

(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
2011 年 10 月 13 日(13.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/125528 A1

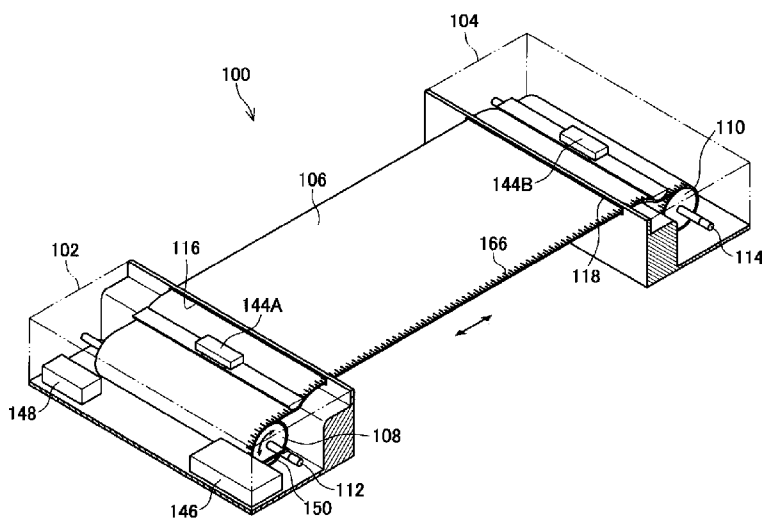
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/057259
- (22) 国際出願日: 2011 年 3 月 24 日(24.03.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-084581 2010 年 3 月 31 日(31.03.2010) JP
特願 2010-258225 2010 年 11 月 18 日(18.11.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 西納 直行 (NISHINO, Naoyuki) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 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 7 9 8 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 1 7 号 H K 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.
- (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: RADIATION IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線撮像装置

[図1]



(57) Abstract: An electronic cassette comprises two casings, a radiation detecting portion, and two driving mechanisms that can accommodate the radiation detecting portion and that are disposed in the respective casings. The area of the radiation detecting portion exposed to the outside and the exposure position on the radiation detecting portion can be changed. Since control is performed such that only the same exposure position is not repeatedly used, degradation of the radiation detecting portion caused by radiation can be dispersed. Thus, even when the electronic cassette is repeatedly used, the influence of the degradation caused by radiation does not concentrate on a region in one radiation detecting portion.

(57) 要約: 電子カセットは、2つの筐体のそれぞれに放射線検出部を収容可能な駆動機構を備え、外部に露出する放射線検出部の面積および放射線検出部上の露出位置を変更可能とした。同じ露出位置のみが繰り返し使用されることが

ないように制御したため、放射線による放射線検出部の劣化を分散することができる。このように、繰り返し使用しても、一枚の放射線検出部の中で放射線による劣化の影響が偏ることがない電子カセットを提供する。

WO 2011/125528 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

— 補正された請求の範囲 (条約第 19 条(1))

明 細 書

発明の名称：放射線撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮像装置に係り、特に可撓性を有した放射線検出部を備えた放射線撮像装置に関する。

背景技術

[0002] 医療診断を目的とする放射線撮影において、被写体を透過した放射線を検出して電気信号に変換する放射線撮像装置（以下電子カセットという）を使用した放射線画像検出装置が知られている。電子カセットには、放射線を直接電気信号に変換し電荷を蓄積する直接変換方式と、放射線を一度シンチレータで可視光に変換し、その可視光を固体検出素子で電気信号に変換して電荷を蓄積する間接変換方式がある。電子カセットは、撮影後直ちに放射線画像を表示できるメリットがあり、広く普及し始めている。

[0003] ところで、これまでは撮影部位および撮影手技に応じて、大きさの異なるフィルムまたは電子カセットを用いて撮影が行われていた。しかし、電子カセットは高価であるため、大きさの異なる複数台の電子カセットをそろえることが困難な場合があった。この問題を解決するために、近年では特開 2009-205155 号公報のように一枚の可撓性基体を用いて、撮影部位に合わせて撮影面積を可変とすることができる電子カセットが提案されている。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] 電子カセットは繰り返し使用することができるが、放射線を受けるため使用ごとに劣化していく。具体的には、放射線により半導体の特性劣化が進み、検出器の検出感度の劣化やスイッチング素子のスイッチング特性等が劣化する懸念がある。特に特許文献 1 のような電子カセットにおいては、引出口に近い領域が何度も使用されることになり、1 枚の放射線検出部の中で

も領域によって劣化具合に差が生じていた。１枚の放射線検出部の中で領域によって劣化具合に差が出ると、例えば、放射線検出部を最大限引き出すような大きさの被写体を撮影する場合に、１枚の画像の中で画質に差が生じる恐れがあった。本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、放射線検出部の大きさおよび使用する領域が可変であって、繰り返し使用による放射線検出部の劣化が一つの領域に集中することなく、長期使用が可能な電子カセットを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0005] 本発明に係る放射線撮像装置は、可撓性を有する放射線検出部と、第１の筐体と、第２の筐体と、前記放射線検出部を、前記第１の筐体内に收容し、または前記第１の筐体内から引出す第１の駆動機構と、前記放射線検出部を、前記第２の筐体内に收容し、または前記第２の筐体内から引出す第２の駆動機構と、を有し、前記第１の駆動機構に前記放射線検出部の一端部が取り付けられ、前記第２の駆動機構に前記放射線検出部の他端部が取り付けられた、ことを特徴とする。
- [0006] また、前記第１の筐体または前記第２の筐体の少なくとも一方に、前記第１の駆動機構または前記第２の駆動機構を自動で駆動させる自動駆動機構と、該自動駆動機構を制御する制御部と、を設けたことを特徴とする。
- [0007] また、前記放射線検出部に対する前記第１の筐体の位置および／または第２の筐体の位置を検出する位置検出部をさらに有することを特徴とする。

発明の効果

- [0008] 本発明によれば、高画質で長期間使用可能な電子カセットを提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0009] [図１]実施の形態１に係る電子カセットの斜視図である。
[図２]実施の形態１に係る電子カセットの断面図である。
[図３]放射線検出部の平面図である。
[図４]電子カセットの回路構成ブロック図である。

[図5]入力部の模式図である。

[図6]表示部の模式図である。

[図7]実施の形態 1 に係る電子カセットの使用例である。

[図8]放射線検出部を一の撮影方向に使用していく制御例、及び放射線検出部をもう一方の撮影方向に使用していく制御例である。

[図9]放射線検出部の同じ領域を複数回使用する制御例である。

[図10]放射線検出部の使用領域を毎回異なるものとする制御例である。

[図11]放射線検出部の使用状況を表示部に表示した表示例である。

[図12]実施の形態 2 に係る電子カセットの斜視図である。

[図13]実施の形態 2 に係る電子カセットを収容する状態にした図である。

[図14]実施の形態 2 に係る電子カセットの斜視図である。

[図15A]支持棒の構造を示した図である。

[図15B]支持棒の構造を示した図である。

[図16]モータが支持棒を駆動する構造の図である。

[図17]間接変換方式の放射線検出部の概略的な構成に示す断面模式図である。

[図18]信号出力部の概略的な構成を示す断面図である。

[図19]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20]放射線検出部を T F T 基板が内側側となるように巻取部に巻き取らせた状態を示す断面図である。

[図21]放射線検出部のシンチレータを柱状結晶で形成する場合の構成の一例を示す断面図である。

[図22]放射線検出部のシンチレータを柱状結晶で形成する場合の構成の一例を示す平面図である。

[図23] CsI の累積被曝量と感度の関係を示すグラフである。

[図24]駆動回路を形成した放射線検出部の構成を示す平面図である

発明を実施するための最良の形態

[0010] (実施の形態 1)

図 1 は、本実施の形態に係る電子カセット 100 の外観斜視図である。図 1 を用いて電子カセット 100 の概略構成について説明する。図 1 の斜線は筐体の断面を表す。電子カセット 100 は、外形がほぼ直方体状の形状を有する筐体 102 および筐体 104 と、筐体 102 または筐体 104 内に收容され、被写体を透過した放射線源からの放射線を検出し、放射線画像情報に変換する可撓性の放射線検出部 106 とを有する。放射線検出部 106 は、撮影位置を変えて複数回の撮影ができるような十分な長さを持った矩形のシート状に形成されている。放射線検出部 106 は、具体的には、長辺が約 5 メートル、短辺が約 1 メートルである。

[0011] 筐体 102 内には、筐体 102 内で回転自在に收容された円柱状の巻取部 108 が設けられている。巻取部 108 の内部には、巻取部 108 の中心軸に沿って回転軸 112 が設けられている。回転軸 112 は、巻取部 108 の中心軸より長い。回転軸 112 の両端は円柱状の巻取部 108 の上面および下面から露出して、筐体 102 内の内壁に回転自在に取り付けられている。このような構成により、巻取部 108 は回転軸 112 を軸として回転する。筐体 104 内には、筐体 104 内で回転自在に收容された円柱状の巻取部 110 がある。巻取部 110 の内部には、巻取部 110 の中心軸に沿って回転軸 114 がある。巻取部 110 および回転軸 114 の構成は、巻取部 108 および回転軸 112 と同じである。よって、巻取部 110 は回転軸 114 を軸として回転する。筐体 102 は開口部 116 を有し、筐体 104 は開口部 118 を有する。放射線検出部 106 は、一端が開口部 116 および巻取部 108 を通って回転軸 112 に固定され、他端部が開口部 118 および巻取部 110 を通って回転軸 114 に固定されている。このような構成により、電子カセット 100 は、放射線検出部 106 を巻取部 108 または巻取部 110 へ巻回することで、筐体 102 または筐体 104 内へ放射線検出部 106 を收容可能となっている。また、このような構成により、外部へ露出している放射線検出部 106 の面積（以下露出面積という）を、放射線検出部 106 の面積の範囲内で自在に変更することができ、放射線検出部 106 全体

の中での露出している領域の位置（以下露出位置という）も変更することができる。これにより撮影に使用する放射線検出部 106 の領域をユーザーが自由に決定することができる。ただし、放射線検出部 106 の両端部、具体的には、両端部から開口部 116 から回転軸 112 までの領域または開口部 118 から回転軸 114 までの領域は、筐体 102 または筐体 104 から露出させることはできない。放射線検出部 106 の表面には、目盛り 166 が付されている。これにより放射線検出部 106 を引き出した量が目視にて確認することができる。

[0012] 図 2 は、筐体 102 の断面図である。図 2 を用いて筐体 102 の構成について詳細に説明する。筐体 102 は、内部に中空部 120 を有する円柱状の巻取部 108、巻取部 108 の中心軸に沿って巻取部 108 を貫通した回転軸 112、および回転軸 112 に取り付けられた図示しないバネを有する。回転軸 112 は、円柱状の巻取部 108 の上面および下面に設けられた図示しない円状の部材を介して巻取部 108 と接続されている。回転軸 112 の両端は、軸受けを介して筐体 102 の内壁に回転自在に取り付けられている。この構成により、巻取部 108 は、内部に中空部を設けつつ、回転軸 112 を軸として回転する。回転軸 112 には、回転軸の回転を制御するモータ 122A が取り付けられている。モータ 122A が回転することで回転軸 112 が回転し、巻取部 108 が回転駆動する。巻取部 108 は、長手方向に開口部 124 を有している。放射線検出部 106 は、開口部 124 を通って巻取部 108 内部の中空部 120 へ收容され、回転軸 112 に巻きつけられて固定されている。

[0013] 放射線検出部 106 の一端部 106A には、電子回路 126A が実装されている。電子回路 126A は、中空部 120 内に收容されている。また、筐体 102 上には、表示部 142 及び入力部 136 が設けられ、筐体 102 内には、放射線検出部 106 の巻取量を検出する巻取量検出センサ 140A が設けられている。入力部 136 は、ユーザーから、放射線検出部 106 の巻取り命令、放射線検出部 106 の引き出し命令、患者情報の入力、撮影部位

の指定、および放射線検出部 106 が露出する面積の入力操作等を受け付ける。巻取量検出センサ 140A には、既知のセンサを用いることができる。ここでは、巻取部 108 の回転数を検出するセンサを用いる。巻取量検出センサ 140A は、巻取部 108 の半径の長さおよび巻取部 108 の回転角度から放射線検出部 106 の引出量を演算し、表示部 142 へ出力する。表示部 142 は、巻取量検出センサ 140A からの出力を受けて、放射線検出部 106 の露出面積を表示する。さらに、筐体 102 の開口部 116 付近には、放射線検出部 106 の引出量を制御するためのストッパ 144A が設けられている。ストッパ 144A は、放射線検出部 106 を上面および下面から挟んで巻取り引出しを不可にする。ストッパ 144A は、放射線検出部 106 を巻取りおよび引き出し可能な OFF 状態と巻取りおよび引き出し不可な ON 状態を切り替えることができる。

[0014] また、筐体 102 内には、着脱可能なバッテリー 146 および入出力インターフェース 148 が收容されている。バッテリー 146 は、回転軸 112 の一端まで伸びる外部端子 150 を有し、この外部端子 150 の先端には、回転軸 112 に常時接触するブラシ 152 が設けられている。ブラシ 152、回転軸 112、放射線検出部 106、電子回路 126A、モータ 122A、入力部 136、巻取量検出センサ 140A、表示部 142、およびストッパ 144A は電氣的に接続されている。バッテリー 146 からの電力は、ブラシ 152 および回転軸 112 を介して、放射線検出部 106、電子回路 126A、モータ 122A、入力部 136、巻取量検出センサ 140A、表示部 142 およびストッパ 144A へ供給される。

[0015] さらに、筐体 102 の内壁には図示しない鉛または銅の板が配設されている。この鉛の板により、筐体 102 へ放射線が照射されることによる、筐体 102 内に收容されている放射線検出部 106 および電子回路 126A 等の損傷を防いでいる。

[0016] 筐体 104 の構成は筐体 102 とほぼ同様である。筐体 104 内のモータ 122B、電子回路 126B、巻取量検出センサ 140B、およびストッパ

１４４Ｂは、放射線検出部１０６を介して電子回路１２６Ａおよびバッテリー１４６と電氣的に接続されている。このような構成により、筐体１０２内部のバッテリー１４６が筐体１０４内に電源を供給することができ、筐体１０４内にバッテリーを設ける必要がなくなる。

[0017] 図３は、放射線検出部１０６の平面図である。図３を用いて放射線検出部１０６の構成について説明する。放射線検出部１０６は可撓性を有する。具体的には、放射線検出部１０６は、多数の画素１５４が形成された放射線変換部１５６と、多数の画素１５４に対して配線される多数のゲート線１５８が形成された第１フレキシブル配線部１６０と、多数の画素１５４に対して配線される多数の信号線１６２が形成された第２フレキシブル配線部１６４とを有する。

[0018] 図４は、放射線検出部１０６の回路構成およびその周辺構成のブロック図である。図４を用いて放射線検出部１０６の詳細な構成について説明する。放射線検出部１０６は、端部に電子回路１２６Ａを有する。電子回路１２６Ａは、カセット制御部１２８、読出回路１３０、送受信部１３２、画像メモリ１３４、入力部１３６、画像記憶部１３７、撮影面積記憶部１３８および使用状況記憶部１３９を有する。

[0019] カセット制御部１２８は、放射線検出部１０６の回路の駆動、電子回路１２６Ａの駆動、回転駆動電子回路１２６Ｂの駆動、モータ１２２Ａの駆動、モータ１２２Ｂの駆動、ストッパ１４４ＡのＯＮ／ＯＦＦの制御およびストッパ１４４ＢのＯＮ／ＯＦＦを制御する。読出回路１３０は、放射線検出部１０６によって変換された放射線画像情報を読み出す。送受信部１３２は、読出回路１３０によって読出された放射線画像情報を含む信号を送受信する。画像メモリ１３４は、読出し回路１３０によって読出された放射線画像情報を記憶する。画像記憶部１３７は、書き込み読み出しが可能なメモリである。画像記憶部１３７には、撮影した放射線画像および撮影した患者の情報等が記憶される。撮影面積記憶部１３８は、電子カセット１００の動作プログラムおよび入力部１３６によって指定される撮影部位毎に対応した放射線

