットワーク１０２を介して送信した後、本放射線画像撮影処理プログラムを終了する。なお、ＲＩＳサーバ１５０へ送信された補正画像データはデータベース１５０Ａに格納され、医師が撮影された放射線画像の読影や診断等を行うことが可能となる。

[0165] 次に、図１７を参照して、上記放射線画像撮影処理プログラムのステップ３０４の処理によって送信された温度情報の送信を指示する指示情報を受信した際の電子カセット４０の作用を説明する。なお、図１７は、この際に電子カセット４０のＣＰＵ５８Ａにより実行される温度情報送信処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムはメモリ５８Ｂの所定領域に予め記憶されている。

[0166] 図１７のステップ４００では、この時点のシンチレータ８の温度を示す温度情報を、温度センサ４６から入力されている信号に基づいて導出し、次のステップ４０２にて、導出した温度情報を、無線通信部６０を介してコンソール１１０に送信し、その後に本温度情報送信処理プログラムを終了する。

[0167] ところで、本実施の形態に係る電子カセット４０は、図８に示すように、放射線検出器２０がＴＦＴ基板３０側から放射線Ｘが照射されるように内蔵されている。

[0168] ここで、放射線検出器２０は、図２０に示すように、シンチレータ８が形成された側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の裏面側に設けら

れたTFT基板30により放射線画像を読み取る、いわゆる裏面読取方式とされた場合、シンチレータ8の上面側（TFT基板30の反対側）でより強く発光し、TFT基板30側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の表面側に設けられたTFT基板30により放射線画像を読み取る、いわゆる表面読取方式とされた場合、TFT基板30を透過した放射線がシンチレータ8に入射してシンチレータ8のTFT基板30側がより強く発光する。TFT基板30に設けられた各センサ部13には、シンチレータ8で発生した光により電荷が発生する。このため、放射線検出器20は、表面読取方式とされた場合の方が裏面読取方式とされた場合よりもTFT基板30に対するシンチレータ8の発光位置が近いため、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高い。

[0169] また、放射線検出器20は、光電変換膜4を有機光電変換材料により構成しており、光電変換膜4で放射線がほとんど吸収されない。このため、本実施の形態に係る放射線検出器20は、表面読取方式により放射線がTFT基板30を透過する場合でも光電変換膜4による放射線の吸収量が少ないため、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。表面読取方式では、放射線がTFT基板30を透過してシンチレータ8に到達する。このように、TFT基板30の光電変換膜4を有機光電変換材料により構成した場合、光電変換膜4での放射線の吸収が殆どなく放射線の減衰を少なく抑えることができるため、表面読取方式に適している。

[0170] また、薄膜トランジスタ10の活性層17を構成する非晶質酸化物や光電変換膜4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。このため、基板1を放射線の吸収が少ないプラスチック樹脂、アラミド、バイオナノファイバで形成することができる。このように形成された基板1は放射線の吸収量が少ないため、表面読取方式により放射線がTFT基板30を透過する場合でも、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。

[0171] また、本実施の形態によれば、図8に示すように、放射線検出器20をT

F T基板30が天板41B側となるように筐体41内の天板41Bに貼り付けている。基板1を剛性の高いプラスチック樹脂、アラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器20自体の剛性が高いため、筐体41の天板41Bを薄く形成することができる。また、基板1を剛性の高いプラスチック樹脂やアラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器20自体が可撓性を有するため、撮影領域41Aに衝撃が加わった場合でも放射線検出器20が破損しづらい。

[0172] 以上詳細に説明したように、本実施の形態では、シンチレータ8の温度に基づいて、当該シンチレータ8の温度に応じて予め定められた撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定しているので、特定した撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を適用して放射線画像の撮影を行うことにより、シンチレータの劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

[0173] 特に、シンチレータ8を、CsIを含んで構成した場合、CsIは熱膨張率が50PPM程度と大きく、CsIの温度が上昇すると、CsIの柱状結晶間の隙間（1～数 μ m程度）が狭くなり、荷重による放射線検出器20の変形によって柱状結晶同士が接触する可能性が高くなる。

[0174] 従って、シンチレータ8としてCsIを含むものを適用する場合には、本実施の形態のようにシンチレータ8の温度の上昇に伴って大きな荷重が加わる撮影を制限することは極めて効果的である。

[0175] また、本実施の形態では、撮影部位および撮影状態の少なくとも一方の特定結果が実際の撮影状況と一致しない場合に警告を行っているので、ユーザにとっての利便性を、より向上させることができる。

[0176] また、本実施の形態では、特定された撮影状態が実際の撮影状態と一致しない場合で、かつ代替の撮影状態がある場合に、当該代替の撮影状態を提示しているので、ユーザにとっての利便性を、より向上させることができる。

[0177] また、本実施の形態では、前記撮影状態が、臥位での撮影および立位での撮影を含んでいるので、これらの撮影を行う形態において、シンチレータの

劣化を抑制しつつ、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を緩和することができる。

[0178] また、本実施の形態では、センサ部 13 が、シンチレータ 8 で発生した光を受光することにより電荷が発生する有機光電変換材料を含んで構成されているので、電子カセット 40 の耐衝撃性を向上させることができる。

[0179] また、本実施の形態では、放射線検出器 20 が、被写体を透過した放射線が透過する透過面を有する天板 41B の放射線が入射される面の反対側の面に直接的に取り付けられているので、電子カセット 40 の耐衝撃性を向上させることができる。

[0180] 特に、本実施の形態では、放射線検出器 20 が天板 41B に離間可能に取り付けられているので、効率的に筐体の交換を行うことができる。

[0181] また、本実施の形態では、天板 41B が放射線検出器 20 を収容する筐体 41 の一部を構成しているので、天板を筐体とは別に構成する場合に比較して、より簡易に天板を構成することができる。

[0182] また、本実施の形態では、TF T 基板 30 および天板 41B の間に内部空間 B が形成されているので、放射線検出器 20 の天板 41B への接着時に、TF T 基板 30 および天板 41B に対する接着部材 80 の接着面に空気が残存していても、その残存していた空気を内部空間 B に逃がすことができる。また、内部空間 B と外部空間 A を連通する連通路 82 が接着部材 80 に形成されているので、外部空間 A の気圧が変化した場合でも、内部空間 B の圧力と外部空間 A の気圧とを一定に保つことができる。これにより、気圧変化によって天板 41B に対する TF T 基板 30 の接着性が低下することを防止することができる。

[0183] また、本実施の形態では、連通路 82 が角部 84 を有している。そのため、外部空間 A から連通路 82 に空気と共に空気よりも質量の大きい異物が流入した場合でも、角部 84 を流通する空気の流れに前記異物が追従することができないので、前記異物が内部空間 B に混入することを防止することができる。これにより、放射線画像の品質低下に繋がる異物混入を抑えることが

できる。

[0184] さらに、連通路 8 2 が接着部材 8 0 に形成され、接着部材 8 0 がその全面に接着力を有しているので、角部 8 4 において、空気に追従できなかった異物が連通路 8 2 の壁面に付着し易くなる。従って、前記異物を連通路 8 2 内で確実に捕捉することができる。よって、内部空間 B への異物の混入をより一層確実に防止することができる。

[0185] また、本実施の形態によれば、連通路 8 2 の通路幅 d を空気が流通できる範囲内において、できる限り狭く設定されているので、比較的小さな金属粉等の異物の混入に対応することができる。なお、想定される異物の大きさに応じて連通路 8 2 の通路幅 d を設定すると、効率的に異物の混入を防止することができる。

[0186] ところで、一般的に、シンチレータ 8 は T F T 基板 3 0 よりも脆弱である。そのため、シンチレータ 8 を天板 4 1 B に接着部材 8 0 にて接着した場合、放射線検出器 2 0 を剥離するときにシンチレータ 8 が破損するおそれがある。しかしながら、本実施の形態では、接着部材 8 0 にて T F T 基板 3 0 を天板 4 1 B に接着しているので、放射線検出器 2 0 を剥離するときにシンチレータ 8 が破損する懸念を排除することができる。

[0187] また、撮影環境によっては、天板 4 1 B に被写体（患者）を乗せた状態で撮影を行うことがある。この場合、天板 4 1 B に傷が付き易い。そして、天板 4 1 B に傷が付いた場合、当該傷が固定パターンノイズとして放射線画像に表示されることがあるため、筐体 4 1 を交換することが望ましい。しかしながら、天板 4 1 B に放射線検出器 2 0 を剥離不能に貼り付けた場合、筐体 4 1 を交換するときに、高価な放射線検出器 2 0 も一緒に交換する必要がありコストが掛かる。本実施の形態によれば、放射線検出器 2 0 を天板 4 1 B に対して剥離可能に接着しているので、効率的に筐体 4 1 の交換を行うことができる。

[0188] [第 2 の実施の形態]

本第 2 の実施の形態では、シンチレータ 8 の温度を、放射線検出器 2 0 の

センサ部 13 に発生する暗電流に基づいて検出する場合の形態例について説明する。すなわち、本実施の形態は、放射線検出器 20 がシンチレータ 8 と T F T 基板 30 が密着して構成されていることから、T F T 基板 30 側で発生する暗電流を利用してシンチレータ 8 の温度を検出するものである。なお、本実施の形態に係る撮影システム 104 の構成は、上記第 1 の実施の形態に係る撮影システム 104 と同様であるため、ここでの説明は省略する。

[0189] まず、図 18 を参照して、放射線画像の撮影を行う際の本第 2 の実施の形態に係るコンソール 110 の作用を説明する。なお、図 18 は、この際にコンソール 110 の C P U 113 によって実行される、本第 2 の実施の形態に係る放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムは R O M 114 の所定領域に予め記憶されている。また、図 18 における図 14 と同一の処理を実行するステップには、図 14 と同一のステップ番号を付し、その説明を省略する。

[0190] 図 18 のステップ 304' では、放射線検出器 20 のセンサ部 13 に発生する暗電流を示す情報（以下、「暗電流情報」という。）の送信を指示する指示情報を電子カセット 40 へ無線通信部 119 を介して送信した後、次のステップ 306' にて、当該暗電流情報の受信待ちを行う。上記暗電流情報の送信を指示する指示情報を受信すると、電子カセット 40 は、当該暗電流情報を、無線通信部 60 を介してコンソール 110 に送信する。これに応じて、上記ステップ 306' が肯定判定となってステップ 307 に移行する。