検出部 106 の露出面積の値を記憶している。使用状況記憶部 139 は、放射線検出部 106 の使用状況を記憶している。具体的には、使用状況記憶部 139 は、前回の撮影で使用した放射線検出部 106 の領域、および放射線検出部 106 を分けた複数の領域それぞれの撮影回数を記憶している。使用状況記憶部 139 に記憶した放射線検出部 106 の使用状況を基に、カセット制御部 128 は、同じ領域のみが繰り返し撮影に使用されないように制御する。これによって、放射線検出部 106 の劣化が特定の領域に偏ることがなくなる。画像記憶部 137、撮影面積記憶部 138 および使用状況記憶部 139 は、ハードディスク等の既知の記憶装置を用いることができる。入出力インターフェース 148 は、送受信部 132 との間で、放射線画像情報を含む信号を送受信する。送受信部 132 と入出力インターフェース 148 との信号のやりとりは、周波数が 3 kHz 以上 3 T（テラ）Hz 以下の電波や、赤外線で行うことができる。電波で行う場合は、送受信部 132 および入出力インターフェース 148 に、それぞれ送受信用のアンテナを設けることによって、信号のやりとりを実現することができる。

[0020] 光電変換層 168 は、放射線を感知して電荷を発生させるアモルファスセレン（a-Se）等の物質からなる。光電変換層 168 は、行列状に並んだ薄膜トランジスタ（TFT: Thin Film Transistor）170 のアレイの上に配置されている。光電変換層 168 は、発生した電荷を蓄積容量 172 に蓄積した後、各行毎にゲート線 158 を通して TFT 170 を順次オンにして、電荷を画像信号として読み出す。図 4 では、光電変換層 168 及び蓄積容量 172 からなる 1 つの画素 154 と、1 つの TFT 170 との接続関係のみを詳細に示し、その他の画素の構成については省略してある。各画素 154 に接続される TFT 170 には、行方向と平行に延びるゲート線 158 および列方向と平行に延びる信号線 162 が接続される。各ゲート線 158 は、第 1 フレキシブル配線部 160 を介して読出回路 130 のライン走査駆動部 174 に接続される。各信号線 162 は、第 2 フレキシブル配線部 164 を介して読出回路 130 のマルチプレクサ 176 に接

続される。ゲート線 158 には、行方向に配列された T F T 170 をオンオフ制御する制御信号 V o n、V o f f がライン走査駆動部 174 から供給される。ライン走査駆動部 174 は、ゲート線 158 を切り替える複数のスイッチ S W 1 およびスイッチ S W 1 の 1 つを選択する選択信号を出力する第 1 アドレスデコーダ 178 を備える。第 1 アドレスデコーダ 178 には、カセット制御部 128 からアドレス信号が供給される。また、信号線 162 には、列方向に配列された T F T 170 を介して各画素 154 の蓄積容量 172 に保持されている電荷が流出する。この電荷は、読出回路 130 の増幅器 180 によって増幅される。増幅器 180 には、読出回路 130 のサンプルホールド回路 182 を介してマルチプレクサ 176 が接続される。マルチプレクサ 176 は、信号線 162 を切り替える複数のスイッチ S W 2 およびスイッチ S W 2 の 1 つを選択する選択信号を出力する第 2 アドレスデコーダ 184 を備える。第 2 アドレスデコーダ 184 には、カセット制御部 128 からアドレス信号が供給される。マルチプレクサ 176 には、読出回路 130 の A/D 変換器 186 が接続される。放射線画像情報が、A/D 変換器 186 によってデジタル信号に変換され、カセット制御部 128 を介して画像メモリ 134 に記憶される。画像メモリ 134 に記憶された放射線画像情報は、送受信部 132 および入出力インターフェース 148 を介して、図示しない携帯情報端末等に送信される。また放射線画像情報は、画像記憶部 137 に記憶することもできる。放射線画像情報は、必要に応じて、データ圧縮される。

[0021] 続いて図 5 を用いて入力部 136 が有する各ボタンについて説明する。図 5 は、入力部 136 の模式図である。入力部は、メニューボタン 188、決定ボタン 190、上ボタン 192、下ボタン 194、筐体 102 へ放射線検出部 106 を巻き取るための巻取りボタン 196、筐体 102 から放射線検出部 106 を引き出すための引き出しボタン 198、筐体 104 へ放射線検出部 106 を巻き取るための巻取りボタン 200、筐体 104 へ放射線検出部 106 を引き出すための引き出しボタン 202、筐体 102 のストッパ 1

４４Ａに対するＯＮ／ＯＦＦ切り替えスイッチ２０４および筐体１０４のストッパ１４４Ｂに対するＯＮ／ＯＦＦ切り替えスイッチ２０６を有する。

[0022] ユーザーが、メニューボタン１８８を所定時間押すと、電子カセット１００の電源がＯＮされる。メニューボタン１８８は、撮影メニューを表示させるボタンである。メニューボタン１８８が押されると表示部１４２へ撮影メニューが表示される。撮影メニューには、撮影部位に基づく撮影面積の指定モード、撮影面積の直接指定モード、表示図からの撮影面積の指定モードおよび患者情報の入力モード等がある。撮影メニューの選択は上ボタン１９２、下ボタン１９４および決定ボタン１９０を用いて行う。

[0023] 撮影部位の指定モードは、例えば、胸部、頭部、腹部、腕部、脚部、足部等の中から、ユーザーが、撮影する部位を指定することができる。撮影部位が指定されると、カセット制御部１２８は、撮影面積記憶部１３８に予め記憶されている各部位に応じた撮影面積の読出しを行う。撮影面積の直接指定モードでは、ユーザーがテンキー１９８を用いて数値を入力して面積を入力することができる。

[0024] 撮影面積の直接指定モードは、部位の指定だけでは対応できない大きさの撮影面積を選択したい場合に使用される。表示図からの撮影面積の指定モードでは、表示部１４２に表示されている放射線検出部１０６の全領域図、露出面積および露出位置から、露出面積および露出位置を手動で調節する。

[0025] 表示図からの撮影面積の指定モードでは、放射線検出部１０６の露出面積および露出位置をユーザーが自由に指定することができる。患者情報の入力モードでは、ユーザーがテンキー１９８を用いて患者の情報を入力することができる。

[0026] 筐体１０２へ放射線検出部１０６を巻き取るための巻取りボタン１９６、筐体１０２から放射線検出部１０６を引き出すための引き出しボタン１９８、筐体１０４へ放射線検出部１０６を巻き取るための巻取りボタン２００および筐体１０４から放射線検出部１０６を引き出すための引き出しボタン２０２は、筐体１０２または筐体１０４に対して、放射線検出部１０６の巻取

り操作および引き出し操作を指定できる。露出面積を大きくしたい場合または小さくしたい場合等に使用することで、露出面積の大きさの調節ができる。筐体102のストッパ144Aに対するON/OFF切り替えスイッチ204および筐体104のストッパ144Bに対するON/OFF切り替えスイッチ206は、筐体102および筐体104に設けられたストッパ144A、144BのON/OFFを手動で切り替えることができる。切り替えスイッチ204または切り替えスイッチ206をOFFにすることで、筐体102または筐体104から、放射線検出部106を手動で引き出すことができる。

[0027] 図6は、表示部142の表示例である。表示部142は、指定された撮影部位、放射線検出部106の筐体102および筐体104への収容面積、放射線検出部106の全領域208A、露出面積、および露出位置208Bが表示される。図6では、各筐体内に巻回されている面積の数値が表示部142に表示されている。表示部142の表示を、胸部x回分、足部y回分など、撮影部位で考えると何回分の面積が巻回されているかという表示にすることもできる。具体的には、各部位に対応した面積で各筐体内に巻回されている面積を除算することで、各撮影部位に対応した面積の何個分の面積が巻回されているかを算出することができる。このように各撮影部位に対応した表示とすると、各筐体内に巻回されている面積を、ユーザーが直感的に把握しやすい。

[0028] 続いて電子カセット100の動作について説明する。

[0029] 電子カセット100は、ユーザーが使用しない場合は、筐体102または筐体104に放射線検出部106が巻回され、放射線検出部106の露出面積が0となった状態で保存される（以下収容状態という）。

[0030] 電子カセット100を使用する時は、ユーザーが電源をONし、入力部136で患者情報を入力する。具体的には測定する患者の名前やID等を入力する。続いて入力部136で放射線検出部106の露出面積を設定する。例えば入力部136で撮影部位が指定されると、カセット制御部128は、指

定された撮影部位に応じた露出面積を撮影面積記憶部 138 から読み出す。カセット制御部 128 は、撮影面積記憶部 138 から読みだされた撮影部位に応じた露出面積、巻取部 108 に巻回された放射線検出部 106 の面積および巻取部 110 へ巻回された放射線検出部 106 の面積に基づいて、巻取部 110 および巻取部 108 が回転すべき角度を計算する。通常は一の引き出し方向へ放射線検出部 106 の巻取りおよび引き出しを行うことで、放射線検出部 106 の露出位置を変更する。具体的には、撮影部位に応じた露出面積と、巻取部 108 または巻取部 110 の半径の長さとに基づいて、巻取部 108 または巻取部 110 が回転する角度を演算する。角度の演算が終了した後に、カセット制御部 128 はストッパを OFF にする命令を与え、演算した角度だけモータに回転命令を与える。モータの回転が終了した後、カセット制御部はストッパを ON にする命令を与えて放射線検出部 106 の巻取りおよび引き出しを不可とする。このようにしてカセット制御部 128 は、巻取部 108 を回転させ、放射線検出部 106 の露出面積が撮影面積記憶部 138 から読みだされた露出面積と同一となるように調節する。

[0031] 図 7 は、電子カセット 100 の使用時の模式図である。図 7 は、ベッド 214 の上に患者 210 が寝ていて、患者 210 の胸部を撮影している場面を表す。患者 210 とベッド 214 の間に電子カセット 100 を置く。具体的には、患者 210 の胸部とベッド 214 の間に放射線検出部 106 が位置するように電子カセット 100 を置く。患者の上部にある放射線照射部 212 から、患者 210 を通って放射線検出部 106 へ向けて放射線を照射して撮影を行う。

[0032] 患者 210 を透過した放射線は、露出した放射線検出部 106 を構成する各画素 154 の光電変換層 168 によって電気信号に変換され、電気信号は、蓄積容量 172 に電荷として保持される。次いで、各蓄積容量 172 に保持された患者 210 の放射線画像情報である電荷情報は、カセット制御部 128 からライン走査駆動部 174 及びマルチプレクサ 176 に供給されるアドレス信号に従って読み出される。

- [0033] ライン走査駆動部 174 の第 1 アドレスデコーダ 178 は、カセット制御部 128 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ SW1 の 1 つを選択し、対応するゲート線 158 に接続された TFT 170 のゲートに制御信号 Von を供給する。一方、マルチプレクサ 118 の第 2 アドレスデコーダ 184 は、カセット制御部 128 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ SW2 を順次切り替え、ライン走査駆動部 174 によって選択されたゲート線 158 に接続された各画素 154 の蓄積容量 172 に保持された電荷情報である放射線画像情報を、信号線 162 を介して順次読み出す。
- [0034] 選択されたゲート線 158 に接続された各画素 154 の蓄積容量 172 から読み出された放射線画像情報は、各増幅器 180 によって増幅された後、各サンプルホールド回路 182 によってサンプリングされ、マルチプレクサ 176 を介して A/D 変換器 186 に供給され、デジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された放射線画像情報は、カセット制御部 128 の画像メモリ 134 に一旦記憶される。
- [0035] ライン走査駆動部 174 の第 1 アドレスデコーダ 178 は、カセット制御部 128 から供給されるアドレス信号に従ってスイッチ SW1 を順次切り替え、各ゲート線 158 に接続されている各画素 154 の蓄積容量 172 に保持された電荷情報である放射線画像情報を、信号線 162 を介して読み出す。読み出した放射線画像情報を、マルチプレクサ 176 及び A/D 変換器 186 並びにカセット制御部 134 を介して画像メモリ 134 に記憶する。放射線画像情報が画像メモリ 134 に記憶されると、カセット制御部 128 は、撮影で使用した放射線検出部 106 の位置を特定する。具体的には、筐体 102 および筐体 104 の巻取量検出センサの値から、放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を特定する。カセット制御部 128 は、特定した露出面積および露出位置を使用状況記憶部 139 へ記憶する。
- [0036] さらに、カセット制御部 128 は、放射線検出部 106 の露出位置ごとの使用回数を使用状況記憶部 139 へ記憶する。具体的には、放射線検出部 1

０６の全領域を、放射線検出部１０６が引き出される方向に１ｃｍ刻みで分割し、筐体１０２および筐体１０４の巻取量検出センサの値から使用された領域を特定し、特定した領域の使用回数を１インクリメントして記憶する。このようにして放射線検出部１０６を、引き出し方向へ１ｃｍ刻みで使用回数を記憶することができる。画像メモリ１３４に記憶された放射線画像情報は、圧縮処理された後、画像記憶部１３７へ記憶または送受信部１３２および入出力インターフェース１４８を介して無線通信により携帯情報端末に送信される。

[0037] 続いて撮影を行う場合は、使用状況記憶部１３９に記憶された、直前の撮影で使用された領域と異なる領域が露出するように、カセット制御部１２８は巻取部１０８および巻取部１１０の回転を制御する。この場合、前の撮影で使用した露出面積と次の撮影で使用する露出面積とが同じ場合は、モータ１２２Ａおよびモータ１２２Ｂを、等速で回転駆動し、前の撮影で使用した面積だけ巻取りまたは引き出しを行うことで、露出面積を変更せず露出位置のみを変更する。前の撮影で使用した露出面積と次の撮影で使用する露出面積とが異なる場合は、モータ１２２Ａおよびモータ１２２Ｂの回転駆動の速さまたは回転数に差をつけることで露出面積を異ならせる。例えば、露出面積を前の撮影の露出面積より小さくしたい場合には、カセット制御部１２８は、引き出し側のモータの回転量を巻取り側のモータの回転量より少なくするか、所望の露出面積になった時に引き出し側のストッパをＯＮにするという制御を行う。

[0038] 放射線画像の撮影が終了すると、ユーザーは筐体１０２へ放射線検出部１０６を巻き取るための巻取りボタン１９６または筐体１０４へ放射線検出部１０６を巻き取るための巻取りボタン１９８を押す。巻取りボタン１９６または巻取りボタン１９８の操作に応じて、カセット制御部１２８は、ストッパのＯＦＦ命令を出した後に、筐体１０２または筐体１０４内のモータに巻取り命令を出し、放射線検出部１０６を巻取部１０８または巻取部１１０へ巻回して、収容状態とする。

- [0039] このように本実施の形態の電子カセット 100 は、放射線検出部 106 の露出面積および露出位置が可変であって、直前の露出位置と異なる露出位置を使用するように制御するため、放射線による放射線検出部の劣化が同じ領域に集中することがなくなる。
- [0040] 続いて、電子カセット 100 を用いて複数回の撮影を行う場合の、放射線検出部 106 の露出位置の変更動作の一例について図 8 を用いて説明する。図 8 は放射線検出部 106 を模式的に描いた図である。前述のように、電子カセット 100 は、撮影ごとに、放射線検出部 106 の露出面積、露出位置、および露出位置ごとの使用回数を使用状況記憶部 139 へ記憶して撮影を終了する。電子カセット 100 は、ユーザーからの患者情報および露出面積の入力操作を撮影終了毎に受け付ける。
- [0041] ユーザーから患者情報および露出面積についての指定を受けたカセット制御部 128 は、図 8 に示すように、初め一方の巻取部（巻取部 A という）のみに巻回された放射線検出部 106 を引き出し方向に順に引き出して使用していく。この場合、前回の撮影で使用した領域は、次の撮影では外部へ露出しないように制御する。ユーザーから指定された面積が、巻取部 A に巻回されていた面積より大きい場合（図 8 の n 回目の場合）、カセット制御部 128 は、巻取部 A から全て引き出しを行い、もう一方の巻取部（巻取部 B という）の巻取りまたは引き出しを行って、放射線検出部 106 の露出面積を指定された露出面積と同一とする制御を行う（図 8）。言い換えれば巻取部 B にのみ放射線検出部 106 が巻回された状態から、巻取部 A に向けて引き出しを行うことで、ユーザーによって指定された露出面積を露出させる。このように制御することで、同一方向に引き出して使用すると面積が足りない場合でも、直前に使用した領域を再び使用する範囲を狭くすることができる。また、放射線検出部 106 を端から順に使用していくため、撮影毎に異なる面積で撮影したい場合にも対応可能で、放射線検出部 106 の使用状況を平均化することができる。
- [0042] 以上述べたように実施の形態 1 の電子カセット 100 によれば、筐体 10

2または筐体104へ放射線検出部106を収容可能な構成としたため、放射線検出部106の露出面積および露出位置が可変である。電子カセット100は、撮影に使用した放射線検出部106の領域を記憶し、直前に使用した露出位置と異なる露出位置を外部へ露出させるように制御するため、放射線による劣化が同じ露出位置に集中することがなくなる。また、電子カセット100は、使用しない時は放射線検出部106を巻取り、収容状態にするため、子カセット100をコンパクトに仕舞うことができ、持ち運びにも便利となる。

[0043] 本実施の形態のように、各筐体内部に自動で巻取部を回転させるモータを設けると、放射線検出部106の露出面積および露出位置の調節を自動で行うことができる。また、電子カセット100を収容状態とする場合、2個のモータがそれぞれ巻取りを行うことで、素早く収容状態に変更することができる。

[0044] 本実施の形態のように、放射線検出部106を長形状のシートとすると、短辺の長さは一定なため、巻取り方向の長さ変化のみを見て面積の計算ができる。そのため面積の計算が簡単となり、モータの回転の制御が行いやすい。

[0045] 電子カセット100を用いて複数回の撮影を行う場合の、放射線検出部106の露出位置の変更動作の別の例について図9を用いて説明する。図9は、放射線検出部を模式的に描いた図である。この例では、同じ露出位置で複数回の撮影を行い、予め設定された回数の撮影が行われると、露出面積および露出位置が可変となる。具体的には、カセット制御部128が、図9に示す領域1から使用を開始するように巻取部108および巻取部110の回転を制御して露出面積および位置を調節し、ストッパをONとする。図中の矢印はそれぞれの撮影で使った幅を表す。例えば、ユーザーが露出面積を入力し、カセット制御部128が、入力された露出面積に対応した幅Mの領域1が外部に露出するように巻取部108および巻取部110を回転させたとする。撮影で使用した幅（図中矢印の長さで表す）に関わらず、領域1で3回

撮影が行われると、カセット制御部 128 は、ストッパを OFF にする。続いてユーザーからの露出面積の入力を受け付ける。カセット制御部 128 は、ユーザーが入力した露出面積に対応した幅 N を持った領域 2 が外部へ露出するように巻取部 108 および巻取部 110 の回転を制御してストッパを ON とする。領域 2 で 3 回撮影が行われると、領域 3 が使用される。これを繰り返し、3 回撮影される毎に順に一つ隣の領域が使用される。このように放射線検出部 106 を使用していくことで、放射線検出部 106 の端から順に所望の幅の領域を使用しつつ、撮影毎に領域の幅を調節する必要がなくなり、消費電力の低減をすることができる。また、同じ領域を所定回数だけ繰り返し使用するため、各領域毎の使用回数を同等とすることができる。

[0046] 予め決められた回数だけ使用する前に電子カセット 100 を収容したい場合は、電子カセット 100 は、ストッパが OFF となっている、またはストッパを設けていない筐体へ収容を行い、片方のストッパのみ ON とするように制御することで、現在使用している位置が変更されないようにする。このように制御することで、放射線検出部 106 の露出位置を変更せずに収納状態とすることができる。そのため、撮影中に急に運搬または収容したい場合にも、使用していた領域を固定したまま収容状態とすることができる。なお、ここでは 3 回の使用を例に挙げたがこれは 3 回に限られない。

[0047] また、撮影回数を基にして領域を変更することに限られない。例えば放射線検出部 106 の複数の箇所に累積線量を測定する機能を設け、累積線量を基に使用する領域を変更してもよい。累積線量を測定する場合は、同一の露出位置を複数回使用し、当該露出位置が予め設定した線量に達すると、カセット制御部 128 から命令が出て、ストッパが OFF となり、放射線検出部 106 の位置を変更可能となるように制御される。このように制御することで、累積放射線量が所定の値になった段階で使用領域を変更することができる。放射線検出部 106 の累積放射線量が全体で略等しくなるように使用することができる。また、累積放射線量は、必ずしも累積線量を検出する機能によって測定するものでなくてもよい。例えば、カセット制御部 128 が、X

線源と通信を行い、放射線検出部 106 の露出領域と対応させて累積線量の概算値を求めるようにしてもよい。

[0048] 電子カセット 100 を用いて複数回の撮影を行う場合の、放射線検出部 106 の露出位置の変更動作の別の例について図 10 を用いて説明する。図 10 は、放射線検出部を模式的に描いた図である。図 10 の斜線および点線で囲まれた部分は、撮影に使用された領域を表す。この例では、放射線検出部 106 は幅 L で等分され、毎回の撮影での露出面積は等しい。この例では、一度の撮影でどれだけの面積を使用したかに係わらず、一度の撮影毎に右隣の領域を使用する。図 10 に示す左端の領域から使用を開始し、1 回目の撮影で図 10 の斜線で囲まれた 1 回目撮影の部分を使用したとする。1 回目の撮影終了後、カセット制御部 128 は、予め設定された右隣の領域が露出するように巻取部 108 および巻取部 110 を駆動する。2 回目の撮影後も 1 回目の撮影後と同様に、全領域を使用したか否かに拘らず、さらに右隣の領域を露出させる。これを繰り返し、 $n+1$ 回目で右端の領域まで使用すると、次の撮影では n 回目で使用した領域を使用する。その次の撮影では $n-1$ 回目の撮影で使用した領域を使用する。このように放射線検出部 106 を使用していくと、前回使用した領域を次の撮影で使用する事がなくなり、使用状況の分散化を図ることができる。また、露出面積が毎回の撮影で等しいため、カセット制御部 128 によるモータおよび巻取部の回転の制御が毎回同様の制御となり、処理速度が向上する。

[0049] 電子カセット 100 を用いて複数回の撮影を行う場合の、放射線検出部 106 の露出位置の変更動作の別の例について図 11 を用いて説明する。図 11 は、表示部 142 の表示例である。放射線検出部 106 の全領域 208A、露出面積および露出位置 208B が表示される領域の上部に、横軸を放射線検出部 106 の領域、縦軸を放射線検出部 106 の領域毎の使用回数としたグラフ 216 が表示部 142 に表示されている。グラフ 216 は、放射線検出部 106 の 1 cm 刻みの使用回数を記憶した結果をグラフ化して表示している。点線 218 は、放射線検出部 106 の推奨使用回数の上限を表す。

ユーザーはグラフ 216 を見て、使用回数が少ない露出位置を選択することができる。特に、前回使用したユーザーと今回使用するユーザーが異なる場合、前回使用したユーザーがどの領域を何回使用したかも記憶されるため、グラフ 216 を見ることで放射線検出部 106 の使用状況を一目で把握することができる。さらに、表示部 142 が、ユーザーごとの使用状況を色分けして表示すると、各ユーザーがどの領域を重点的に使用しているかを把握することができる。

- [0050] また、ユーザーが撮影部位または撮影に使用する面積を指定し、電子カセット 100 が、当該撮影部位または撮影に使用する面積に最適な露出位置を自動で決定して、放射線検出部 106 を外部に露出させるよう制御してもよい。具体的には、カセット制御部 128 が、指定された撮影部位または面積に応じて決定された露出面積と、放射線検出部 106 の全領域に対して 1 cm 毎に記憶されている使用回数とから、当該露出面積を使用した場合の使用回数の合計が最も少なくなる領域を露出位置として決定する。例えば引き出し方向に 10 cm 引き出す幅で撮影を行う場合、カセット制御部 128 は、放射線検出部 106 の全領域の左端から 10 cm 分の使用回数を合計して記憶する。次に、カセット制御部 128 は、計算を行った領域を右に 1 cm ずらし、使用回数を合計して記憶する。カセット制御部 128 は、この動作を順に行い、右端までの領域毎の使用回数を合計してそれぞれ記憶する。その後、カセット制御部 128 が、使用回数の合計が最も少ない領域を露出位置として決定する。カセット制御部 128 は、決定された露出位置が露出するように巻取部 108 および巻取部 110 の回転を制御する。このように、カセット制御部 128 が、自動的に使用回数が少ない露出位置を決定すると、ユーザーが特に意識せずに、放射線検出部 106 の領域毎の使用回数を平均化することができる。これにより、放射線撮影による放射線検出部 106 の領域毎の劣化具合がより均一になるように使用することができる。また、カセット制御部 128 は、推奨使用回数の上限を超えている領域が、使用不可であると判断し、外部に露出しないように制御してもよい。このように制御

すると、ユーザーが、画質に劣化が生じる可能性のある領域を使用することがなくなる。

[0051] なお、図 8 から図 11 の説明で述べた、複数回撮影する場合における放射線検出部の露出位置の変更方式について、どれか一つの方式の制御のみを使い続ける必要はなく、使用するユーザーが、変更方式を自由に選択することができる。特に、使用開始後、図 8 から図 10 の説明で述べた制御による撮影を何度か繰り返した後は、図 11 の説明で述べた制御を行うことが望ましい。図 8 から図 10 の説明で述べた制御を行っても、ユーザーの使用形態によっては放射線検出部 106 の劣化具合の偏りが生じる可能性がある。その場合、図 11 の説明で述べたように、カセット制御部 128 が、放射線検出部 106 の使用状況を厳密に把握し、最も使用回数の少ない領域を使用するように制御することで、既に使用状況の偏りが生じてしまった放射線検出部 106 においても、使用状況の平均化を図ることができる。これにより領域ごとに画質に差が生じてしまった放射線検出部 106 においても、画質を略同一とすることができる。

[0052] なお、本実施の形態では、放射線検出部 106 を、放射線を電気信号に変換する固体検出素子を用いた、いわゆる直接変換型としたが、放射線検出部 106 は、放射線画像情報が得られれば必ずしも直接変換型に限られない。例えば、放射線を可視光に一旦変換するシンチレータと可視光を電気信号に変換する固体検出素子とを用いた間接変換型としてもよい。シンチレータとしては、GOS (Gd₂O₂S : Tb) 又は CsI : Tl 等を母体とする蛍光体を用いることができる。また、シンチレータとして、プラスチックシンチを用いてもよい。例えば、ポリエチレンテレフタレートを用いれば波長変換剤不要で放射線を計測できる。間接変換型の場合は、シンチレータと、TFET のアレイが形成され、かつ、アモルファスシリコン等の物質からなる固体検出素子を用いて可視光を電気信号に変換する光電変換層と、を積層することにより放射線検出部 106 が形成される。なお、固体検出素子として、フレキシブル CMOS (例えば、有機 CMOS) を用いてもよい。

- [0053] ここで、放射線検出部 106 を間接変換方式とした場合の構成について説明する。なお、上記実施の形態 1 の電子カセット 100 及び放射線検出部 106 の構成（図 1 ～図 4）と対応する部分には同一の符号を付して説明する。
- [0054] 図 17 は、間接変換方式の放射線検出部 106 の 3 つの画素 154 部分の構成を概略的に示す断面模式図である。
- [0055] この放射線検出部 106 は、可撓性を有する絶縁性の基板 400 上に、信号出力部 402、センサ部 403、及びシンチレータ 404 が順次積層している。信号出力部 402、センサ部 403 により画素 154 が構成されている。画素 154 は、基板 400 上に複数配列されており、各画素 154 における信号出力部 402 とセンサ部 403 とが重なりを有するように構成されている。
- [0056] シンチレータ 404 は、センサ部 403 上に透明絶縁膜 406 を介して形成されており、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 404 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。
- [0057] シンチレータ 404 が発する光の波長域は、可視光域（波長 360 nm ～ 830 nm）であることが好ましい。更に、この放射線検出部 106 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。
- [0058] シンチレータ 404 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）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。
- [0059] シンチレータ 404 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 404 を形成する場合、蒸着基板は、X 線の透過率

およびコストの面からA1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404としてGOSを用いる場合、蒸着基板を用いずにGOSを塗布することにより、シンチレータ404を形成してもよい。

[0060] センサ部403は、上部電極410、下部電極412、及び該上下の電極間に配置された光電変換膜414を有している。

[0061] シンチレータ404により生じた光を光電変換膜414に入射させる必要があるため、上部電極410を、少なくともシンチレータ404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、上部電極410に、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410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、及び透明性の観点からはITOが最も好ましい。なお、上部電極410は、全画素154で共通の一枚構成としてもよく、画素154毎に分割してもよい。

[0062] 光電変換膜414は、シンチレータ404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。光電変換膜414を、光が照射されることにより電荷を発生する材料により形成すればよく、例えば、アモルファスシリコンや有機光電変換材料などにより形成することができる。アモルファスシリコンを含む光電変換膜414であれば、幅広い吸収スペクトルを持ち、シンチレータ404による発光を吸収することができる。有機光電変換材料を含む光電変換膜414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404による発光以外の電磁波が光電変換膜414に吸収されることがほとんどない。従って、X線等の放射線が光電変換膜414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。

- [0063] 光電変換膜 414 を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ 404 で発光した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 404 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 404 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 404 から発さ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 404 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。
- [0064] 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 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 404 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 以内にすることが可能となる。従って、光電変換膜 414 で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。
- [0065] 次に、間接変換方式の放射線検出部 106 に適用可能な光電変換膜 414 について具体的に説明する。
- [0066] 間接変換方式の放射線検出部 106 における電磁波吸収／光電変換部位を、1 対の下部電極 412、上部電極 410 と、該下部電極 412、上部電極 410 間に挟まれた有機光電変換膜 414 を含む有機層により構成することができる。この有機層を、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の積み重ねもしくは混合により形成することができる。
- [0067] 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。
- [0068] 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、有機p型半導体（化合物）は、2つの有機材料を接触させて用いたときにイオン化ポテンシャルの小さい方の有機化合物をいう。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。

[0069] 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、有機n型半導体（化合物）は、2つの有機化合物を接触させて用いたときに電子親和力の大きい方の有機化合物をいう。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。

[0070] この有機p型半導体及び有機n型半導体として適用可能な材料、及び光電変換膜414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414を、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。

[0071] 光電変換膜414の厚みは、シンチレータ404からの光を吸収する点では膜厚は大きいほど好ましい。しかし、光電変換膜414の厚みは、ある程度以上厚くなると、光電変換膜414の両端から印加されるバイアス電圧により光電変換膜414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、光電変換膜414の厚みは、30nm以上300nm以下が好ましい。光電変換膜414の厚みは、より好ましくは、50nm以上250nm以下、特に好ましくは80nm以上200nm以下である。

[0072] なお、図17に示す放射線検出部106では、光電変換膜414は、全画素154で共通の一枚構成であるが、光電変換膜414を、画素154毎に分割してもよい。

[0073] 下部電極412は、画素154毎に分割された薄膜とする。下部電極412を、透明又は不透明の導電性材料で構成することができ、下部電極412

に対して、アルミニウム、銀等を好適に用いることができる。

[0074] 下部電極 412 の厚みは、例えば、30 nm 以上 300 nm 以下とすることができる。

[0075] センサ部 403 では、上部電極 410 と下部電極 412 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 414 で発生した電荷（正孔、電子）のうちの一方を上部電極 410 に移動させ、他方を下部電極 412 に移動させることができる。本実施形態の放射線検出部 106 では、上部電極 410 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 410 に印加されるものとする。又、光電変換膜 414 で発生した電子が上部電極 410 に移動し、正孔が下部電極 412 に移動するように、バイアス電圧の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良い。

[0076] 各画素 154 を構成するセンサ部 403 は、少なくとも下部電極 412、光電変換膜 414、及び上部電極 410 を含んでいればよい。センサ部 403 には、暗電流の増加を抑制するため、電子ブロッキング膜 416 及び正孔ブロッキング膜 418 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。

[0077] 電子ブロッキング膜 416 を、下部電極 412 と光電変換膜 414 との間に設けることができる。これによって、下部電極 412 と上部電極 410 間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極 412 から光電変換膜 414 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。

[0078] 電子ブロッキング膜 416 には、電子供与性有機材料を用いることができる。

[0079] 実際に電子ブロッキング膜 416 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 414 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 以上電子親和力 (E_a) が大きく、かつ、隣接する光電変換膜 414 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 2009-32