[0191] ステップ 307 では、電子カセット 40 から受信した暗電流情報に基づいて、シンチレータ 8 の温度を示す温度情報を導出する。なお、本実施の形態では、電子カセット 40 の暗電流とシンチレータ 8 の温度との関係を示す情報を、電子カセット 40 と同型の実機を用いた実験や、電子カセット 40 の設計仕様に基づくコンピュータ・シミュレーション等によって予め得ておき、当該情報から受信した暗電流情報により示される暗電流に対応する温度を導出することにより、上記温度情報を導出している。

[0192] なお、この形態に限らず、暗電流は 8℃ で約 2 倍になることが知られてい

るので、電子カセット４０の工場出荷時等において所定温度であるときの暗電流値と当該所定温度とを予め記憶しておき、電子カセット４０から受信した暗電流情報により示される暗電流値と、予め記憶しておいた暗電流値との差分から温度を逆算する形態としてもよい。

[0193] その後、ステップ３１０'では、ステップ３０８の処理によって読み出した撮影情報における、上記ステップ３０７の処理によって導出した温度情報により示される温度が属する温度範囲に対して放射線画像の撮影が許容されている撮影部位および撮影状態を特定する。

[0194] 次に、図１９を参照して、上記放射線画像撮影処理プログラムのステップ３０４'の処理によって送信された暗電流情報の送信を指示する指示情報を受信した際の電子カセット４０の作用を説明する。なお、図１９は、この際に電子カセット４０のＣＰＵ５８Ａにより実行される暗電流情報送信処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムはメモリ５８Ｂの所定領域に予め記憶されている。

[0195] 図１９のステップ４５０では、この時点の放射線検出器２０におけるセンサ部１３の暗電流を示す暗電流情報を次のように導出する。

[0196] すなわち、まず、この時点で放射線検出器２０において蓄積されている電荷を排出するリセット動作を行った後、予め定められた電荷蓄積期間で放射線検出器２０による撮影を行う。この際、放射線は曝射されていないため、当該撮影によって得られた画像データが放射線検出器２０のセンサ部１３における暗電流を示す情報となる。

[0197] そして、以上によって得られた画像データから、予め定められた領域（本実施の形態では、放射線検出器２０の中央部を含む一部領域）に対応するデータの平均値を暗電流情報として導出する。

[0198] 次のステップ４５２では、上記ステップ４５０の処理によって導出した暗電流情報を、無線通信部６０を介してコンソール１１０に送信し、その後に本暗電流情報送信処理プログラムを終了する。

[0199] 以上詳細に説明したように、本実施の形態では、上記第１の実施の形態に

おける効果に加えて、センサ部 13 に発生する暗電流に基づいてシンチレータ 8 の温度を検出しているので、シンチレータ 8 の温度を温度センサにより検出する場合に比較して、より低コスト化することができる。

[0200] 以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。発明の要旨を逸脱しない範囲で上記実施の形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

[0201] また、上記の実施の形態は、クレームにかかる発明を限定するものではなく、また実施の形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。前述した実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜の組み合わせにより種々の発明を抽出できる。実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、効果が得られる限りにおいて、この幾つかの構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

[0202] 例えば、上記実施の形態では、撮影を許容する撮影状況と実際の撮影状況とが一致しない場合にコンソール 110 によって警告や代替の撮影状況の提示を行う場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、これらを電子カセット 40 において実行する形態としてもよい。この場合、上記実施の形態に比較して、コンソール 110 による負荷を軽減することができる。

[0203] また、上記実施の形態では、センサ部 13 が、シンチレータ 8 で発生した光を受光することにより電荷が発生する有機光電変換材料を含んで構成されている場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、センサ部 13 として有機光電変換材料を含まずに構成されたものを適用する形態としてもよい。

[0204] また、上記実施の形態では、代替の撮影状況を 1 つのみ提示する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、代替の撮影状況が複数ある場合には、当該複数の撮影状況の 2 つ以上の組み合わせを提示す

る形態としてもよい。この場合、上記実施の形態に比較して、撮影者による撮影状況の選択肢が増えるため、シンチレータの温度に応じた放射線画像の撮影の制限を、より緩和することができる。

[0205] また、上記実施の形態では、連通路 82 に角部 84 を複数設けた場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、一例として図 21 に示すように、連通路 90 に角部 92 を 1 つだけ有していてもよい。これにより、接着部材 80 に連通路 90 を容易に形成することができる。

[0206] また、天板 41B から放射線検出器 20 を剥離するときに、有機溶剤等を接着部材 80 に流し込み、接着部材 80 の接着性を弱くした上で放射線検出器 20 を剥離してもよい。この場合、接着部材 80 が角部を有しているので、前記有機溶剤が接着部材 80 にしみ込み易くなる。

[0207] さらに、上記実施の形態では、電子カセット 40 の筐体 41 の内部にカセット制御部 58 や電源部 70 を収容するケース 42 と放射線検出器 20 とを重ねないように配置した場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、放射線検出器 20 とカセット制御部 58 や電源部 70 を重ねるように配置してもよい。

[0208] また、上記実施の形態では、電子カセット 40 とコンソール 110 との間、放射線発生装置 120 とコンソール 110 との間で、無線にて通信を行う場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、これらの少なくとも一方を有線にて通信を行う形態としてもよい。

[0209] また、上記実施の形態では、放射線として X 線を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、 γ 線等の他の放射線を適用する形態としてもよい。

[0210] また、放射線検出器 20 のセンサ部 13 として、光電変換膜 4 を、有機光電変換材料を含む材料で構成した有機 CMOS センサを用いてもよく、放射線検出器 20 の TFT 基板 30 として、薄膜トランジスタ 10 としての有機材料を含む有機トランジスタを、可撓性を有するシート上にアレイ状に配列した有機 TFT アレイ・シートを用いてもよい。上記の有機 CMOS センサ

は、例えば、特開 2009-212377 号公報に開示されている。また、上記の有機 T F T アレイ・シートは、例えば「日本経済新聞、“東京大学、「ウルトラフレキシブル」な有機トランジスタを開発”、[online]、[平成 23 年 5 月 8 日検索]、インターネット<URL : <http://www.nikkei.com/tech/trend/article/g=96958A9C93819499E2EAE2E0E48DE2EAE3E3E0E2E3E2E2E2E2E2E2E2;p=9694E0E7E2E6E0E2E3E2E2E0E2E0>>」に開示されている。

[0211] 放射線検出器 20 のセンサ部 13 として CMOS センサを用いる場合、高速に光電変換を行うことができる利点や、基板を薄くすることができる結果、表面読取方式（以下、I S S (Irradiation Side Sampling) 方式という。）を採用した場合に放射線の吸収を抑制することができると共に、マンモグラフィによる撮影にも好適に適用することができる利点がある。

[0212] これに対し、放射線検出器 20 のセンサ部 13 として CMOS センサを用いる場合の欠点として、結晶シリコン基板を用いた場合において放射線に対する耐性が低いことが挙げられる。このため、従来は、センサ部と T F T 基板との間に F O P (ファイバ光学プレート) を設ける等といった対策を行う技術もあった。

[0213] この欠点を踏まえて、放射線に対する耐性の高い半導体基板として、S i C (炭化ケイ素) 基板を用いる技術が適用できる。S i C 基板を用いることにより、I S S 方式として用いることができる利点や、S i C は S i と比較して内部抵抗が小さく、発熱量が少ないため、動画撮影を行う際の発熱量の抑制、C s I の温度上昇に伴う感度低下を抑制することができる利点がある。

[0214] このように、S i C 基板等の放射線に対する耐性が高い基板は一般にワイドギャップ (〜3 e V 程度) なので、一例として図 24 に示すように、吸収端が青領域に対応する 440 n m 程度である。よって、この場合は、緑領域で発光する C s I : T l や、G O S 等のシンチレータを用いることができない。

[0215] これに対し、アモルファスシリコンの感度特性から、これらの緑領域で発

光するシンチレータの研究が盛んに行われてきたため、当該シンチレータを用いることの要望が高い。このため、光電変換膜 4 を緑領域での発光を吸収する有機光電変換材料を含む材料で構成することにより、緑領域で発光するシンチレータを用いることができる。

[0216] 光電変換膜 4 を、有機光電変換材料を含む材料により構成し、薄膜トランジスタ 10 を、S i C 基板を用いて構成した場合、光電変換膜 4 と薄膜トランジスタ 10 との感度波長領域が異なるので、シンチレータによる発光が薄膜トランジスタ 10 のノイズとならない。

[0217] また、光電変換膜 4 として、S i C と有機光電変換材料を含む材料とを積層させれば、C s I : N a のような、主として青領域の発光を受光することに加えて、緑領域の発光も受光することができる結果、感度の向上に繋がる。また、有機光電変換材料は放射線の吸収が殆どないため、I S S 方式に好適に用いることができる。

[0218] なお、S i C が放射線に対する耐性が高いのは、放射線が当たっても原子核が弾き飛ばされにくいためであり、この点は、例えば、「日本原子力研究所、“宇宙や原子力分野などの高放射線環境下で長く使える半導体素子を開発”、[online]、[平成 23 年 5 月 8 日検索]、インターネット<URL : <http://www.jaea.go.jp/jari/jpn/publish/01/ff/ff36/sic.html>>」に開示されている。

[0219] また、S i C 以外の放射線に対する耐性が高い半導体材料として、C（ダイヤモンド）、B N、G a N、A l N、Z n O 等が挙げられる。これらの軽元素半導体材料が耐放射線性が高いのは、主としてワイドギャップ半導体であるがために電離（電子－正孔対形成）に要するエネルギーが高く、反応断面積が小さいことや、原子間のボンディングが強く、原子変位生成が起こりにくいことに起因する。なお、この点については、例えば、「電子技術総合研究所、“原子力エレクトロニクスの新展開”、[online]、[平成 23 年 5 月 8 日検索]、インターネット<URL : <http://www.aist.go.jp/ETL/jp/results/bulletin/pdf/62-10to11/kobayashi150.pdf>>」に開示されている。また