８５４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。

- [0080] 暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部４０３の光電変換効率の低下を防ぐため、電子ブロッキング膜４１６の厚みは、１０ｎｍ以上２００ｎｍ以下が好ましい。電子ブロッキング膜４１６の厚みは、さらに好ましくは３０ｎｍ以上１５０ｎｍ以下、特に好ましくは５０ｎｍ以上１００ｎｍ以下である。
- [0081] 正孔ブロッキング膜４１８を、光電変換膜４１４と上部電極４１０との間に設けることができる。これによって、下部電極４１２と上部電極４１０間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極４１０から光電変換膜４１４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。
- [0082] 正孔ブロッキング膜４１８には、電子受容性有機材料を用いることができる。
- [0083] 暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部４０３の光電変換効率の低下を防ぐため、正孔ブロッキング膜４１８の厚みは、１０ｎｍ以上２００ｎｍ以下が好ましい。正孔ブロッキング膜４１８の厚みは、さらに好ましくは３０ｎｍ以上１５０ｎｍ以下、特に好ましくは５０ｎｍ以上１００ｎｍ以下である。
- [0084] 実際に正孔ブロッキング膜４１８に用いる材料を、隣接する電極の材料および隣接する光電変換膜４１４の材料等に応じて選択すればよい。正孔ブロッキング膜４１８に用いる材料は、隣接する電極の材料の仕事関数（ W_f ）より１．３ｅＶ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４１４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。
- [0085] なお、光電変換膜４１４で発生した電荷のうち、正孔が上部電極４１０に移動し、電子が下部電極４１２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４１６と正孔ブロッキング膜４１８の位置を逆

にすれば良い。又、電子ブロッキング膜 4 1 6 と正孔ブロッキング膜 4 1 8 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。

[0086] 各画素 1 5 4 の下部電極 4 1 2 下方の基板 4 0 0 の表面には信号出力部 4 0 2 が形成されている。

[0087] 図 1 8 には、信号出力部 4 0 2 の構成が概略的に示されている。

[0088] 信号出力部 4 0 2 には、下部電極 4 1 2 に対応して、下部電極 4 1 2 に移動した電荷を蓄積する蓄積容量 1 7 2 と、蓄積容量 1 7 2 に蓄積された電荷を電気信号に変換して出力する T F T 1 7 0 が形成されている。蓄積容量 1 7 2 及び T F T 1 7 0 の形成された領域は、平面視において下部電極 4 1 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 1 5 4 における信号出力部 4 0 2 とセンサ部 4 0 3 とが厚さ方向で重なりを有することとなる。なお、放射線検出部 1 0 6 の画素 1 5 4 の平面積を小さくするためには、蓄積容量 1 7 2 及び T F T 1 7 0 の形成された領域が下部電極 4 1 2 によって完全に覆われていることが望ましい。

[0089] 蓄積容量 1 7 2 は、基板 4 0 0 と下部電極 4 1 2 との間に設けられた絶縁膜 4 1 9 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 4 1 2 と電氣的に接続されている。これにより、下部電極 4 1 2 で捕集された電荷を蓄積容量 1 7 2 に移動させることができる。

[0090] T F T 1 7 0 では、ゲート電極 4 2 0、ゲート絶縁膜 4 2 2、及び活性層（チャネル層） 4 2 4 が積層され、さらに、活性層 4 2 4 上にソース電極 4 2 6 とドレイン電極 4 2 8 が所定の間隔を開けて形成されている。活性層 4 2 4 を、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 4 2 4 を構成する材料は、これらに限定されるものではない。

[0091] 活性層 4 2 4 を構成可能な非晶質酸化物としては、I n、G a 及び Z n のうちの少なくとも 1 つを含む酸化物（例えば I n－O 系）が好ましく、I n、G a 及び Z n のうちの少なくとも 2 つを含む酸化物（例えば I n－Z n－

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424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。

[0092] 活性層424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、ペリキサントノキサントレン（peri-Xanthenoxanthene）誘導体などのジオキサアントレン系化合物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。また、ジオキサアントレン系化合物の構成については、特開2010-6794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。

[0093] TFT170の活性層424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。従って、信号出力部402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。

[0094] また、活性層424をカーボンナノチューブで形成した場合、TFT170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TFT170を形成できる。なお、カーボンナノチューブで活性層424を形成する場合、活性層424に極微量の金属性不純物が混入するだけで、TFT170の性能は著しく低下する。従って、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。

[0095] ここで、上述した非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブや、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400としては、プラスチック等の可撓性基板、アラミド、バイオナノフ

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。

[0096] また、基板400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。

[0097] アラミドには、200度以上の高温プロセスを適用できるために、透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、アラミドは、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400を形成してもよい。

[0098] 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400を形成できる。

[0099] 図17では、基板400上に、信号出力部402、センサ部403、透明

絶縁膜 406 を順に形成し、当該基板 400 上に、光吸収性の低い接着樹脂等を用いてシンチレータ 404 を貼り付けることにより、放射線検出部 106 を形成している。以下、透明絶縁膜 406 まで形成された基板 400 を TFT アクティブマトリクス基板（以下「TFT 基板」ともいう。）450 と称する。

[0100] 間接変換方式の放射線検出部 106 も、図 3、図 4 に示すように、上述のセンサ部 403、蓄積容量 172 を含んで構成される画素 154 が一定方向（図 3 の行方向）及び一定方向に対する交差方向（図 3 の列方向）に 2 次元状に複数設けられている。

[0101] また、間接変換方式の放射線検出部 106 には、一定方向（行方向）に延設され各 TFT 170 をオン・オフさせるための複数本のゲート線 158 と、交差方向（列方向）に延設されオン状態の TFT 170 を介して電荷を読み出すための複数本の信号線 162 が設けられている。

[0102] 各ゲート線 158 は、放射線検出部 106 の幅方向一端側の第 1 フレキシブル配線部 160 を介して電子回路 126A に接続され、各信号線 162 は、放射線検出部 106 の長手方向一端側の第 2 フレキシブル配線部 164 を介して電子回路 126A に接続されている。

[0103] この間接変換方式の放射線検出部 106 は、図 19 に示すように、シンチレータ 404 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 450 により放射線画像を読み取る、いわゆる裏面読取方式（所謂 PSS（Penetration Side Sampling）方式）を用いた場合、シンチレータ 404 の同図上面側（TFT 基板 450 の反対側）でより強く発光する。間接変換方式の放射線検出部 106 は、TFT 基板 450 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 450 により放射線画像を読み取る、いわゆる表面読取方式（所謂 ISS（Irradiation Side Sampling）方式）を用いた場合、TFT 基板 450 を透過した放射線がシンチレータ 404 に入射してシンチレータ 404 の TFT 基板 450 側がより強く発光する。TFT 基板 450 に設けられた各

センサ部４０３には、シンチレータ４０４で発生した光により電荷が発生する。このため、放射線検出部１０６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４５０に対するシンチレータ４０４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。

[0104] 放射線検出部１０６は、センサ部４０３の光電変換膜４１４を有機光電変換材料により構成した場合、放射線がほとんど吸収されず、表面読取方式により放射線がＴＦＴ基板４５０を透過する場合でも光電変換膜４１４による放射線の吸収量を少ない。従って、放射線Ｘに対する感度の低下を抑えることができる。このように、ＴＦＴ基板４５０の光電変換膜４１４を有機光電変換材料により構成した場合、光電変換膜４１４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。

[0105] また、ＴＦＴ１７０の活性層４２４を構成する非晶質酸化物や光電変換膜４１４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４００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４００は放射線の吸収量を少ないため、表面読取方式により放射線がＴＦＴ基板４５０を透過する場合でも、放射線Ｘに対する感度の低下を抑えることができる。

[0106] ここで、例えば、間接変換方式の放射線検出部１０６の光電変換膜４１４を有機光電変換材料により構成し、ＴＦＴ１７０の活性層４２４を非晶質酸化物により構成する。また、基板４００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などの可撓性基板により形成する。

[0107] そして、電子カセット１００では、図２０に示すように、ＴＦＴ基板４５０が放射線検出部１０６の内側となるように巻取部１０８、１１０に放射線検出部１０６を巻き取らせるものとする。これにより、図７に示すように、

撮影に際に筐体 102 と筐体 104 を離間させて放射線検出部 106 を引き出し、引き出した放射線検出部 106 上に患者 210 を配置し、患者 210 の上方にある放射線照射部 212 から放射線を照射する。この場合、放射線検出部 106 は、TF T 基板 450 が患者 210 側となるため、表面読取方式で撮影が行われるようになる。

[0108] シンチレータ 404 は、Cs I : Tl の柱状結晶で形成してもよい。Cs I : Tl の柱状結晶は、硬くて脆いため、そのままではシンチレータ 404 を巻取部 108、110 に巻き取らせることができない。そこで、例えば、図 21 に示すように、TF T 基板 450 上にシンチレータ 404 として、非柱状結晶領域 404 A を形成し、その上に柱状結晶領域 404 B を形成する。そして、例えば、図 21、図 22 に示すように、レーザカット等により、巻取部 108、110 の巻き取り方向に対して垂直方向に、シンチレータ 404 を巻取部 108、110 に巻き取った場合に柱状結晶領域 404 B の柱状結晶が割れない程度の所定の深さ及び所定の間隔で、平行にシンチレータ 404 の柱状結晶領域 404 B をカットして切目 452 を設ける。また、シンチレータ 404 の柱状結晶領域 404 B 側の表面を、弾力性を有する保護シート 454 で封止する。このようなシンチレータ 404 が形成された放射線検出部 106 を、図 20 に示すように、TF T 基板 450 が放射線検出部 106 の内側となるように巻取部 108、110 に巻き取らせるものとする。シンチレータ 404 に非柱状結晶領域 404 A を設けたことにより、柱状結晶領域 404 B の Cs I : Tl の柱状結晶がバラバラになることが防止され、撮影した際に切目 452 部分で画像が欠落することを抑制できる。また、シンチレータ 404 の柱状結晶領域 404 B に切目 452 が設けたことにより、放射線検出部 106 を巻取部 108、110 に巻き取らせることができる。また、シンチレータ 404 を、TF T 基板 450 がシンチレータ 404 の内側となるように巻取部 108、110 に巻き取らせることにより、柱状結晶領域 404 B の各柱状結晶がぶつかり合うことを防止できる。

[0109] ところで、Cs I は、図 23 に示すように、連続して撮影が行われて累積

被曝量の増加と共に感度が低下する。この感度の低下は、放射線が照射されない状態で維持されると回復し、高温環境に保存することでより早く回復する。

[0110] しかし、巻取部 108 に巻き取られた放射線検出部 106 のシンチレータ 404 の感度が低下した場合でも、図 20 に示すように、放射線検出部 106 を巻取部 108 に巻き取らせることにより、中空部 120 内に收容された電子回路 126A からの熱により、早く回復させることができる。

[0111] なお、実施の形態 1 では、図 3 に示すように、ライン走査駆動部 174 及び読出回路 130 が内蔵された電子回路 126A を放射線検出部 106 の長手方向の端部に設け、放射線検出部 106 の各ゲート線 158 を第 1 フレキシブル配線部 160 を介して電子回路 126A に接続し、放射線検出部 106 の各信号線 162 を第 2 フレキシブル配線部 164 を介して電子回路 126A に接続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。

[0112] ライン走査駆動部 174 及び読出回路 130 などの駆動回路を、従来、固いシリコンのドライバ IC により構成していた。しかし、上述のように TFT 170 の活性層 424 を、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した場合、TFT 170 などのスイッチ素子を可撓性に基板に形成できる。

[0113] そこで、図 24 に示すように、放射線検出部 106 の幅方向一端側に、例えば、有機 TFT などのスイッチ素子を用いてライン走査駆動部 174 を形成して各ゲート線 158 を駆動するようにしてもよい。これにより、放射線検出部 106 にライン走査駆動部 174 及び読出回路 130 などの駆動回路を形成した場合でも放射線検出部 106 の可撓性を維持できる。

[0114] なお、本実施の形態では、放射線検出部 106 を巻取部 108 および巻取部 110 へ巻回することで放射線検出部 106 を筐体 102 および筐体 104 へ收容したが、放射線検出部 106 を筐体 102 および筐体 104 へ収納すること、及び筐体 102 および筐体 104 から引き出すことが、自在にできればどんな構成でもよい。例えば放射線検出部 106 を、筐体 102 また

は筐体 104 内で折りたたむことで収容する機構でもよい。その場合は、筐体 102 または筐体 104 内に、放射線検出部 106 を収容する駆動機構および、放射線検出部 106 の折りたたみを行う駆動機構を設ければ良い。折りたたみを行う駆動機構は、例えば放射線検出部 106 を上下から挟み、引き出し方向と垂直な方向に移動させて折りたたみ状態を実現するものが考えられる。また収容する機構は蛇腹構造などでもよい。

[0115] なお、本実施の形態では筐体 102 および筐体 104 の双方にモータを設けたが、モータは無くてもよい。モータがない場合は、ユーザーが手動でストッパを OFF にして、表示部 142 を見て露出面積を把握しながら手動で筐体 102 または筐体 104 から放射線検出部 106 を引き出す。その場合、筐体 102 および筐体 104 が、露出面積が入力部 136 によって指定された面積になると、アラームが鳴るまたは自動でストッパが ON となるような構成であることが望ましい。筐体 102 および筐体 104 内にモータを設けない場合は、実施の形態 1 で述べた放射線検出部 106 の自動巻取り、引出し機構が、増設可能であることが望ましい。このようにすると、自動巻取り、引出し機構が無い分コストダウンすることができ、電子カセットの購入後にユーザーが自動巻取り、引出し機構を設けたい場合に、新たに、自動巻取り、引出し機構を増設することで対応することができる。モータを設けない場合は、手動で放射線検出部 106 の巻き取りが出来る巻取部駆動レバーを設けることが望ましい。モータを設けない場合は、モータの分だけコストダウンすることができ、電力消費量も下がる。

[0116] また、モータを、筐体 102 または筐体 104 のどちらか一方に 1 個だけ設けてもよい。モータが 1 個のみでも、電子カセットは、モータが設けられていない方の筐体へ放射線検出部 106 を収容する制御以外を、自動で行うことができる。例えば、ある領域が撮影に使用され次の撮影のために露出位置を変更したい場合、電子カセットは、モータが設けられた筐体へ前回使用した領域と同じ面積だけ放射線検出部 106 を巻取りすることで、放射線検出部 106 の露出位置を変更することができる。また、電子カセットが、前

回使用した面積より多めに巻取りを行ってから少し引き出しを行うことで、前回使用した領域の面積より露出面積を大きくすることもできる。前回使用した領域の面積より、露出面積を小さくしたい場合は、電子カセットが、前回使用した領域の面積よりも多く放射線検出部 106 を巻き取ることで実現できる。このように、モータが設けられている筐体内への放射線検出部の巻取りを行う方向に撮影していく場合には、電子カセットは、自動で露出面積および露出位置を変更することができる。モータが設けられていない筐体へ放射線検出部 106 の巻取りを行う場合は、ユーザーが手動で巻取部駆動レバーを動かして放射線検出部 106 の巻取りまたは引き出しを行って、露出面積の調節を行う。ユーザーが手動で巻取りまたは引き出しを行う場合は、予め設定された露出面積になったらアラームが鳴るなどしてユーザーに報知することが望ましい。このように片方の筐体の内部にのみにモータを設けると、モータが設けられている筐体内への巻取りを行う方向に電子カセットが撮影していく場合は、電子カセットは露出面積および撮影位置の制御を自動で行うことができる。また、電子カセット 100 は、放射線検出部 106 を自動で収容状態とすることもできる。モータを片方の筐体内のみに設ける場合は、モータを設けない方の筐体内に、巻取部駆動レバーを回すことで発電できる機構を設け、レバーを回すことでバッテリーの充電ができることが望ましい。このように構成することで、モータで自動調節可能な方向への撮影においては、電子カセットは自動で露出面積および露出位置を調節し、モータで自動調節不可な方向への撮影においては、ユーザーが巻取部駆動レバーを回転させて露出面積および露出位置を調節し、同時に電子カセットがバッテリーの充電を行うことができる。

[0117] なお、本実施の形態では、筐体 102 にのみバッテリー 146 を設けたが、筐体 102 および筐体 104 の双方に着脱可能なバッテリーを設けてもよい。筐体 102 および筐体 104 の双方にバッテリーを設けると、いずれか一方の電池容量が無くなった場合においても、電源を落とすことなく新たな電池に付け替える、いわゆるホットスワップを行うことができる。また、筐体 10

2 および筐体 104 の双方にバッテリーを設けると、筐体 102 および筐体 104 の質量差が小さくなり、電子カセット 100 全体の重量バランスが向上する。

[0118] なお、本実施の形態では、ストッパを筐体 102 および筐体 104 の双方に設けたが、どちらか一方のみに設けても良い。この場合は一つのストッパのみが放射線検出部 106 の巻取りおよび引き出しの可否を制御する。