、GaNの耐放射線性については、例えば、「東北大学、“窒化ガリウム素子の放射線耐性評価”、[online]、[平成23年5月8日検索]、インターネット<URL : <http://cycgw1.cyric.tohoku.ac.jp/~sakemi/ws2007/ws/pdf/narita.pdf>>」に開示されている。

[0220] なお、GaNは青色LED以外の用途として熱伝導性がよいことと、絶縁耐性が高いことから、パワー系の分野でIC化が研究されている。また、ZnOは、主に青～紫外線領域で発光するLEDが研究されている。

[0221] ところで、SiCを用いる場合、バンドギャップ E_g がSiの約1.1 eVから約2.8 eVとなるため、光の吸収波長 λ が短波長側にシフトする。具体的には、波長 $\lambda = 1.24 / E_g \times 1000$ であるので、440 nm程度までの波長に感度に変化する。よって、SiCを用いる場合、一例として図25に示すように、シンチレータも緑領域で発光するCsI : Tl（ピーク波長：約565 nm）よりも青領域で発光するCsI : Na（ピーク波長：約420 nm）の方が発光波長として適していることになる。蛍光体としては青発光がよいので、CsI : Na（ピーク波長：約420 nm）、BaFX : Eu（XはBr, I等のハロゲン、ピーク波長：約380 nm）、CaWO₄（ピーク波長：約425 nm）、ZnS : Ag（ピーク波長：約450 nm）、LaOBr : Tb、Y₂O₂S : Tb等が適している。特に、CsI : NaとCRカセット等で用いられているBaFX : Eu、スクリーンやフィルム等で用いられているCaWO₄が好適に用いられる。

[0222] 一方、放射線に対する耐性が高いCMOSセンサとして、SOI（Silicon On Insulator）によりSi基板／厚膜SiO₂／有機光電変換材料の構成を用いてCMOSセンサを構成してもよい。

[0223] なお、この構成に適用可能な技術としては、例えば、「宇宙航空研究開発機構（JAXA）宇宙科学研究所、“民生用最先端SOI技術と宇宙用耐放射線技術の融合により耐放射線性を持つ高機能論理集積回路の開発基盤を世界で初めて構築”、[online]、[平成23年5月8日検索]、インターネット<URL : http://www.jaxa.jp/press/2010/11/20101122_soi_j.html>」が

挙げられる。

[0224] なお、SOIにおいては膜厚SOIの放射線耐性が高いため、高放射線耐久素子としては、完全分離型厚膜SOI、部分分離型厚膜SOI等が例示される。なお、これらのSOIについては、例えば、「特許庁、“SOI (Silicon On Insulator) 技術に関する特許出願技術動向調査報告”、[online]、[平成23年5月8日検索]、インターネット<URL : <http://www.jpo.go.jp/shiryou/pdf/gidou-houkoku/soi.pdf>>」に開示されている。

[0225] さらに、放射線検出器20の薄膜トランジスタ10等が光透過性を有しない構成（例えば、アモルファスシリコン等の光透過性を有しない材料で活性層17を形成した構成）であっても、この薄膜トランジスタ10等を、光透過性を有する基板1（例えば合成樹脂製の可撓性基板）上に配置し、基板1のうち薄膜トランジスタ10等が形成されていない部分は光が透過するように構成することで、光透過性を有する放射線検出器20を得ることは可能である。光透過性を有しない構成の薄膜トランジスタ10等を、光透過性を有する基板1上に配置することは、第1の基板上に作製した微小デバイスブロックを第1の基板から切り離して第2の基板上に配置する技術、具体的には、例えばFSA (Fluidic Self-Assembly) を適用することで実現できる。上記のFSAは、例えば「富山大学、“微少半導体ブロックの自己整合配置技術の研究”、[online]、[平成23年5月8日検索]、インターネット<URL : <http://www3.u-toyama.ac.jp/maezawa/Research/FSA.html>>」に開示されている。

[0226] その他、上記実施の形態で説明したRISOの構成（図1参照。）、放射線撮影室の構成（図2参照。）、電子カセット40の構成（図3～図11参照。）、撮影システム104の構成（図12参照。）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、不要な部分を削除したり、新たな部分を追加したり、接続状態等を変更したりすることができることも言うまでもない。

[0227] また、上記実施の形態で説明した撮影情報の構成（図13参照。）も一例

であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な情報を削除したり、新たな情報を追加したりすることができることは言うまでもない。

[0228] また、上記実施の形態で説明した各種プログラムの処理の流れ（図14，図17～図19参照。）も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ換えたりすることができることは言うまでもない。

[0229] さらに、上記実施の形態で説明した各種画面の構成（図15，図16参照。）も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な情報を削除したり、新たな情報を追加したりすることができることは言うまでもない。

[0230] 日本出願2010-192923及び日本出願2011-137586の開示はその全体が参照により本明細書に取り込まれる。本明細書に記載された全ての文献、特許出願、および技術規格は、個々の文献、特許出願、および技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器を備え、前記放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置と、
- 前記シンチレータの温度を検出する検出部と、
- 前記シンチレータの温度に応じて前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報が予め記憶された記憶部、および前記放射線画像撮影装置により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記記憶部に記憶された前記撮影情報から前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部を備え、前記放射線画像撮影装置の動作を制御する制御装置と、
- を有する放射線画像撮影システム。
- [請求項2] 前記検出部は、前記センサ部に発生する暗電流に基づいて前記シンチレータの温度を検出する
- 請求項1記載の放射線画像撮影システム。
- [請求項3] 前記制御装置は、前記特定部による特定結果が実際の撮影状況と一致しない場合に警告を行う警告部をさらに備えた
- 請求項1または請求項2記載の放射線画像撮影システム。
- [請求項4] 前記特定部は、少なくとも前記撮影状態を特定し、
- 前記制御装置は、前記特定部により特定された撮影状態が実際の撮影状態と一致しない場合で、かつ代替の撮影状態がある場合に、当該代替の撮影状態を提示する提示部をさらに備えた
- 請求項1から請求項3の何れか1項記載の放射線画像撮影システム。
- [請求項5] 前記撮影状態は、臥位での撮影および立位での撮影を含む

請求項 1 から請求項 4 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム

。

[請求項6] 前記センサ部は、前記シンチレータで発生した光を受光することにより電荷が発生する有機光電変換材料を含んで構成されている

請求項 1 から請求項 5 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム

。

[請求項7] 前記放射線検出器は、被写体を透過した放射線が透過する透過面を有する天板の前記放射線が入射される面の反対側の面に直接的に取り付けられている

請求項 1 から請求項 6 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム

。

[請求項8] 前記シンチレータは、ヨウ化セシウムを含んで構成され、
前記放射線検出器は、前記放射線が前記センサ部、前記シンチレータの順に入射されるように積層されている

請求項 7 記載の放射線画像撮影システム。

[請求項9] 前記放射線検出器は、前記天板に離間可能に取り付けられている
請求項 7 または請求項 8 記載の放射線画像撮影システム。

[請求項10] 前記放射線画像撮影装置は、
前記放射線検出器と前記天板との間に内部空間が形成されるように前記放射線検出器を前記天板に対して接着する接着部材と、

前記内部空間および外部を連通すると共に、外部から前記内部空間への異物の混入を阻止する通気部と、

をさらに備えた請求項 7 から請求項 9 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム。

[請求項11] 前記天板は、前記放射線検出器を収容する筐体の一部を構成する
請求項 7 から請求項 10 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム。

[請求項12] 前記シンチレータは、ヨウ化セシウムを含んで構成されている

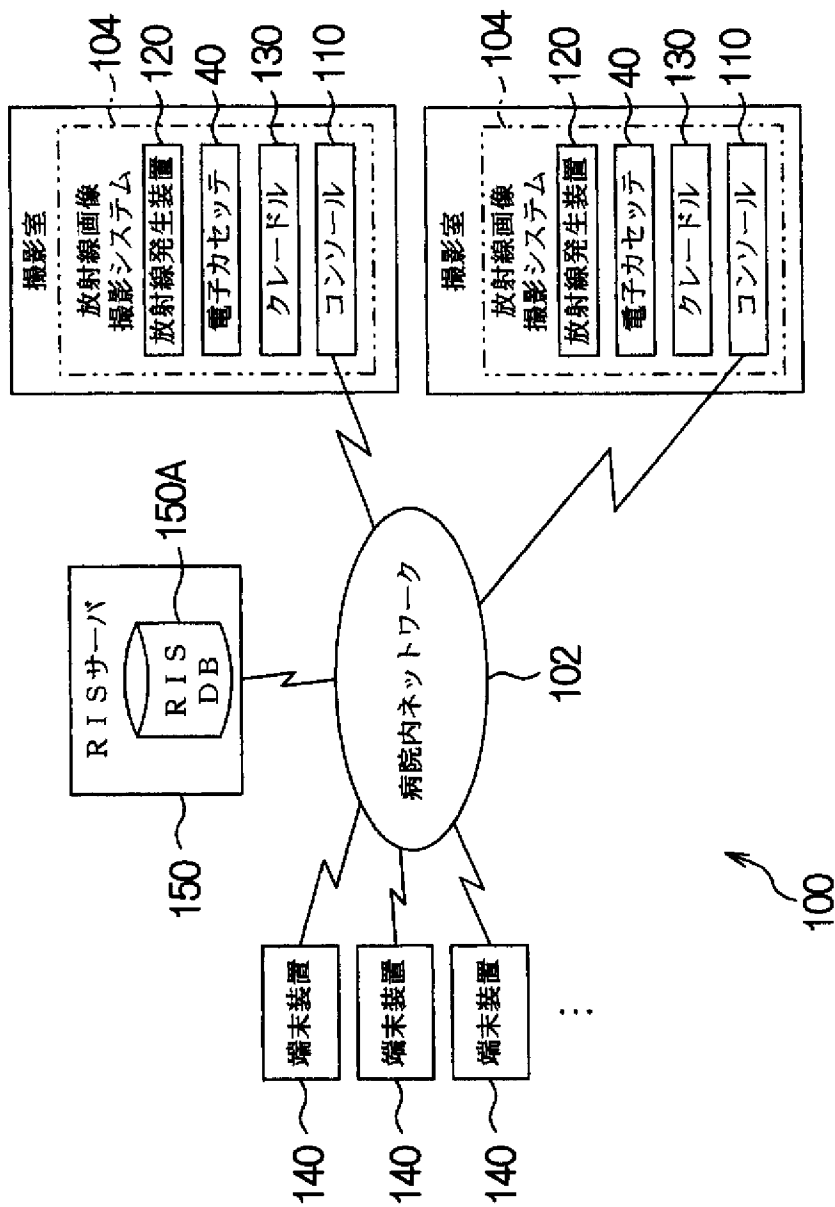
請求項 1 から請求項 7 の何れか 1 項記載の放射線画像撮影システム

。

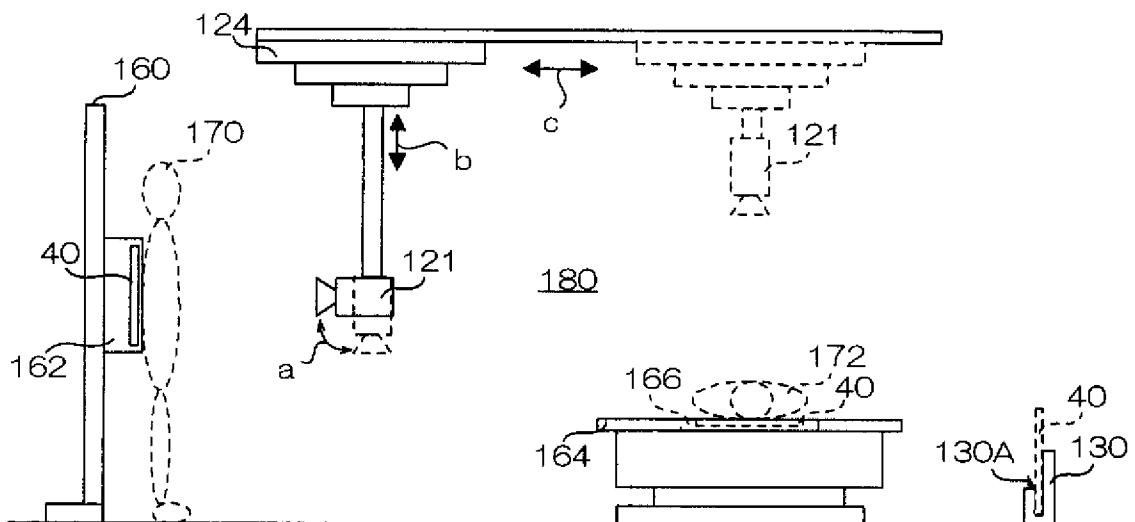
[請求項13] 入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器と、
前記シンチレータの温度を検出する検出部と、
前記シンチレータの温度に応じて前記放射線検出器による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を示す撮影情報が予め記憶された記憶部と、
前記放射線検出器により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記記憶部に記憶された前記撮影情報から前記放射線検出器による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部と、
を備えた放射線画像撮影装置。

[請求項14] コンピュータを、
入射された放射線を光に変換するシンチレータ、および該シンチレータで変換された光を検出するセンサ部を有する放射線検出器を備え、前記放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置における前記シンチレータの温度を、前記センサ部に発生する暗電流に基づいて検出する検出部と、
前記放射線画像撮影装置により放射線画像の撮影を行う際に前記検出部により検出された温度に基づいて、前記放射線画像撮影装置による撮影を許容する撮影部位および撮影状態の少なくとも一方を特定する特定部と、
として機能させるためのプログラムを記憶したコンピュータ可読媒体。

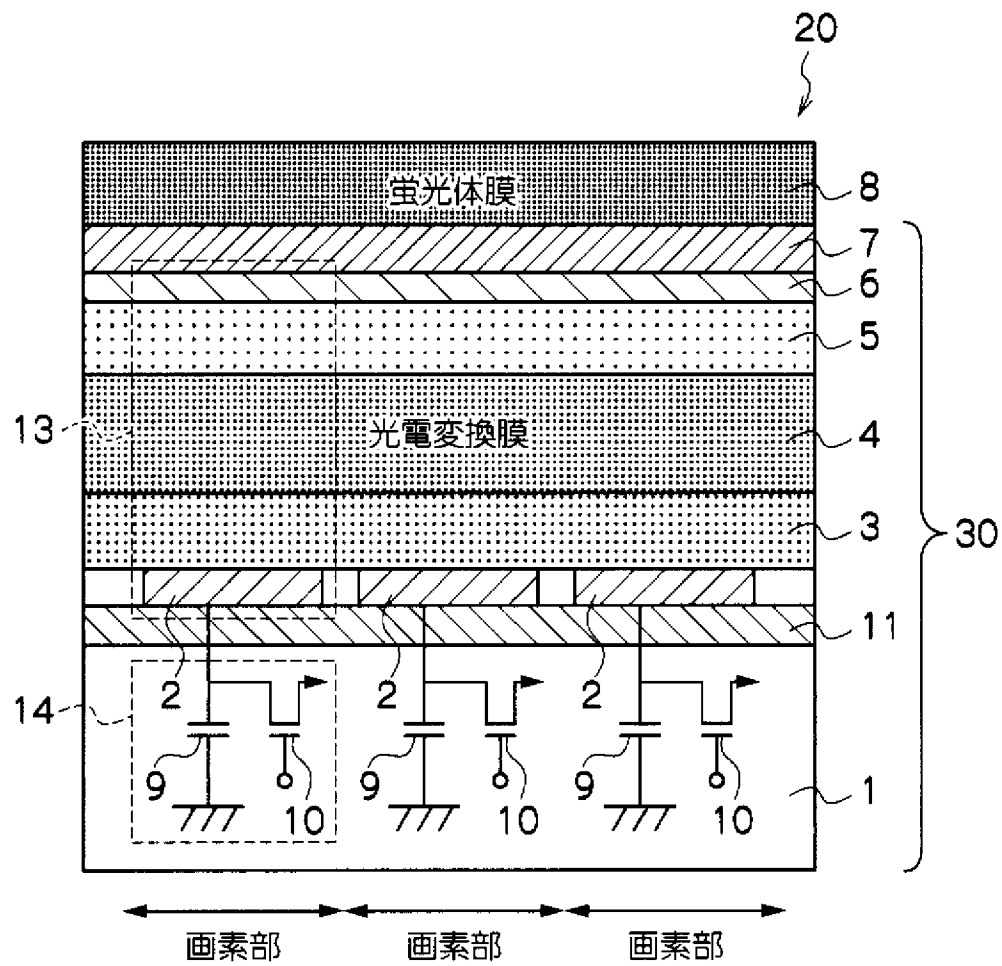
[図1]



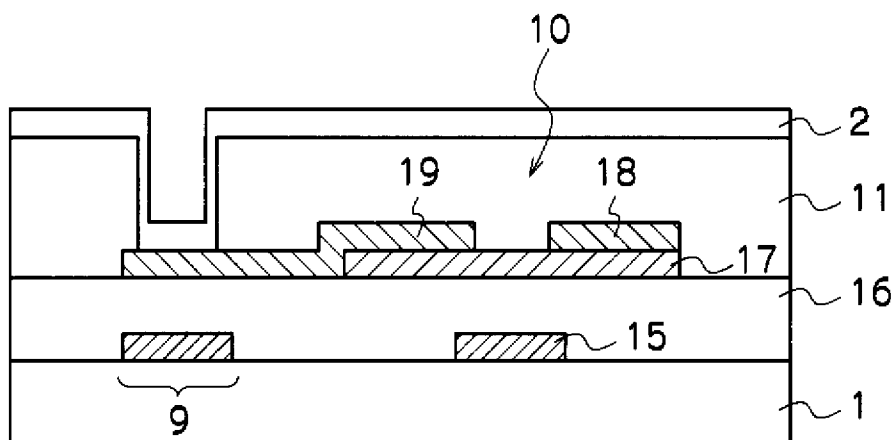
[図2]

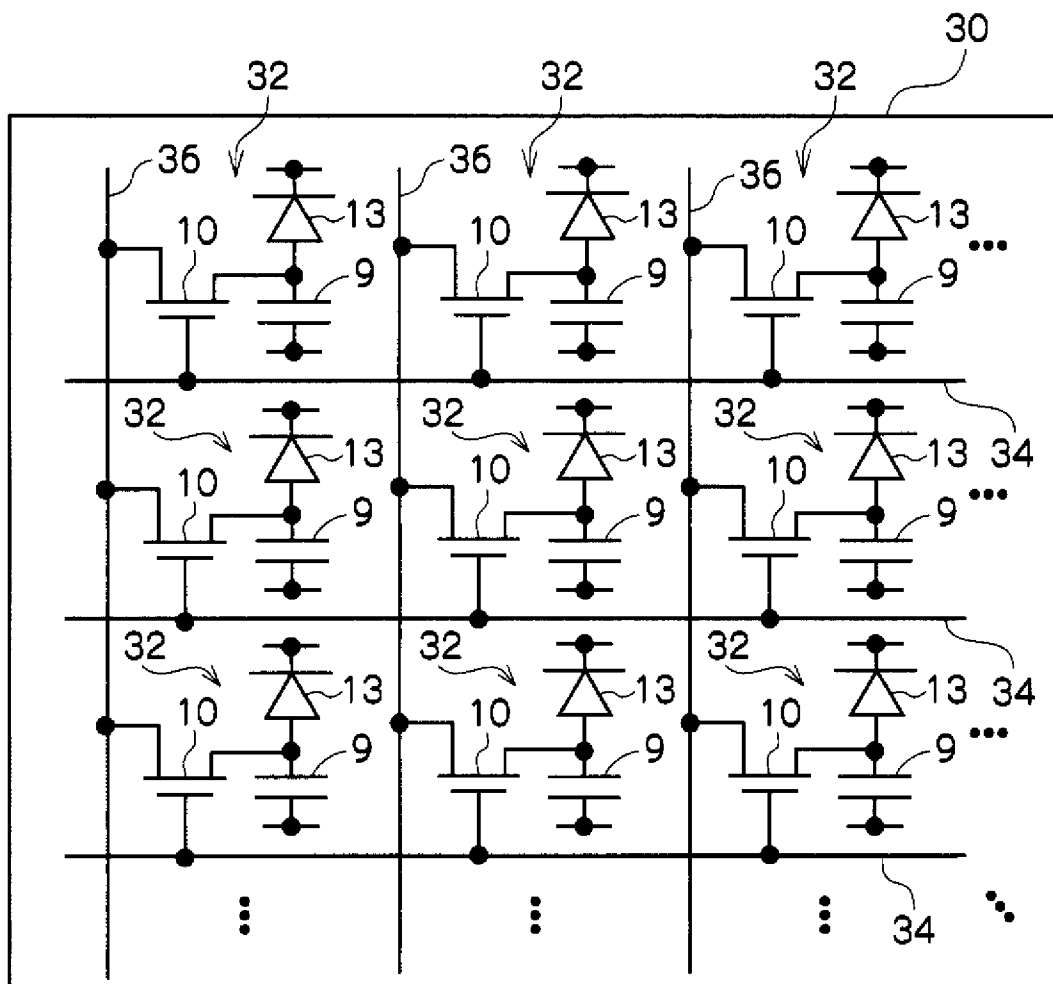


[図3]