[0119] なお、本実施の形態では、カセット制御部 128 が、撮影毎に放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を使用状況記憶部 139 へ記憶した。しかし、放射線検出部 106 の領域毎の使用状況および直前に使用した領域を把握できれば、どのような方法でもよい。また、露出面積および露出位置の記憶は、必ずしも装置が自動で行う必要はない。例えばユーザーが表示部 142 に表示される露出面積および露出位置を見てメモを行って、後で電子カセット 100 へ入力するような態様でも良い。また、必ずしも使用毎に行う必要はない。

[0120] また、本実施の形態に係る電子カセット 100 は、放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を把握できるため、撮影して得られた放射線画像情報に、放射線検出部 106 の露出面積または露出位置を特定する情報をメタデータとして紐付けして、画像記憶部 137 に記憶しても良い。このようにすると、ユーザーが、撮影画像を見て放射線検出部 106 の問題を発見した場合に、放射線検出部 106 のどの領域に問題があったのかを特定することができる。この場合は、放射線検出部 106 において問題の発生した領域を、放射線による劣化が起こった領域（以下、劣化領域という）としてユーザーが電子カセット 100 へ入力できることが望ましい。ユーザーからの劣化領域の入力を受け付け、劣化領域を特定した電子カセット 100 は、劣化領域を使用しないように放射線検出部の露出位置を制御することが望ましい。このように制御すると、劣化の発生を確認した領域を再び使用することがなくなり、画質に問題が発生することを防止できる。また、ユーザーからの劣化領域の入力を受け付けた電子カセット 100 は、劣化が発生した領域を表

示部 142 へ表示することが望ましい。例えば、図 6 の 208A において、表示部 142 が、劣化が発生した領域を黒く塗りつぶす等の表示を行う。このように表示すると、ユーザーが放射線検出部 106 の劣化領域を一目で把握することができる。この場合は、劣化領域が多くなるに従い、電子カセット 100 は、表示部 142 へ、ユーザーに修理を促す表示をすることが望ましい。例えば、電子カセット 100 が、修理を進める表示を、劣化領域が増える毎に強調して、表示部 142 に表示する。

[0121] 劣化領域の特定は、電子カセット 100 が自動で行って使用状況記憶部 139 等へ記憶するようにしてもよい。劣化領域は、例えば固定パターンノイズの生じ方から算出することができる。別の算出方法として、ある画素が、隣の画素と比べて明らかに異常な値を持つ場合は、その画素が劣化していると判断する。このように放射線画像情報の中に明らかに異常な値がある場合、電子カセット 100 は、異常な値を用いず、周辺の画素値を用いる等して補正を行う。他に、電子カセット 100 が、待機時間等の撮影を行わない任意の時間に画素値の読出しを行って異常な値を持つ画素を検出し、異常な値を持っていた画素が劣化していると判断しても良い。このようにして劣化領域を自動で特定した場合においても、電子カセット 100 は、劣化領域を使用不可とすることが望ましい。

[0122] また、電子カセット 100 が、放射線画像情報に、電子カセット 100 または放射線検出部 106 を特定する ID 等をメタデータとして紐付けしてもよい。このようにすると、複数の電子カセットがある場合に、どの電子カセットに問題があるのかを特定することができる。

[0123] また、本実施の形態に係る巻取量検出センサ 140A および 140B は、巻取部 108 または巻取部 110 の半径の長さを基準に巻取部 108 または巻取部 110 の回転角度を演算し、放射線検出部 106 が筐体 102 および筐体 104 内へ巻取りされている面積を求めることで、放射線検出部 106 に対する筐体 102 および筐体 104 の位置を特定した。しかし、必ずしも放射線検出部 106 が筐体 102 および筐体 104 へ巻取りされている面積

を記憶して放射線検出部 106 に対する筐体 102 および筐体 104 の位置を特定する必要はない。例えば、巻取量検出センサが、放射線検出部 106 が有する目盛りを読み取り、筐体 102 または筐体 104 の放射線検出部 106 上の位置を判断してもよい。また、巻取量検出センサは、必ずしも筐体内に設けられている必要はない。

[0124] 筐体 102 または筐体 104 が、放射線検出部 106 上のどこに位置するかを把握する形態である場合は、放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を調整する目安は、放射線検出部 106 に対する筐体 102 および筐体 104 の位置とする。筐体 102 および筐体 104 が放射線検出部 106 上のどの位置にあり、次にどの位置へ移動すべきかの指定をカセット制御部 128 が行えば、放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を調節できる。このように構成することで、筐体 102 および筐体 104 が、放射線検出部 106 上における 1 次元の位置を把握するだけで、露出面積および露出位置を調節することができる。他の形態としては、放射線検出部 106 の全領域の読出しを行い、ノイズとは考えられない値以上のデータを読み出せた領域を、使用した領域として特定する形態でもよい。また、放射線検出部 106 へバーコードなどを設け、バーコードを読み取ることで巻取量を判断する形態でもよい。

[0125] また、巻取量検出センサは、必ずしも 2 つ設ける必要はない。例えば一つの巻取量検出センサで放射線検出部 106 の露出面積および露出位置を変更する場合は、巻取り量検出センサによって片方の筐体の放射線検出部上の位置を把握する。そして、電子カセット 100 は、筐体 102 および筐体 104 を接近させ、放射線検出部 106 の露出面積を 0 としてから、放射線検出部 106 の引出しを行う。これによって、1 つの巻取量検出センサの値の変化で露出面積を調節することができる。

[0126] また、巻取部 108 または巻取部 110 の半径の長さは、放射線検出部 106 が巻回されるごとに長くなる。従って、カセット制御部 128 は、放射線検出部 106 が何層巻回されているかに応じて、巻取部 108 または巻取

部 1 1 0 の半径に放射線検出部 1 0 6 の厚みを足して演算をしても良い。この構成をとれば放射線検出部 1 0 6 の露出面積が、より正確に調節される。

[0127] なお、本実施の形態では、撮影終了時に巻取りボタン 1 9 6 または巻取りボタン 1 9 8 を使って放射線検出部 1 0 6 を筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 内へ収容した。しかし、電子カセット 1 0 0 に撮影終了ボタンを設けて、そのボタンが押されると、カセット制御部 1 2 8 が、放射線検出部 1 0 6 が収容状態となるまで筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 へ自動で巻き取られるという制御を行ってもよい。

[0128] また、巻取部 1 0 8 または巻取部 1 1 0 の内部に着脱自在な冷却部材を設けることが望ましい。巻取部 1 0 8 または巻取部 1 1 0 の内部に冷却部材を設けることで、巻取部 1 0 8 または巻取部 1 1 0 へ巻き取られている放射線検出部 1 0 6 への伝熱または放射線検出部 1 0 6 からの発熱を防止することができる。放射線検出部 1 0 6 が通常の温度より高い温度を持ったまま撮影されると、放射線画像に乗るノイズ量が多くなる。特に本実施の形態のように、放射線検出部 1 0 6 が何層も巻回されている状態では、放射線検出部 1 0 6 の広い範囲に亘って熱が伝わってしまうため、巻取部 1 0 8 または巻取部 1 1 0 の内部に冷却部材を設けることが有効である。冷却部材としては、例えば回転軸 1 1 2 と同心の円柱状の部材などが考えられる。

[0129] また、筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 の内部に加速度センサおよび報知器を設けることが望ましい。放射線検出部 1 0 6 が巻き取りまたは引き出しされている時に、筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 が移動されると、放射線検出部 1 0 6 が誤った方向に巻回されたりして、放射線検出部 1 0 6 が破損する場合がある。そのため、筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 の内部に加速度センサを設ける。放射線検出部 1 0 6 が巻き取りまたは引き出しされて筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 の位置が移動している時に、カセット制御部 1 2 8 が、加速度センサの検出結果に基づいて、筐体 1 0 2 または筐体 1 0 4 が、放射線検出部 1 0 6 の巻取りまたは引き出し方向と別の方向に移動されたことを検知すると、報知器を鳴らしてユーザーに知らせることが望ましい。その場合、カセ

ッテ制御部 128 が、同時に放射線検出部 106 の巻取りおよび引き出しを停止することがさらに望ましい。カセット制御部 128 が、放射線検出部 106 の巻取りおよび引き出しを停止すると、放射線検出部 106 が誤った方向に巻回されることを防ぐことができる。

[0130] なお、本実施の形態では、入力部 136 および表示部 142 を筐体 102 上に設けたが、入力部 136 および表示部 142 を筐体 104 に設けても良い。あるいは、入力部 136 が、筐体と分離するリモコンであってもよい。

[0131] なお、撮影面積記憶部 138 を筐体内部に設けたが、撮影面積記憶部 138 が着脱自在の外部メモリでも良い。撮影面積記憶部 138 を外部メモリとすると、撮影面積記憶部 138 に記憶されている、撮影部位に対応した露出面積の値を、別の値を持つものと入れ替えることができる。また、患者ごとに撮影面積記憶部 138 を入れ替えるといった使い方が考えられる。同様に画像記憶部 137 は着脱自在の外部メモリでも良い。画像記憶部 137 を外部メモリとすると、例えば撮影毎にメモリを取り替えることで、他人を撮影した放射線画像と混同することがなくなる。

[0132] また、筐体 102 または筐体 104 に取っ手を設けても良い。取っ手を設けることで、放射線検出部 106 が収容状態にある場合に、ユーザーが取っ手を持って電子カセット 100 を持ち運ぶことができる。

[0133] なお、本実施の形態では、電源ボタン 187 で電源を ON することで電子カセット 100 の電源が ON されたが、電源の ON の方法はこれに限られない。例えばユーザーが筐体 102 または筐体 104 を引き、放射線検出部を外部に露出させると電源が ON となるような制御が考えられる。同様にユーザーが手動で放射線検出部 106 を巻取り、収容状態にすることで自動に電源を OFF にする制御が考えられる。例えば巻取量検出センサには常に通電しておき、露出面積が 0 でなくなった場合に電源を ON とし、露出面積が 0 となった場合に電源を OFF とする。この他にも、巻取部 108 または巻取部 110 に加速度センサを設け、加速度センサの検出結果に基づいて、巻取部 108 または巻取部 110 が回転したことを検知して電源 ON にする制御

などが考えられる。

[0134] また、電源コンセントが着脱自在に接続できるインターフェースを設け、電源コンセントが電源に繋がっている場合は、バッテリーが充電可能であることが望ましい。電源コンセントが使用されている場合は、電源からの電力で電子カセット１００を駆動してもよい。

[0135] また、電子カセット１００が撮影可能な状態でない時は、電源をＯＮできない、筐体１０２および筐体１０４を離間できないなどの制御をすることが考えられる。具体的には、バッテリー１４６の充電が不十分で、使用中に電力が足りなくなるような場合や、放射線検出部１０６の温度が許容される範囲より高い場合などにおいては、電源をＯＮできない、または筐体１０２および筐体１０４を離間できない制御をする。筐体１０２および筐体１０４を離間できない構造としては既知の構造を用いることができる。例えば筐体１０２および筐体１０４の接触を維持するストッパを設け、当該ストッパを電氣的に制御することで実現可能である。

[0136] また、巻取部１０８および巻取部１１０に加え、開口部１１６および開口部１１８付近に、放射線検出部１０６の巻き取りおよび引き出しを行う機構を別に設けてもよい。巻取部１０８および巻取部１１０が放射線検出部１０６を引き出す方向に回転すると、放射線検出部１０６は、筐体１０２または筐体１０４内で弛むことがある。開口部１１６または開口部１１８付近に放射線検出部１０６の巻き取りおよび引き出しを行う機構を設けることで、放射線検出部１０６が、筐体１０２または筐体１０４内でたるむことなく、放射線検出部１０６を外部へ露出させることができる。

[0137] なお、本実施の形態では、放射線検出部１０６は長形状としたが、複数の放射線撮影がすることができる程度の面積があれば放射線検出部１０６の形状は長方形に限られない。回転軸１１２および回転軸１１４を繋ぐことができ、筐体１０２および筐体１０４へ収納可能であれば、放射線検出部１０６はどのような形状でも良い。例えば放射線検出部１０６を縦に長い台形とし、台形の上底を回転軸１１２に接続し、台形の下底を回転軸１１４へ接

続することが考えられる。このように構成すると、巻取部の巻取りに応じて、放射線検出部 106 の巻取り方向と垂直な方向における放射線検出部 106 の長さを変化させることができる。これにより、放射線検出部 106 の巻取り方向の長さを可変にすることに加え、放射線検出部 106 の巻取り方向と垂直な方向の長さを可変とすることが可能となる。また、放射線検出部 106 の形状は、長方形や台形といった整った形には限られず、さらに複雑な形状でも良く、例えば患者の身体に合わせた形状としても良い。放射線検出部 106 の形状を変える場合は、予め放射線検出部 106 の形状をいずれかの記憶部に記憶しておくことが望ましい。予め放射線検出部 106 の形状を記憶しておけば、記憶された放射線検出部 106 の形状を基に、表示部 142 が放射線検出部 106 の形状を表示することができる。ユーザーは表示部 142 による放射線検出部 106 の形状の表示をもとに、所望の撮影領域を選択することができる。このように構成すると、より複雑な形状を持った放射線検出部 106 を使用しても、ユーザーが容易に所望の形状を探して使用することができる。

- [0138] また、放射線検出部 106 は、回転軸 112 または回転軸 114 から着脱自在であることが望ましい。放射線検出部 106 が着脱自在であれば、例えば図 7 に示すように寝ている患者 210 の下に放射線検出部 106 を潜らせたい場合に、放射線検出部 106 を回転軸から取り外すことが可能となる。取り外した側の放射線検出部のみを患者 210 の下へ潜らせ、その後に筐体を接続するということが可能となる。これにより、必要以上に身体を浮かせるという負担を寝ている患者 210 にかかることなく撮影が可能となる。また、放射線検出部 106 が、回転軸 112 および回転軸 114 の双方から着脱可能であれば、放射線検出部 106 が全体的に劣化した場合に、放射線検出部 106 を交換することができる。この構成をとれば、電子カセット 100 の放射線検出部 106 以外の部分は再利用することができ、放射線検出部 106 が全体的に劣化しても、電子カセット 100 全てを新たに購入する必要がなくなる。また、放射線検出部 106 の形状または特性を変更したい場

合にも、放射線検出部 106 の交換で対応することができる。例えば、異なる形状を有した放射線検出部 106 を追加で購入し、使用目的に応じて放射線検出部 106 の付け替えを行うことで、様々な形状の放射線検出部を持った電子カセットを構成することができる。放射線検出部 106 を付け替える場合は、新たに接続した放射線検出部 106 の情報を自動で電子カセット 100 が読み取ることが望ましい。例えば放射線検出部 106 に IC タグを埋め込み、電子カセット 100 と通信を行って、新たに接続した放射線検出部 106 の使用状況および放射線検出部 106 の形状の読み取りを行うことが考えられる。

[0139] 放射線検出部 106 を自動で収容した状態にする場合は、筐体の下面にキャスターを付けることが望ましい。筐体の下面にキャスターを設けると、放射線検出部 106 を収容する動作で、筐体 102 および筐体 104 が自動で近づく。これにより、ユーザーが自分で筐体を持って、放射線検出部 106 を収容状態にする必要がなくなる。

[0140] (実施の形態 2)

図 12 は、本実施の形態に係る電子カセット 300 の外観斜視図である。電子カセット 300 の外観は、放射線検出部 306 の上部および下部に、放射線検出部 306 の巻取り引き出し方向と平行で、伸縮自在な支持棒 308 および支持棒 310 を設けた点と、筐体 302 の外面に取っ手 312 A、筐体 304 の外面に取っ手 312 B を設けた点とが実施の形態 1 と異なる。

[0141] 図 13 は、本実施の形態に係る電子カセット 300 が、放射線検出部 306 を収容した状態にある場合の外観斜視図である。電子カセット 300 が収容状態にあると、筐体 302 および筐体 304 が密着し、取っ手 312 A および取っ手 312 B が密着して一つの取っ手 314 を構成する。この取っ手 314 により、電子カセット 300 が収容状態にある場合の、電子カセット 300 の運搬が容易となる。

[0142] 図 14 は、電子カセット 300 の外観斜視図である。実施の形態 1 と同様の部分の説明は省略する。本実施の形態では、筐体 302 内にあるモータが