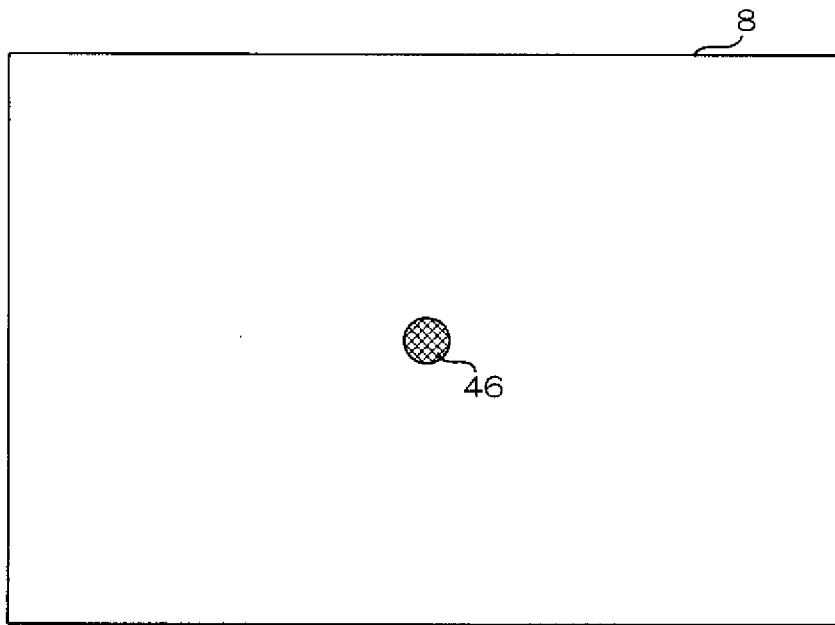


[図4]

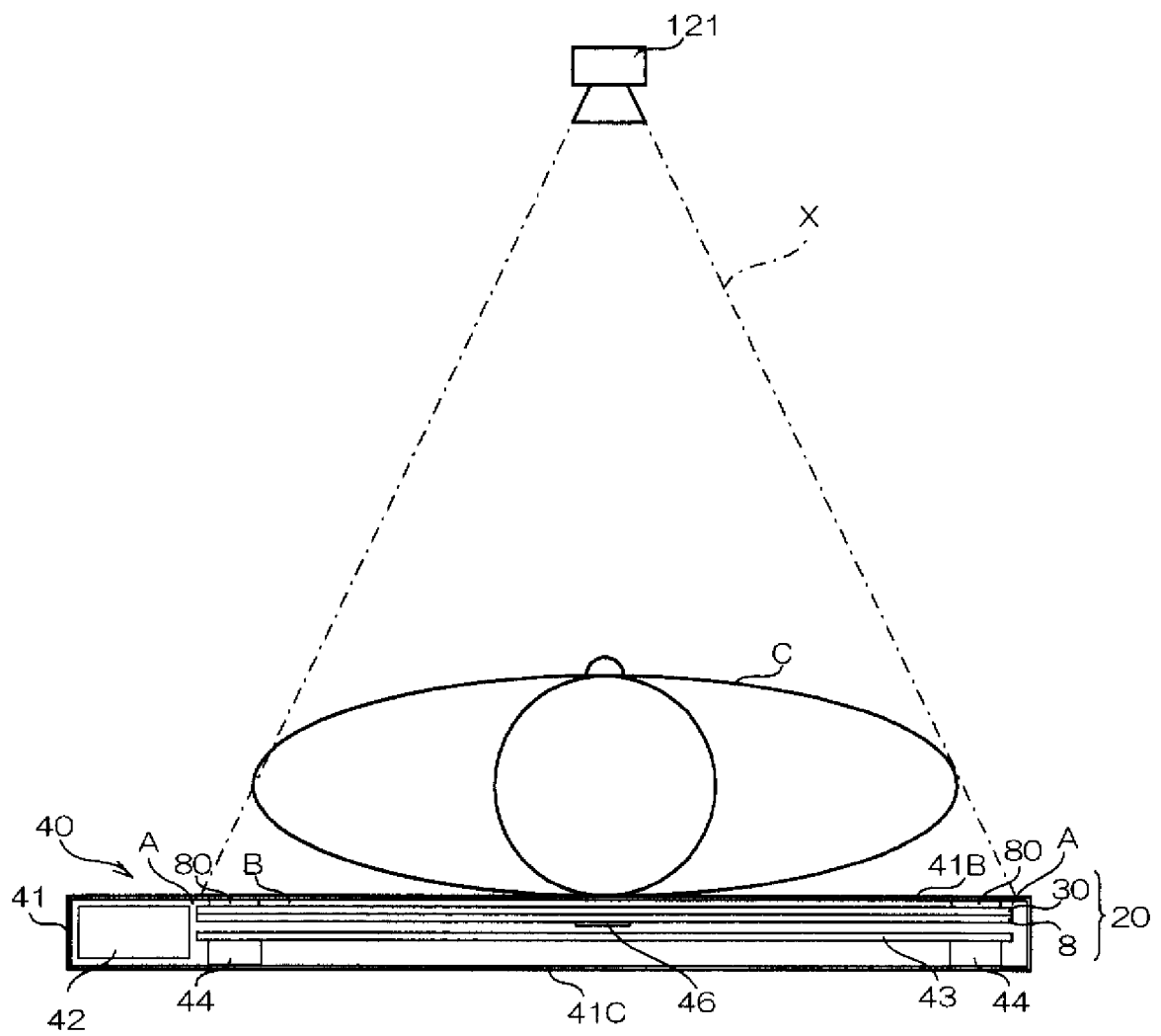




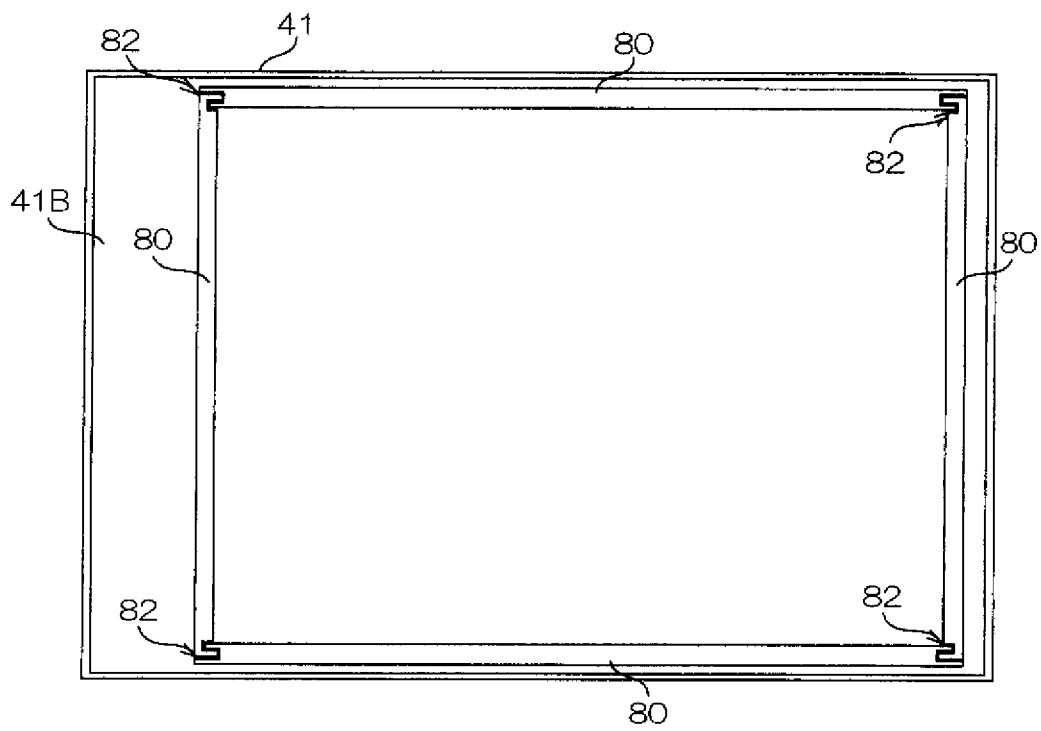
[図7]



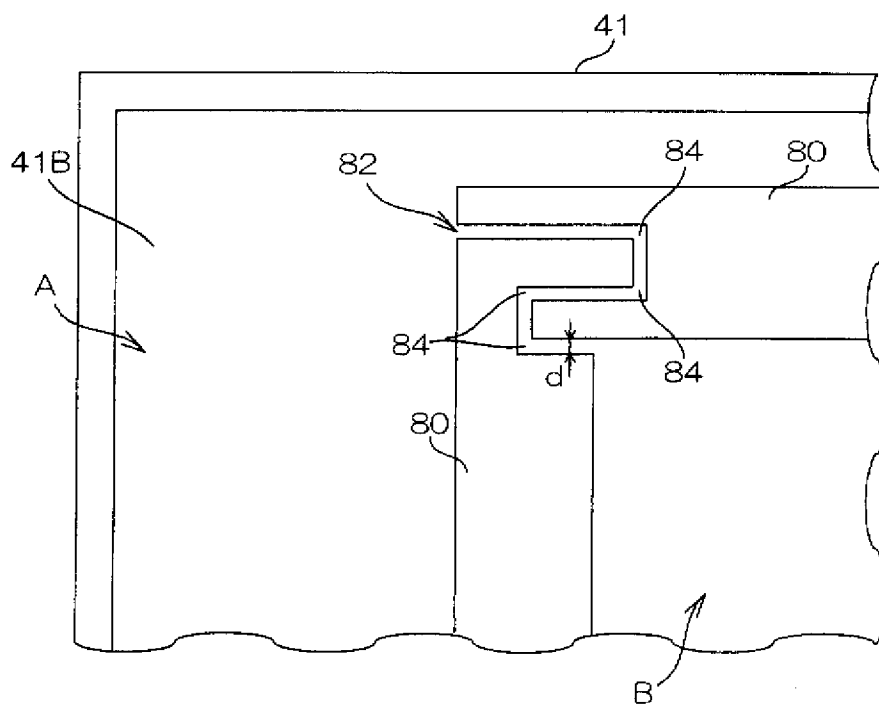
[図8]



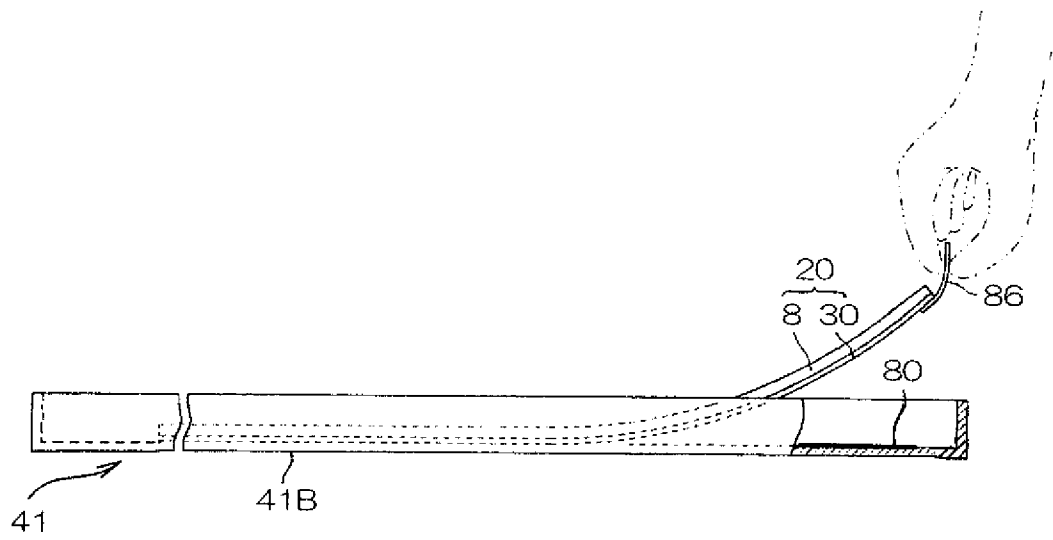
[図9]



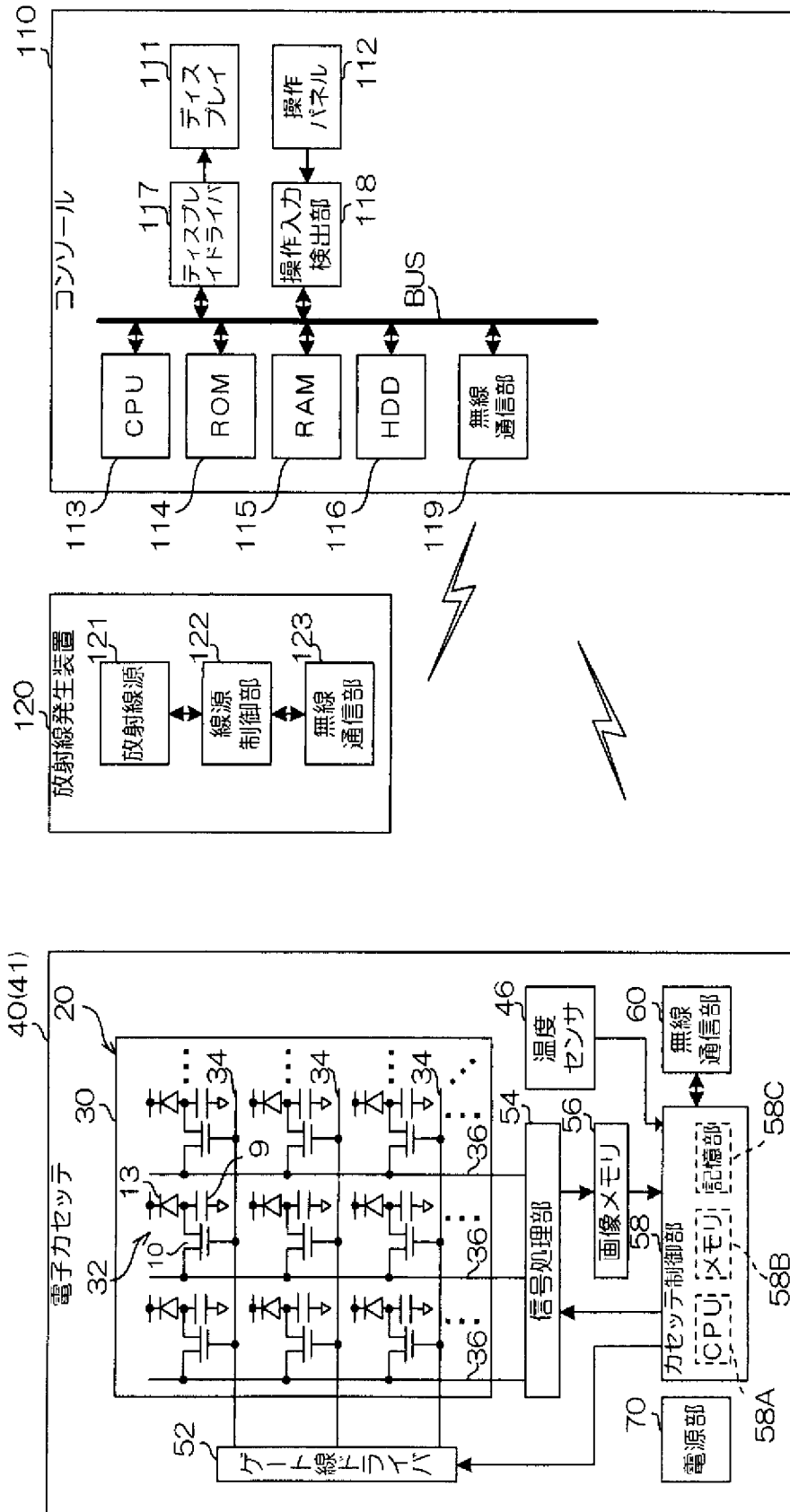
[図10]



[図11]



[図12]



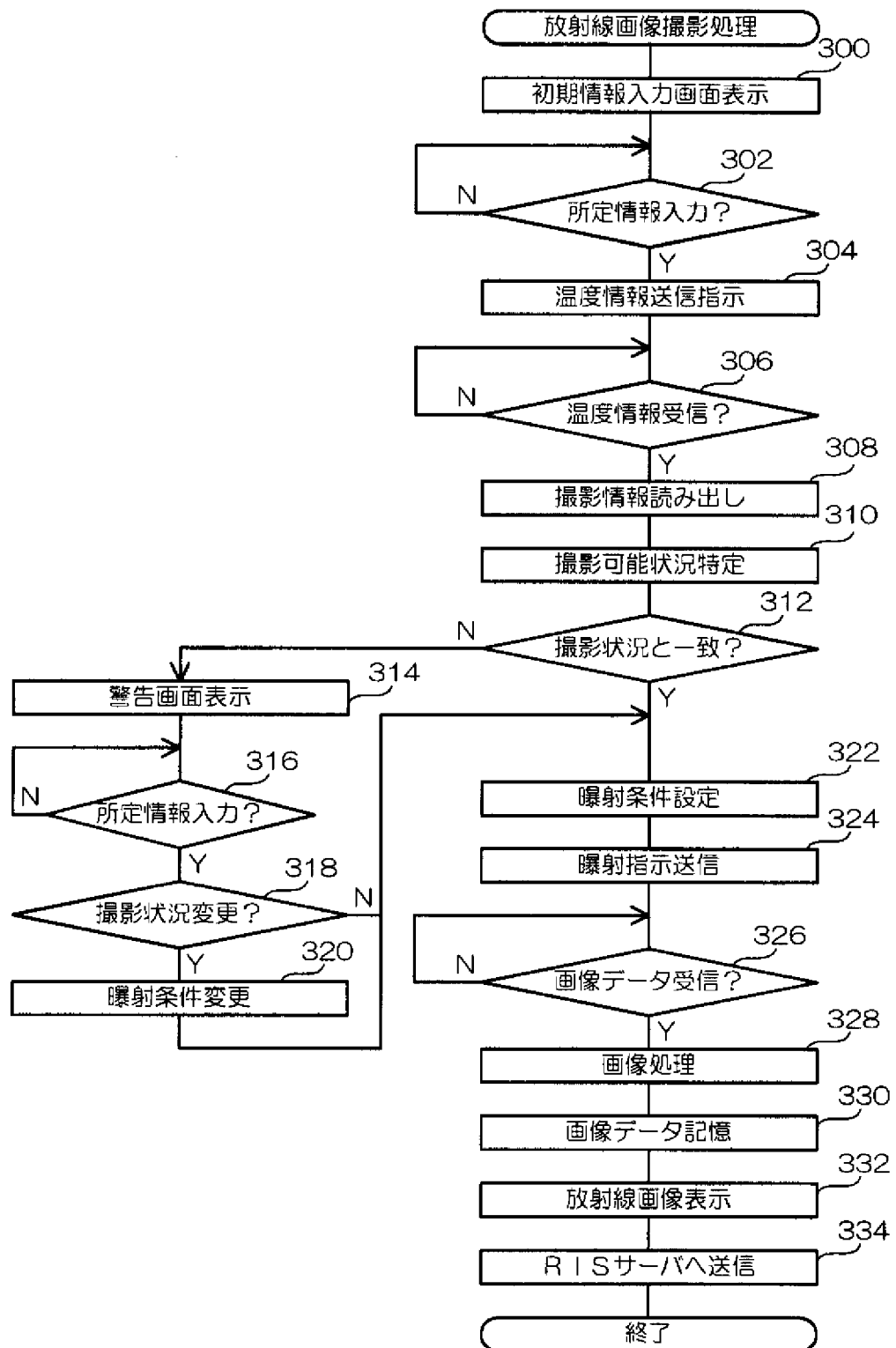
[図13]