、巻取部に加えて支持棒 308 および支持棒 310 も伸縮させる。具体的には、露出面積の変化に応じて、モータが支持棒 308 および 310 を伸縮駆動させて支持棒 308 および支持棒 310 の長さを調節する。より具体的には、放射線検出部 306 が張架された状態になるまで支持棒 308 および支持棒 310 は伸長する。例えば、放射線検出部 306 の露出面積を広げる場合は、モータによって巻取部 316 または巻取部 318 が回転するが、片方の巻取部のみが巻回して引き出し動作を行うと、放射線検出部 306 は弛んだ状態となる。このような場合に支持棒 308 および支持棒 310 が伸長することで、放射線検出部 306 は弛まずに張架される。放射線検出部 306 が張架された状態になると、支持部材 308 または支持部材 310 に伸縮ストッパが作用して伸縮不可能となる。ストッパは、放射線検出部 306 の露出位置の変化に合わせて OFF となる。このように支持棒 308 または支持棒 310 が、放射線検出部 306 の露出面積の変化に合わせて伸縮することで、筐体 302 および筐体 304 が離間した場合における電子カセット 300 の安定性が高まる。なお、その他の部分の制御は実施の形態 1 と同様のため省略する。

[0143] 図 15A は、支持棒 310 の模式図である。図 15A を用いて支持棒 310 の具体的な構造について説明する。支持棒 310 は、それぞれ半径が異なりかつ上面の半径が下面の半径より小さい円柱状の複数の部材を多段に連結したものである。円柱状部材 310A は最も半径が大きく最も外側にあり、円柱状部材 310B は円柱状部材 310A よりわずかに半径が小さく、円柱状部材 310A の内側に重ねられている。円柱状部材 310C は円柱状部材 310B より半径が小さく、円柱状部材 310B の内側に重ねられている。このように半径がわずかに小さい円柱状部材を順に内側に重ねることで、支持棒 310 は構成されている。このような構造により、支持棒 310 は、短縮させた場合は図 15B に示すように円柱状の部材一つ分の長さになり、伸ばした場合は、円柱状部材の定数倍の長さとなる。なお、支持棒 308 も支持棒 310 と同じ構成である。支持棒 308 および支持棒 310 は、伸ばし

た状態でも曲がらない程度の剛性を備えることが望ましい。

[0144] 円柱状部材は、モータ 320 によって駆動されて伸縮する。モータによる伸縮駆動は既知の構成を用いることができる。例えば図 16 のようにモータ 320 の回転駆動を、ギヤ 322 を介して棒 324 の上下運動に変換するような構造を用いてもよい。棒 324 を、支持棒 308 または支持棒 310 の内部に收容し、支持棒 308 または支持棒 310 と接続することで、棒 324 の上下運動により、支持棒 308 または支持棒 310 を伸縮させることができる。

[0145] 以上述べたように本実施の形態の電子カセット 300 によれば、放射線検出部 306 の露出面積の変化に応じて支持棒 308 および 310 が伸縮する構造としたため、放射線検出部 306 が弛むことなく撮影を行うことができる。また、支持棒 308 または支持棒 310 を設けたことで、筐体 302 および筐体 304 が、放射線検出部 306 のみで繋がれるという不安定な状態を解消することができ、装置全体の剛性が向上する。特に支持棒 308 または支持棒 310 が剛性を有すると、筐体 302 または筐体 304 のどちらか一方が倒れたりして、放射線検出部 306 が捻じれて破損することを防止できる。放射線検出部 306 を引き出す筐体内にあるストッパのみを OFF とし、支持棒 308 および支持棒 310 が伸びることで、次に使用される放射線検出部 306 の領域の引き出しを行うこともできる。この場合、使用されない領域を、モータによって巻回するか、手動で巻回するようにすればよい。これにより放射線検出部 306 の引き出しを行う時のモータの電力消費を削減することができる。

[0146] また、支持棒 308 および支持棒 310 は中空のため、内部にケーブル等を通すことができる。例えば筐体 302 にのみバッテリーを設け、当該バッテリーの電力を筐体 304 内の電子回路に供給するような場合に、バッテリーから出る電源供給ラインを、支持棒 308 または支持棒 310 の中に通すことが考えられる。このように構成すると、バッテリー供給ラインが放射線検出部 306 の中を通ることがないため、放射線検出部 306 の各画素に影響を与え

ることがなく、ノイズを減らすことができる。

[0147] なお、支持棒の構造はここで説明したものに限られず、伸縮自在な構造であれば良い。例えば蛇腹構造などを用いることができる。

[0148] 以上述べたように本発明によれば、2つの筐体の双方へ放射線検出部を収容可能な構成としたため、放射線検出部の露出面積および露出位置が可変とすることができる。これにより、放射線検出部の劣化が一つの領域に集中することなく、一枚の放射線検出部の中で画質に極端な差が生じない電子カセットを提供することができる。

[0149] また、電子カセットに、放射線検出部を筐体へ巻き取ることおよび筐体から引き出すことを自動で行う自動駆動機構を設け、放射線検出部の使用状況を記憶し、直前に使用した放射線検出部の領域と異なる領域を露出させる制御を行う。これによって、放射線検出部の同じ領域を繰り返し使用することがなくなり、放射線検出部の劣化を分散させることができる。

[0150] また、電子カセットは、放射線検出部の領域毎の使用状況を記憶しておき、放射線検出部の、最も使用していない領域を用いて撮影を行うようにする。これによって、放射線検出部の使用状況の平均化を図ることができ、放射線検出部の劣化具合の平均化を図ることができる。

[0151] 日本出願2010-84581、2010-258225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。

[0152] 本明細書に記載された全ての文献、特許出願、及び技術規格は、個々の文献、特許出願、及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載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。

産業上の利用可能性

[0153] 本発明は放射線撮影装置に用いることができる。

請求の範囲

- [請求項1] 可撓性を有する放射線検出部と、
第1の筐体と、
第2の筐体と、
前記放射線検出部を、前記第1の筐体内に收容し、または前記第1の筐体内から引出す第1の駆動機構と、
前記放射線検出部を、前記第2の筐体内に收容し、または前記第2の筐体内から引出す第2の駆動機構と、を有し、
前記第1の駆動機構に前記放射線検出部の一端部が取り付けられ、
前記第2の駆動機構に前記放射線検出部の他端部が取り付けられた、
放射線撮像装置。
- [請求項2] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、
前記第1の駆動機構または前記第2の駆動機構を自動で駆動させる自動駆動機構と、
該自動駆動機構を制御する制御部と、
を設けた請求項1の放射線撮像装置。
- [請求項3] 前記放射線検出部に対する前記第1の筐体の位置および／または第2の筐体の位置を検出する位置検出部をさらに有する
請求項2の放射線撮像装置。
- [請求項4] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、前記放射線検出部の使用状況を記憶する記憶部をさらに有し、
前記制御部は、
前記位置検出部の検出結果に基づいて、撮影に使用した前記放射線検出部の領域を特定し、
特定した前記放射線検出部の領域を、前記放射線検出部の使用状況として前記記憶部に記憶するように制御する
請求項2の放射線撮像装置。
- [請求項5] 前記制御部は、

撮影に使用した前記放射線検出部の領域を撮影毎に前記記憶部へ記憶させることで前記放射線検出部の使用状況を記憶し、
直前の撮影で使用した前記放射線検出部の領域と異なる領域が外部へ露出するように前記自動駆動機構を制御する請求項 4 の放射線撮像装置。

[請求項6] 前記制御部は、前記記憶部に記憶した前記放射線検出部の使用状況に基づいて、前記放射線検出部の領域毎の使用状況が略等しくなるように前記自動駆動機構を制御する請求項 5 の放射線撮像装置。

[請求項7] 前記制御部は、
撮影毎に、前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体のどちらか一方から前記放射線検出部を引き出して、前記放射線検出部の領域を使用するように前記自動駆動機構を制御し、
前記方向に引き出して使用する前記放射線検出部の領域が不足する場合は、
前記放射線検出部の端部から前記方向と逆の方向における前記放射線検出部の領域を使用するように前記自動駆動機構を制御する請求項 6 の放射線撮像装置。

[請求項8] 前記制御部は、
前記記憶部に記憶した前記放射線検出部の使用回数が、予め定められた回数を超えると、前記放射線検出部の露出する領域を変更可能とする請求項 7 の放射線撮像装置。

[請求項9] 前記放射線検出部の累積放射線量を検出する累積放射線検出機能をさらに有し、
前記累積放射線量検出機能で検出された累積放射線量が、予め設定された閾値を超えると、前記制御部は前記放射線検出部の露出領域を変更可能とする請求項 8 の放射線撮像装置。

[請求項10] 前記制御部は、
前記放射線検出部を所定の間隔で分割した領域毎の使用状況を前記記

憶部に記憶するように制御する請求項 5 の放射線撮像装置。

[請求項11]

前記制御部は、

前記記憶部に記憶した、前記放射線検出部の所定の間隔毎に分割した領域毎の使用状況に基づいて、前記放射線検出部の使用状況が最も少ない領域が外部に露出するように前記自動駆動機構を制御する請求項 10 の放射線撮像装置。

[請求項12]

前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の少なくとも一方に設けられた入力部をさらに有し、

前記記憶部は、複数種類の撮影面積を記憶し、

前記入力部は、前記記憶部に記憶されている複数種類の撮影面積のうちのいずれか 1 つの撮影面積を設定する

請求項 5 乃至 11 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項13]

前記制御部は、前記位置検出部の検出結果に基づいて、外部へ露出している前記放射線検出部の領域の面積を特定し、

前記入力部によって設定された撮影面積と、外部へ露出している前記放射線検出部の領域の面積とが、略同一となるように前記自動駆動機構を制御する請求項 12 の放射線撮像装置。

[請求項14]

前記位置検出部は、前記第 1 の筐体内へ收容されている前記放射線検出部の領域の面積と、前記第 2 の筐体内へ收容されている前記放射線検出部の領域の面積と、前記放射線検出部の領域全体の面積とに基づいて、前記放射線検出部に対する前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の位置を検出することを特徴とする請求項 3 乃至 13 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項15]

前記制御部は、

放射線撮像によって得られた放射線画像情報に、前記位置検出部の検出結果に基づいて特定した、放射線撮像に使用した前記放射線検出部の領域を関連付けて、前記放射線画像情報を前記記憶部に保存する請求項 4 乃至 14 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

- [請求項16] 前記第1の駆動機構は、前記第1の筐体内に回転自在に設けられた第1の巻取部であり、
前記第2の駆動機構は、前記第2の筐体内に回転自在に設けられた第2の巻取部である、請求項1乃至15のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項17] 前記第1の巻取部または前記第2の巻取部が前記放射線検出部を巻き取る方向に回転する巻取操作によって、前記放射線検出部が前記第1の筐体または前記第2の筐体内に巻回されて收容され、
前記第1の巻取軸または前記第2の巻取軸に巻き取られた前記放射線検出部を、前記第1の筐体または前記第2の筐体内から引き出す方向へ引く引出操作によって、前記放射線検出部が前記第1の筐体または前記第2の筐体から引き出される
請求項16の放射線撮像装置。
- [請求項18] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、表示部を設けた請求項1乃至17のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項19] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、前記放射線検出部の巻取りおよび引出しの可否を制御するストッパが設けられた請求項1乃至18のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項20] 前記第1の駆動機構または前記第2の駆動機構の少なくとも一方が中空構造を持ち、前記中空構造に前記制御部が收容されている請求項2乃至19のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項21] 前記中空構造に着脱可能な冷却部材を有する請求項1乃至20のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項22] 前記第1の筐体は第1の保持部をさらに有し、
前記第2の筐体は第2の保持部をさらに有し、
前記第1の筐体および前記第2の筐体が重なった場合、
前記第1の保持部および前記第2の保持部が重なり、1つの保持部を形成する請求項1乃至21のいずれか1項記載の放射線撮像装置。

- [請求項23] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体は、加速度センサをさらに有し、
前記位置検出部によって、前記第 1 の筐体または第 2 の筐体の、前記放射線検出部の收容方向の位置の変化または引出し方向の位置の変化が検出されている状態で、
前記加速度センサの検出結果に基づいて、前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体が、前記放射線検出部の收容方向または巻取り方向と異なる方向に移動したことを検出すると、警告を行う警告部をさらに有する
請求項 3 乃至 22 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。
- [請求項24] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の少なくとも一方に、バッテリーが着脱自在である請求項 2 乃至 23 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。
- [請求項25] 前記放射線検出部は、放射線が照射されることにより発光する蛍光体の柱状結晶を含んで構成されたシンチレータ、及び当該シンチレータで発生した光を電気信号に変換して電荷を蓄積する固体検出素子を積層させて形成された
請求項 1 乃至 24 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。
- [請求項26] 前記蛍光体を、CsI とした
請求項 25 項記載の放射線撮像装置。
- [請求項27] 前記放射線検出部は、前記固体検出素子側が内側となるように巻き取られて收容され、
前記シンチレータに、巻取り方向に対して垂直方向に所定の間隔で切目が設けられた
請求項 25 又は請求項 26 項記載の放射線撮像装置。
- [請求項28] 前記固体検出素子は、有機光電変換材料を用いて形成され、
前記放射線検出部に、非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブの何れかにより活性層が形成され、前記固体検出素子から電

荷を読み出す薄膜トランジスタが形成された

請求項 2 5 ～請求項 2 7 の何れか 1 項項記載の放射線撮像装置。

補正された請求の範囲
[2011年8月5日(05.08.2011)国際事務局受理]

- [請求項1] (補正後) 2次元のマトリックス状に配列された画素が形成され、かつ、放射線を検出して放射線画像情報に変換し、可撓性を有する放射線検出部と、
第1の筐体と、
第2の筐体と、
前記放射線検出部を、前記第1の筐体内に收容し、または前記第1の筐体内から引出す第1の駆動機構と、
前記放射線検出部を、前記第2の筐体内に收容し、または前記第2の筐体内から引出す第2の駆動機構と、を有し、
前記第1の駆動機構に前記放射線検出部の一端部が取り付けられ、
前記第2の駆動機構に前記放射線検出部の他端部が取り付けられた、放射線撮像装置。
- [請求項2] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、
前記第1の駆動機構または前記第2の駆動機構を自動で駆動させる自動駆動機構と、
該自動駆動機構を制御する制御部と、
を設けた請求項1の放射線撮像装置。
- [請求項3] 前記放射線検出部に対する前記第1の筐体の位置および／または第2の筐体の位置を検出する位置検出部をさらに有する
請求項2の放射線撮像装置。
- [請求項4] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に、前記放射線検出部の使用状況を記憶する記憶部をさらに有し、
前記制御部は、
前記位置検出部の検出結果に基づいて、撮影に使用した前記放射線検出部の領域を特定し、
特定した前記放射線検出部の領域を、前記放射線検出部の使用状況として前記記憶部に記憶するように制御する

請求項 2 の放射線撮像装置。

- [請求項5] 前記制御部は、
撮影に使用した前記放射線検出部の領域を撮影毎に前記記憶部へ記憶させることで前記放射線検出部の使用状況を記憶し、
直前の撮影で使用した前記放射線検出部の領域と異なる領域が外部へ露出するように前記自動駆動機構を制御する請求項 4 の放射線撮像装置。
- [請求項6] 前記制御部は、前記記憶部に記憶した前記放射線検出部の使用状況に基づいて、前記放射線検出部の領域毎の使用状況が略等しくなるように前記自動駆動機構を制御する請求項 5 の放射線撮像装置。
- [請求項7] 前記制御部は、
撮影毎に、前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体のどちらか一方から前記放射線検出部を引き出して、前記放射線検出部の領域を使用するように前記自動駆動機構を制御し、
前記方向に引き出して使用する前記放射線検出部の領域が不足する場合は、
前記放射線検出部の端部から前記方向と逆の方向における前記放射線検出部の領域を使用するように前記自動駆動機構を制御する請求項 6 の放射線撮像装置。
- [請求項8] 前記制御部は、
前記記憶部に記憶した前記放射線検出部の使用回数が、予め定められた回数を超えると、前記放射線検出部の露出する領域を変更可能とする請求項 7 の放射線撮像装置。
- [請求項9] 前記放射線検出部の累積放射線量を検出する累積放射線検出機能をさらに有し、
前記累積放射線量検出機能で検出された累積放射線量が、予め設定された閾値を超えると、前記制御部は前記放射線検出部の露出領域を変更可能とする請求項 8 の放射線撮像装置。