116

撮影情報

温度(℃)	撮影許容状況			
	立位撮影	腕部	脚部	臥位撮影
0~25	○	○	○	○
25~30	○	○	○	×
30~35	○	○	×	×
35~	○	×	×	×

[図14]



[図15]

111

初期情報入力画面

被検者の氏名、撮影部位、撮影姿勢、
曝射条件を入力して下さい。

氏名 様

撮影部位

撮影姿勢

曝射条件

管電圧	
管電流	
曝射期間	

終了

[図16]

111

警告画面

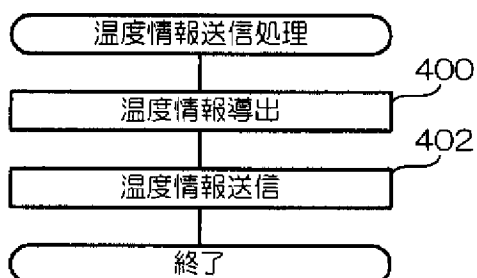
警 告

ご指定の撮影ではシンチレータ
の劣化が進みやすいので、ご注意
下さい。

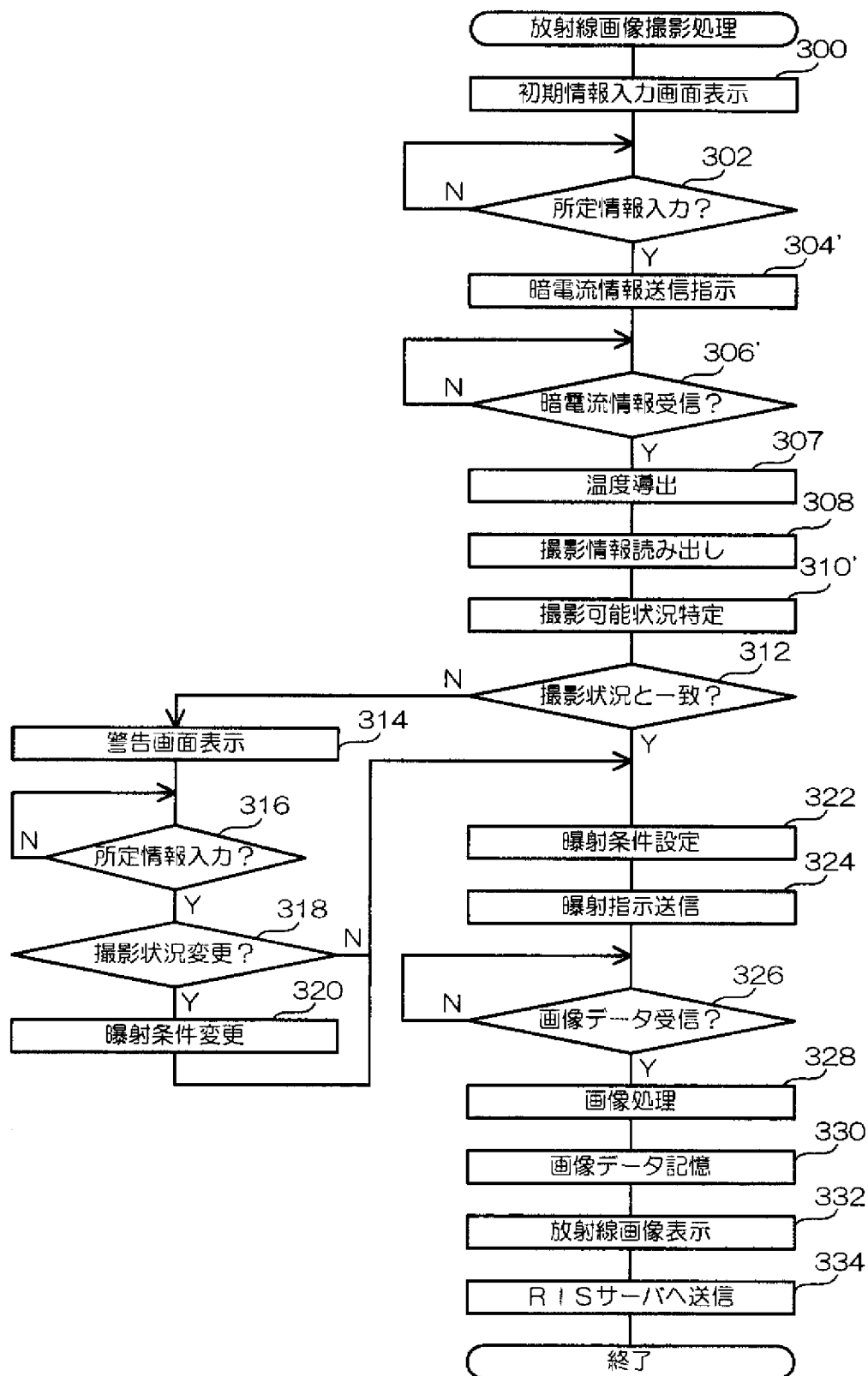
なお、立位で撮影すればシンチ
レータの劣化は回避できます。

立位での撮影に変更しますか。

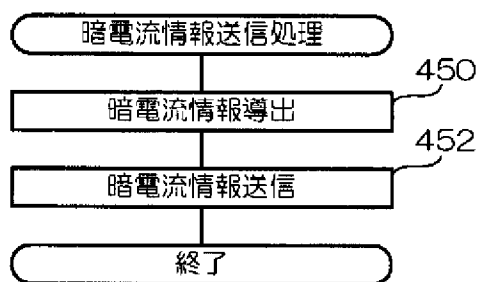
[図17]



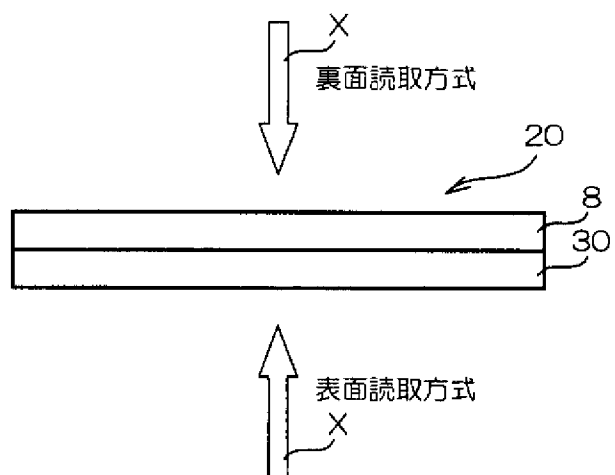
[図18]



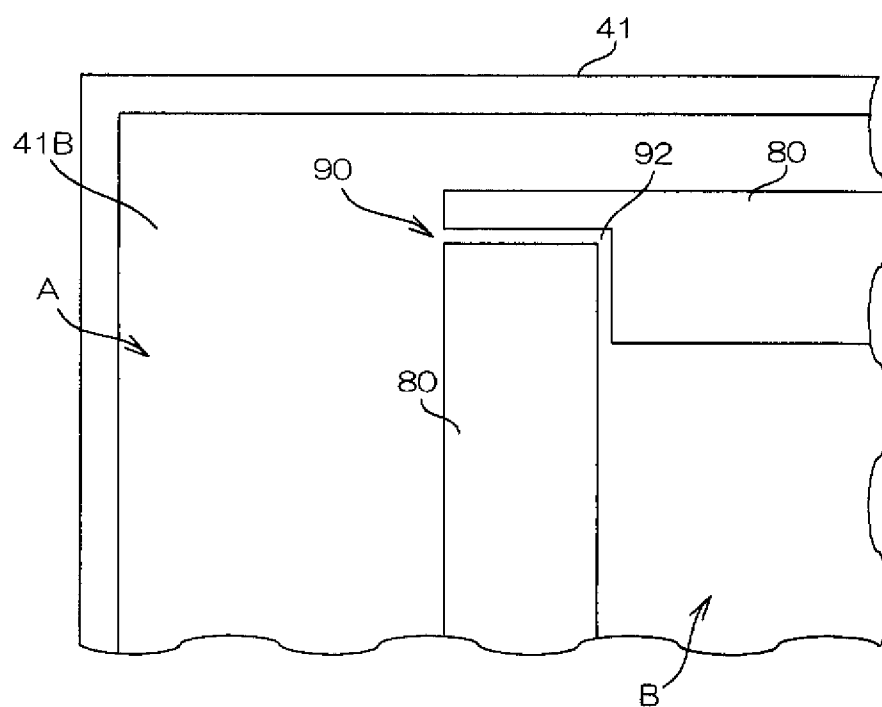
[図19]



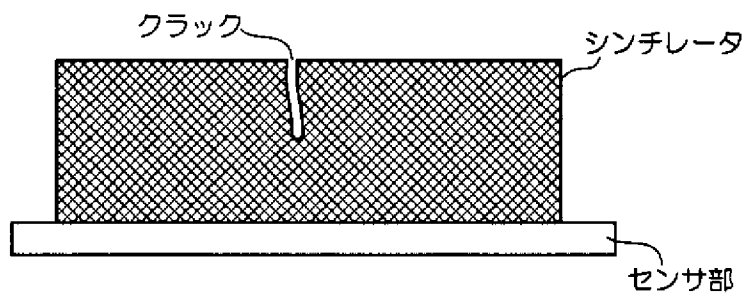
[図20]



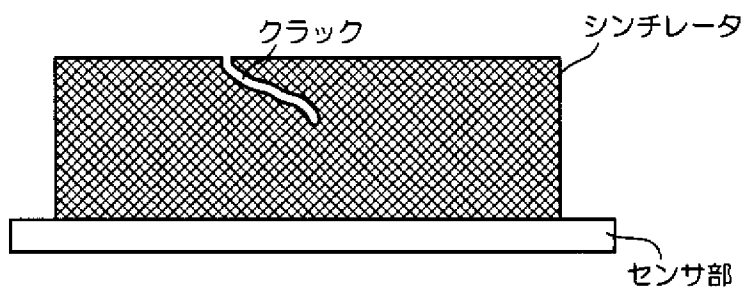
[図21]