- [請求項10] 前記制御部は、
前記放射線検出部を所定の間隔で分割した領域毎の使用状況を前記記憶部に記憶するように制御する請求項5の放射線撮像装置。
- [請求項11] 前記制御部は、
前記記憶部に記憶した、前記放射線検出部の所定の間隔毎に分割した領域毎の使用状況に基づいて、前記放射線検出部の使用状況が最も少ない領域が外部に露出するように前記自動駆動機構を制御する請求項10の放射線撮像装置。
- [請求項12] 前記第1の筐体または前記第2の筐体の少なくとも一方に設けられた入力部をさらに有し、
前記記憶部は、複数種類の撮影面積を記憶し、
前記入力部は、前記記憶部に記憶されている複数種類の撮影面積のうちのいずれか1つの撮影面積を設定する
請求項5乃至11のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項13] 前記制御部は、前記位置検出部の検出結果に基づいて、外部へ露出している前記放射線検出部の領域の面積を特定し、
前記入力部によって設定された撮影面積と、外部へ露出している前記放射線検出部の領域の面積とが、略同一となるように前記自動駆動機構を制御する請求項12の放射線撮像装置。
- [請求項14] 前記位置検出部は、前記第1の筐体内へ收容されている前記放射線検出部の領域の面積と、前記第2の筐体内へ收容されている前記放射線検出部の領域の面積と、前記放射線検出部の領域全体の面積とに基づいて、前記放射線検出部に対する前記第1の筐体または前記第2の筐体の位置を検出することを特徴とする請求項3乃至13のいずれか1項記載の放射線撮像装置。
- [請求項15] 前記制御部は、
放射線撮像によって得られた放射線画像情報に、前記位置検出部の検出結果に基づいて特定した、放射線撮像に使用した前記放射線検出部

の領域を関連付けて、前記放射線画像情報を前記記憶部に保存する
請求項 4 乃至 14 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項16] 前記第 1 の駆動機構は、前記第 1 の筐体内に回転自在に設けられた
第 1 の巻取部であり、
前記第 2 の駆動機構は、前記第 2 の筐体内に回転自在に設けられた第
2 の巻取部である、請求項 1 乃至 15 のいずれか 1 項記載の放射線撮
像装置。

[請求項17] 前記第 1 の巻取部または前記第 2 の巻取部が前記放射線検出部を巻
き取る方向に回転する巻取操作によって、前記放射線検出部が前記第
1 の筐体または前記第 2 の筐体内に巻回されて収容され、
前記第 1 の巻取軸または前記第 2 の巻取軸に巻き取られた前記放射線
検出部を、前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体内から引き出す方向
へ引く引出操作によって、前記放射線検出部が前記第 1 の筐体または
前記第 2 の筐体から引き出される
請求項 16 の放射線撮像装置。

[請求項18] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の少なくとも一方に、表示部
を設けた請求項 1 乃至 17 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項19] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の少なくとも一方に、前記放
射線検出部の巻取りおよび引出しの可否を制御するストッパが設けら
れた請求項 1 乃至 18 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項20] 前記第 1 の駆動機構または前記第 2 の駆動機構の少なくとも一方が
中空構造を持ち、前記中空構造に前記制御部が収容されている請求項
2 乃至 19 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項21] 前記中空構造に着脱可能な冷却部材を有する請求項 1 乃至 20 のい
ずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項22] 前記第 1 の筐体は第 1 の保持部をさらに有し、
前記第 2 の筐体は第 2 の保持部をさらに有し、
前記第 1 の筐体および前記第 2 の筐体が重なった場合、

前記第 1 の保持部および前記第 2 の保持部が重なり、1 つの保持部を形成する請求項 1 乃至 2 1 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項23] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体は、加速度センサをさらに有し、

前記位置検出部によって、前記第 1 の筐体または第 2 の筐体の、前記放射線検出部の收容方向の位置の変化または引出し方向の位置の変化が検出されている状態で、

前記加速度センサの検出結果に基づいて、前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体が、前記放射線検出部の收容方向または巻取り方向と異なる方向に移動したことを検出すると、警告を行う警告部をさらに有する

請求項 3 乃至 2 2 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項24] 前記第 1 の筐体または前記第 2 の筐体の少なくとも一方に、バッテリーが着脱自在である請求項 2 乃至 2 3 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項25] 前記放射線検出部は、放射線が照射されることにより発光する蛍光体の柱状結晶を含んで構成されたシンチレータ、及び当該シンチレータで発生した光を電気信号に変換して電荷を蓄積する固体検出素子を積層させて形成された

請求項 1 乃至 2 4 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

[請求項26] 前記蛍光体を、CsIとした

請求項 2 5 項記載の放射線撮像装置。

[請求項27] 前記放射線検出部は、前記固体検出素子側が内側となるように巻き取られて收容され、

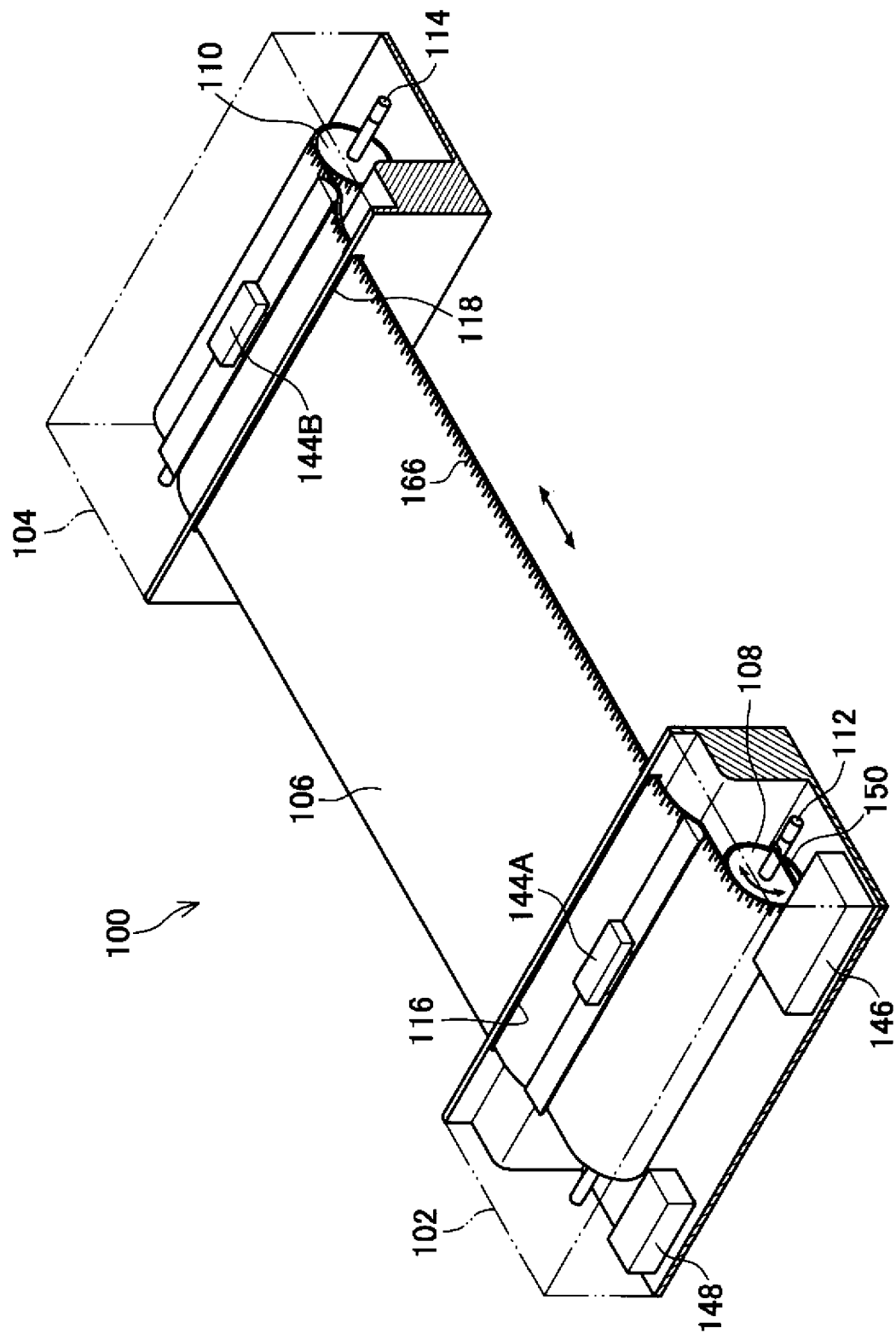
前記シンチレータに、巻取り方向に対して垂直方向に所定の間隔で切目が設けられた

請求項 2 5 又は請求項 2 6 項記載の放射線撮像装置。

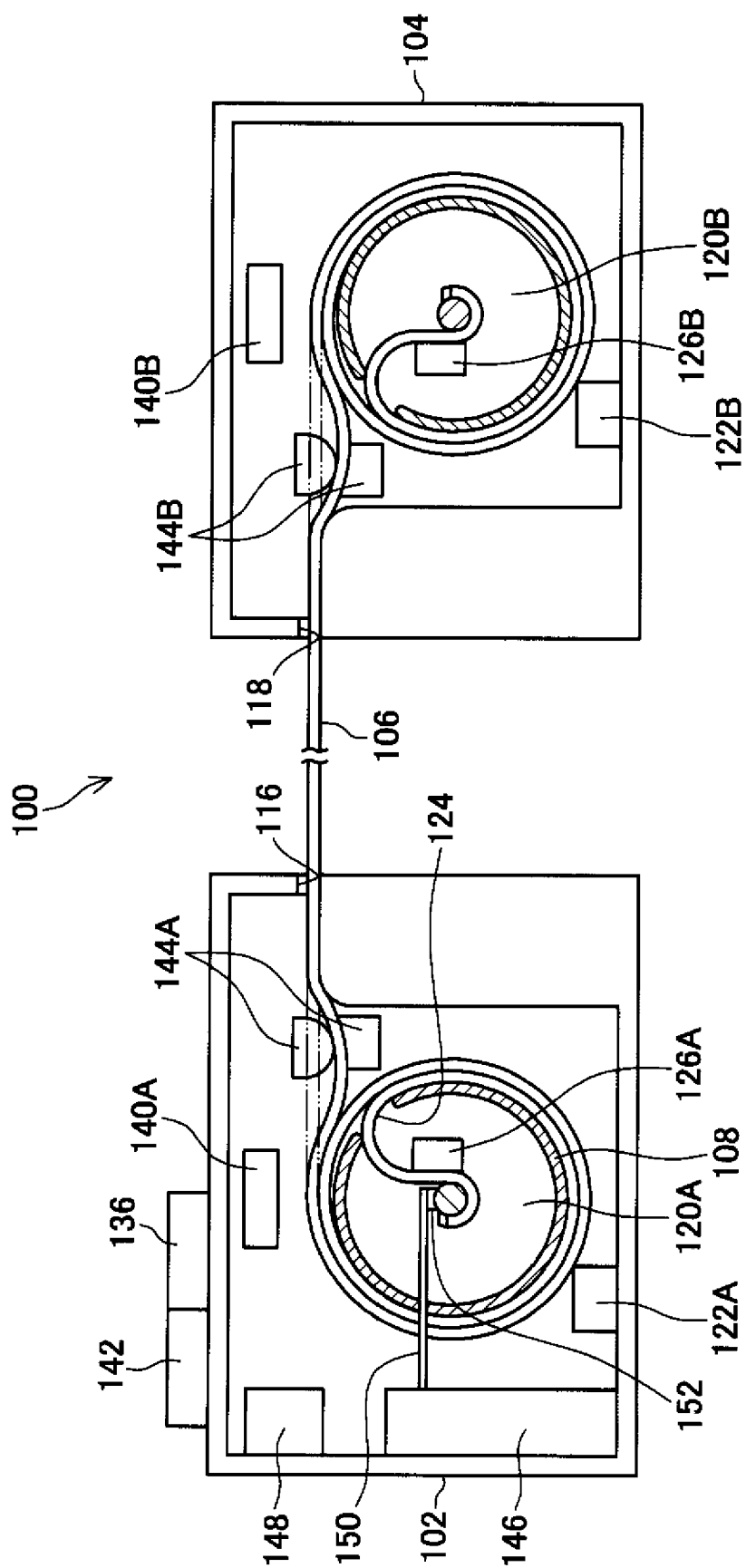
[請求項28] 前記固体検出素子は、有機光電変換材料を用いて形成され、

前記放射線検出部に、非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブの何れかにより活性層が形成され、前記固体検出素子から電荷を読み出す薄膜トランジスタが形成された
請求項 25～請求項 27 の何れか 1 項記載の放射線撮像装置。

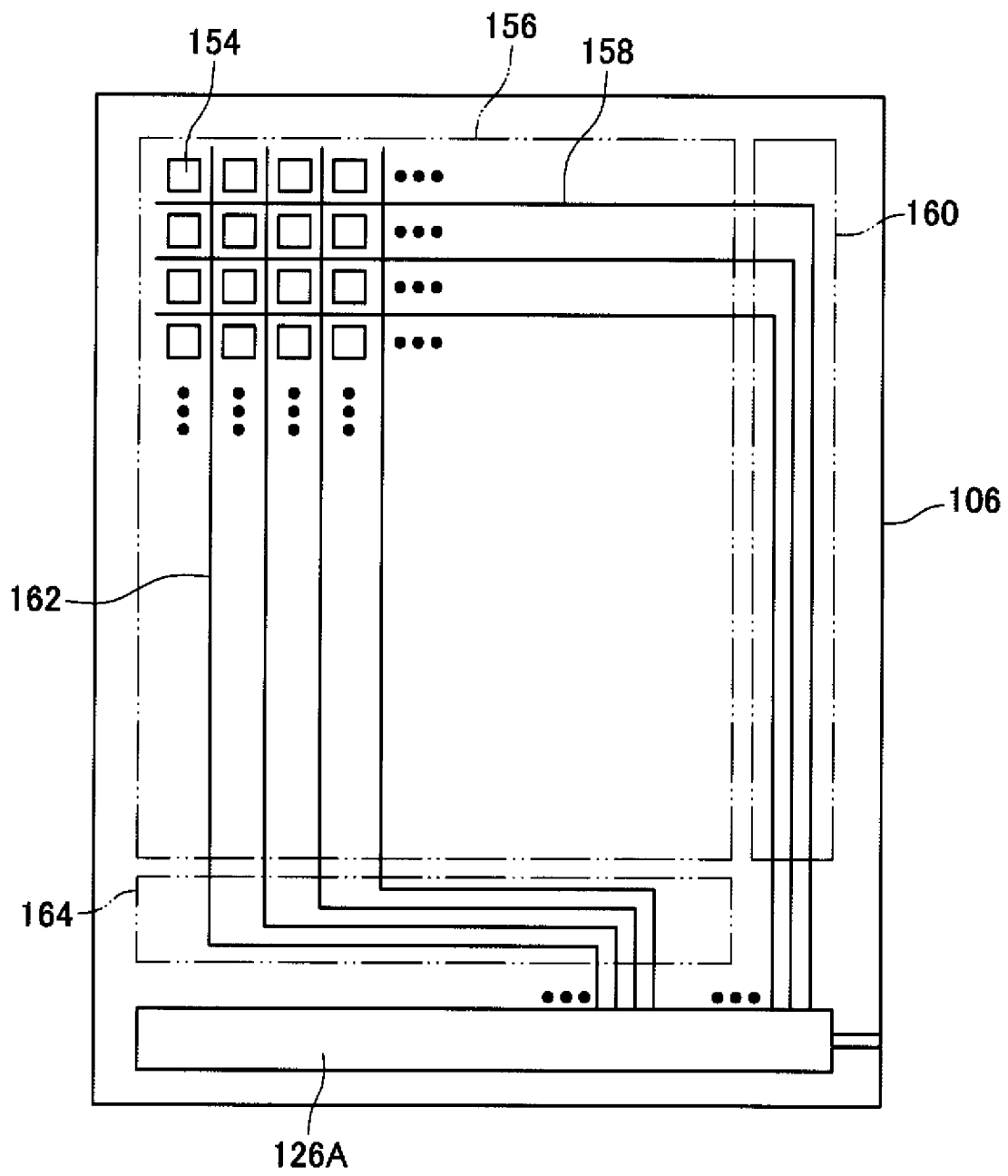
[図1]