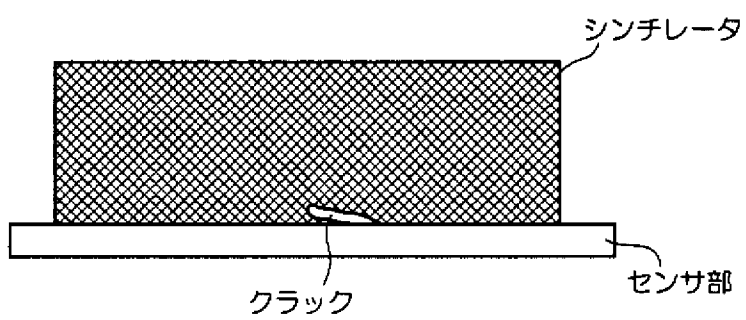
[図22A]



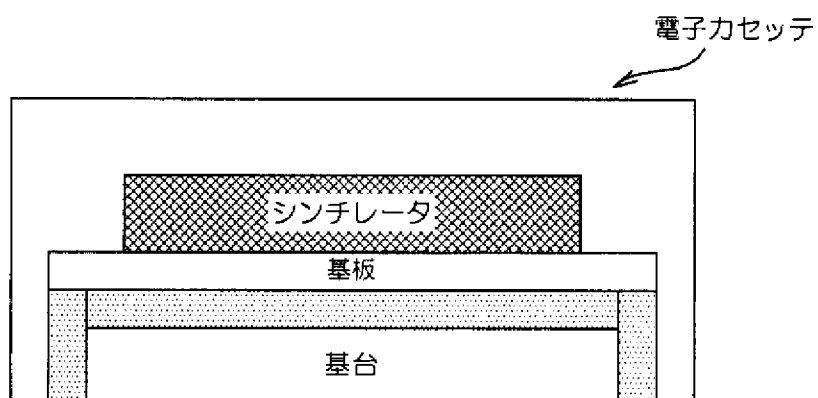
[図22B]



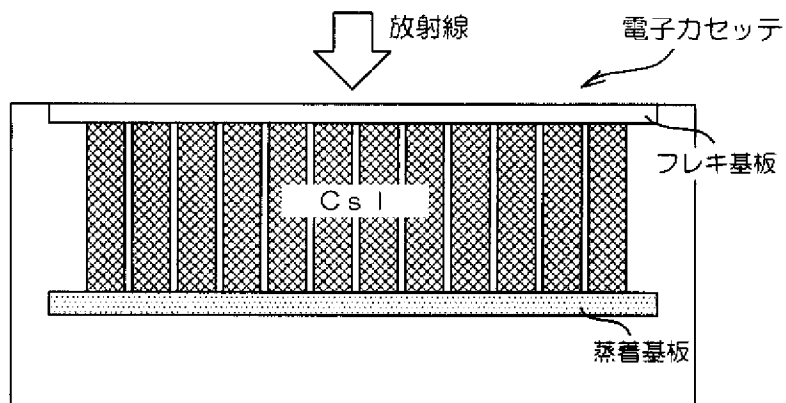
[図22C]



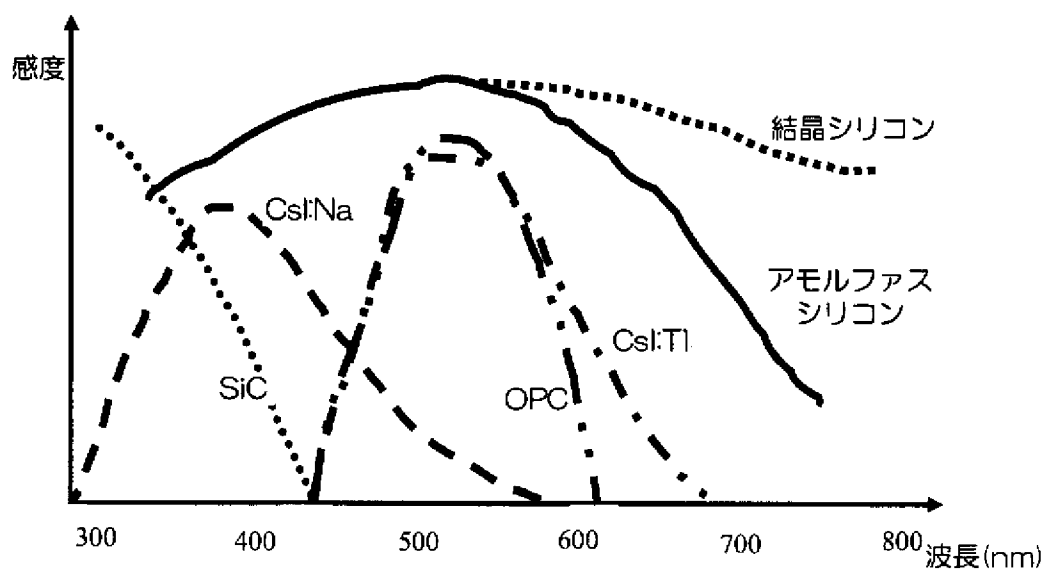
[図23A]



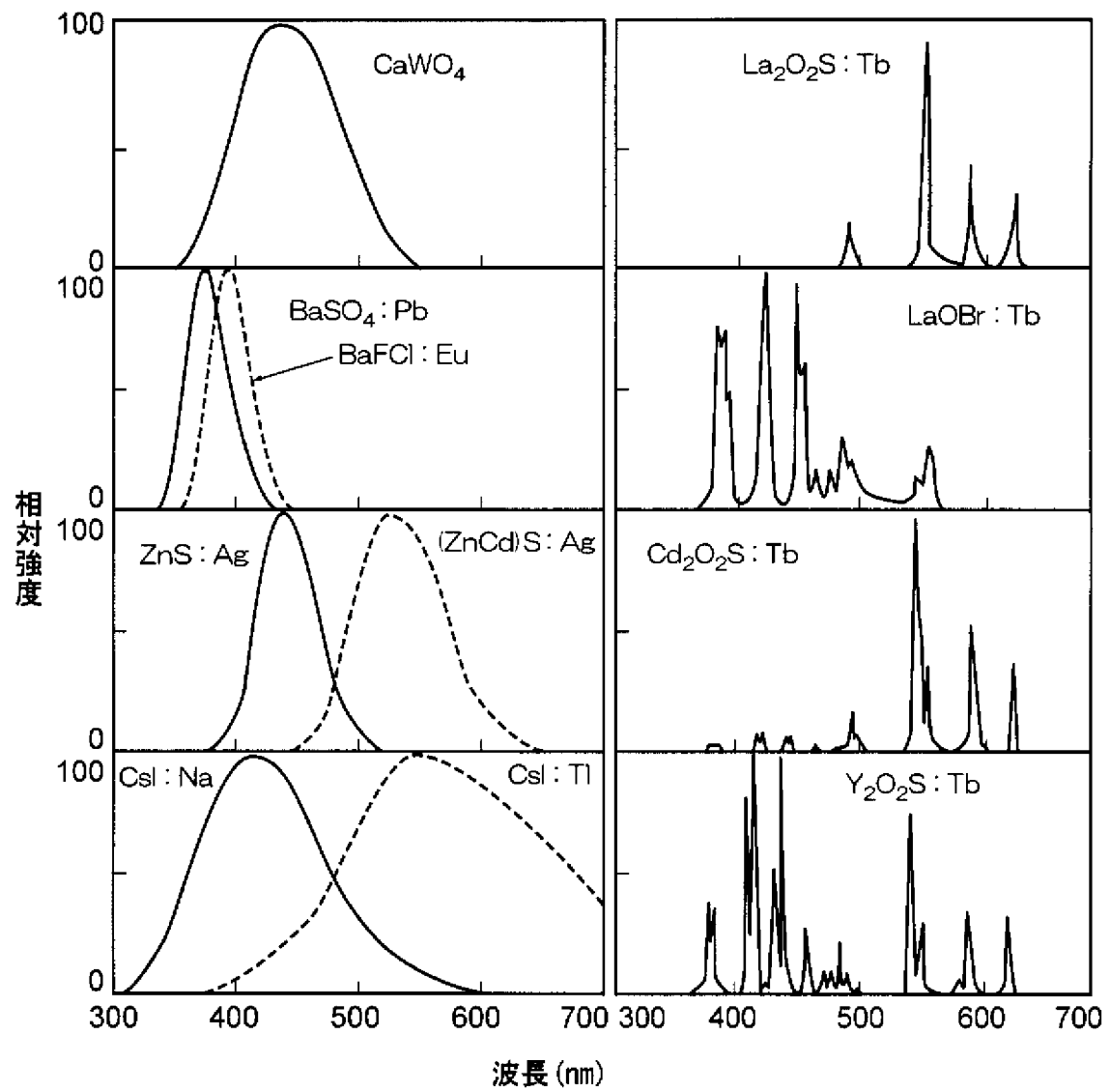
[図23B]



[図24]



[図25]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065304

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, G03B42/02(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, G03B42/02

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.
A	JP 2009-28234 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-14
A	JP 2009-28373 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), entire text; fig. 1 to 28 (Family: none)	1-14
A	JP 2010-75671 A (Fujifilm Corp.), 08 April 2010 (08.04.2010), entire text; fig. 1 to 9 & US 2010/0051795 A1	1-14



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
22 September, 2011 (22.09.11)Date of mailing of the international search report
04 October, 2011 (04.10.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065304

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 2009-204482 A (Fujifilm Corp.) , 10 September 2009 (10.09.2009) , entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, G03B42/02(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00, G03B42/02

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
A	JP 2009-28234 A（富士フイルム株式会社） 2009.02.12, 全文, 第1-7図（ファミリーなし）	1-14
A	JP 2009-28373 A（富士フイルム株式会社） 2009.02.12, 全文, 第1-28図（ファミリーなし）	1-14
A	JP 2010-75671 A（富士フイルム株式会社） 2010.04.08, 全文, 第1-9図 & US 2010/0051795 A1	1-14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 2 . 0 9 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 4 . 1 0 . 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）

原 俊文

2 Q

4 0 7 8

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-204482 A (富士フイルム株式会社) 2009.09.10, 全文, 第 1-9 図 (ファミリーなし)	1-14