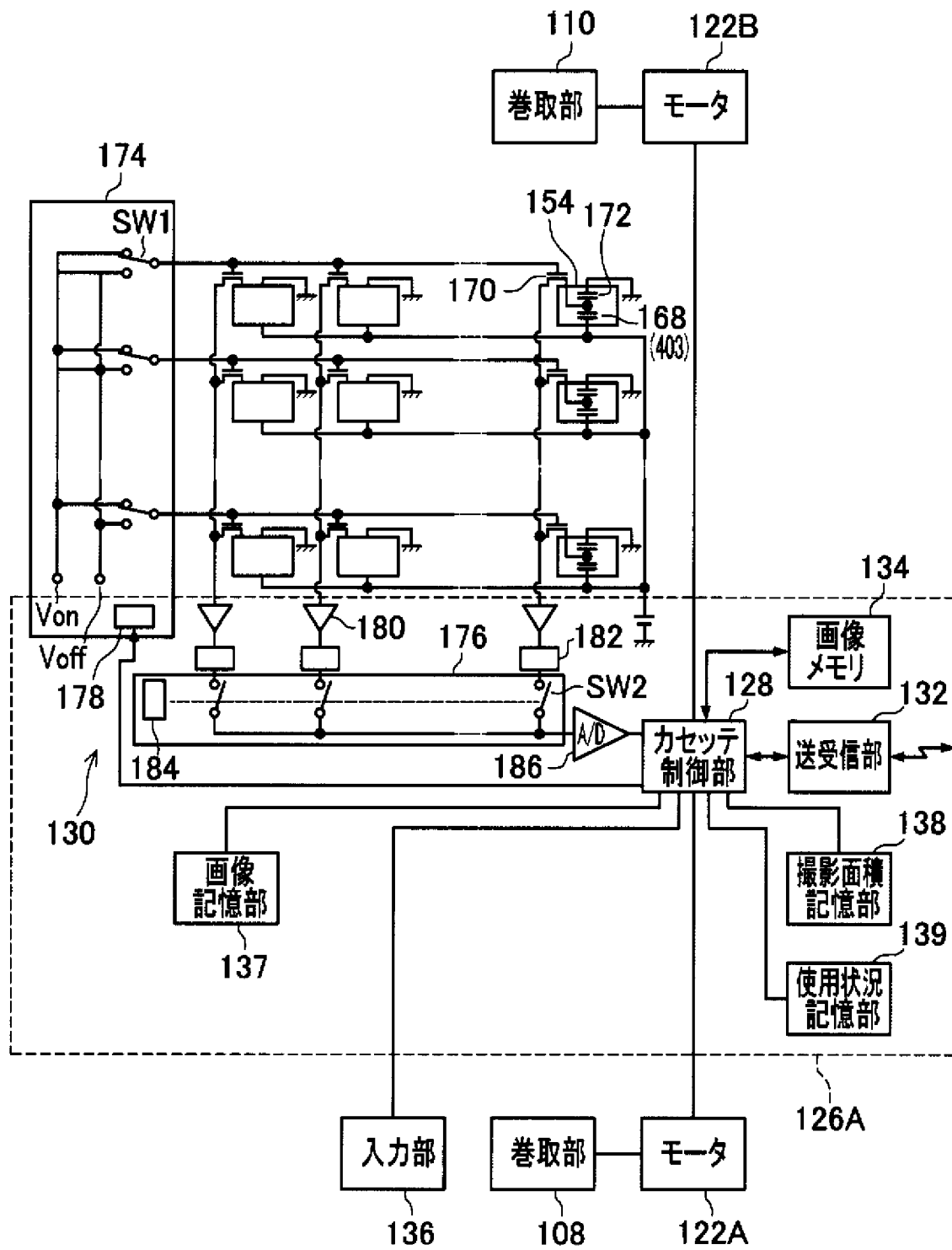
[図2]



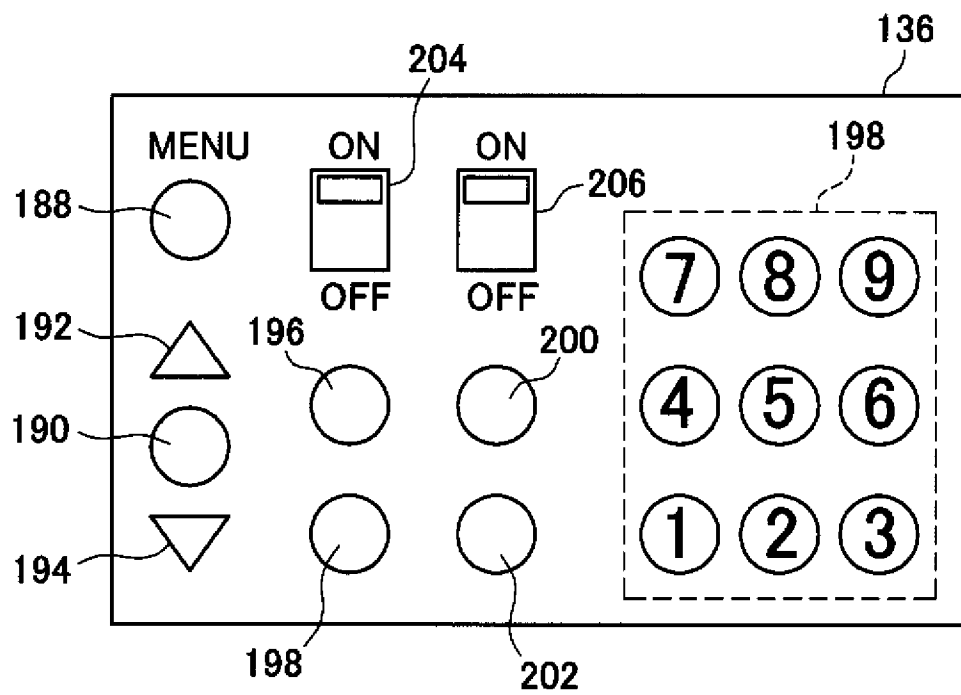
[図3]



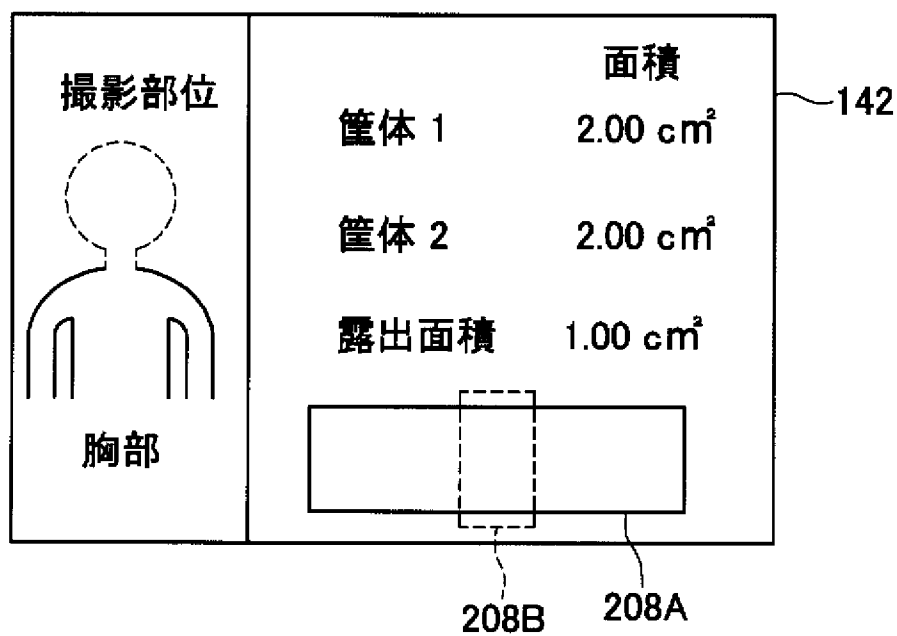
[図4]



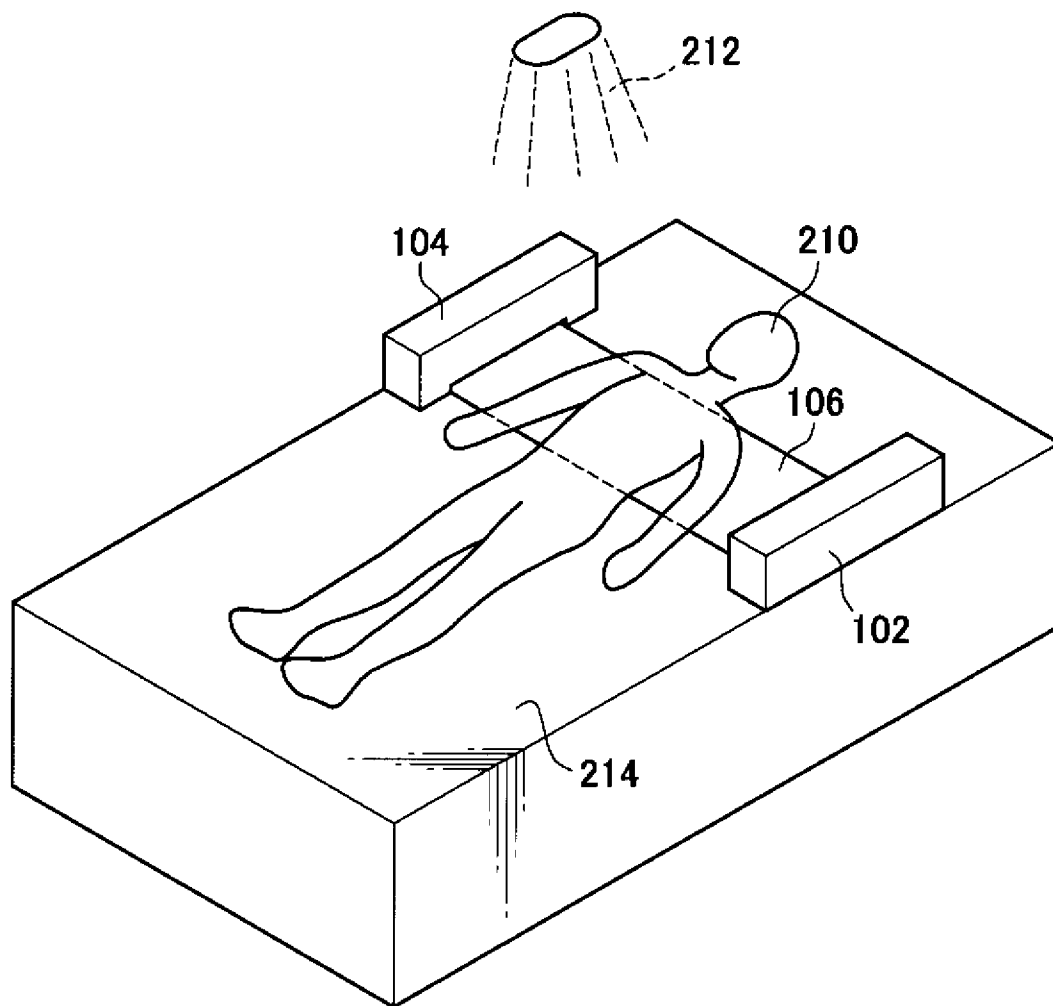
[図5]



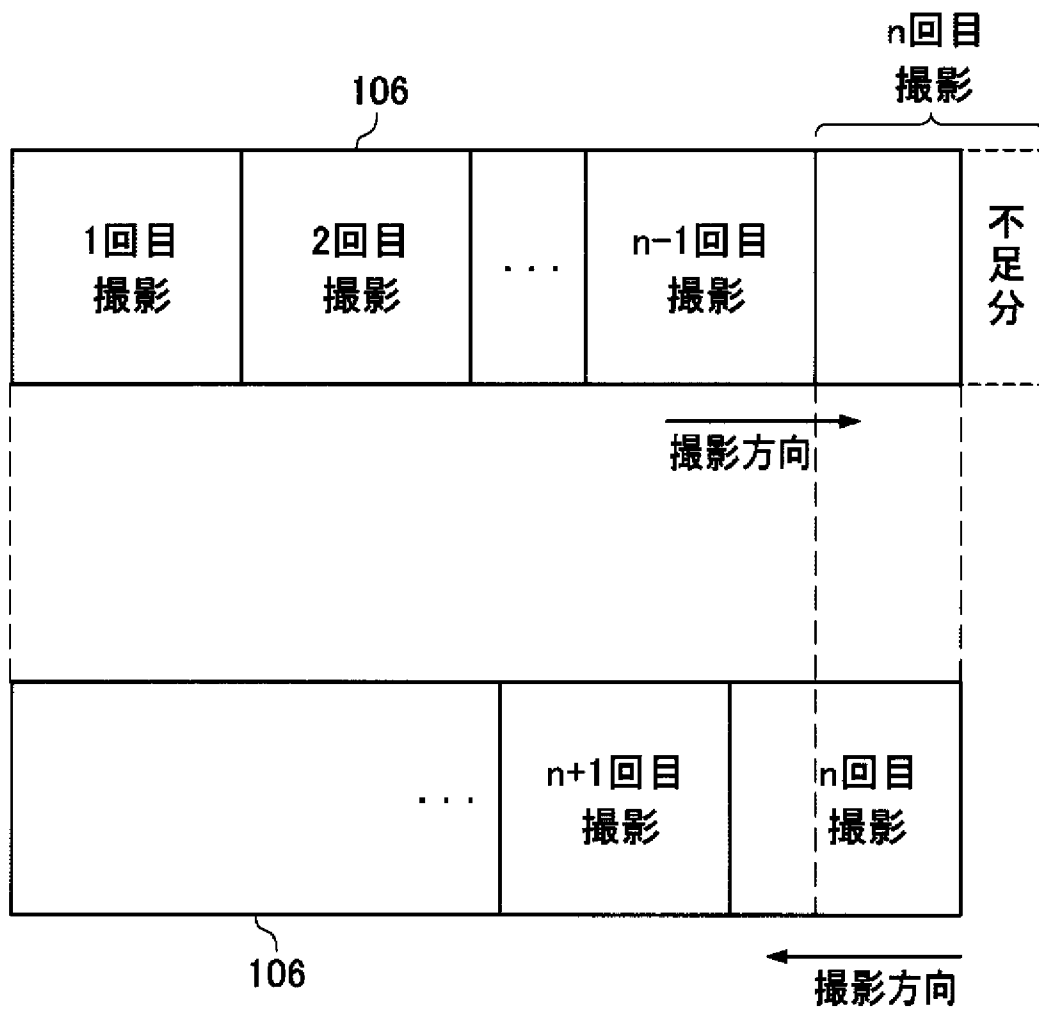
[図6]



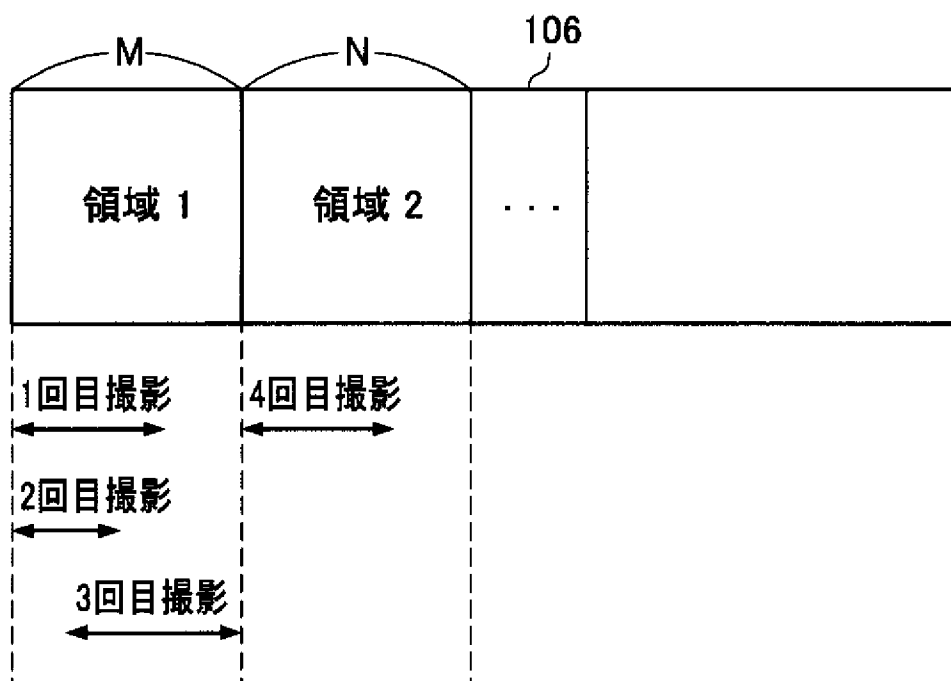
[図7]



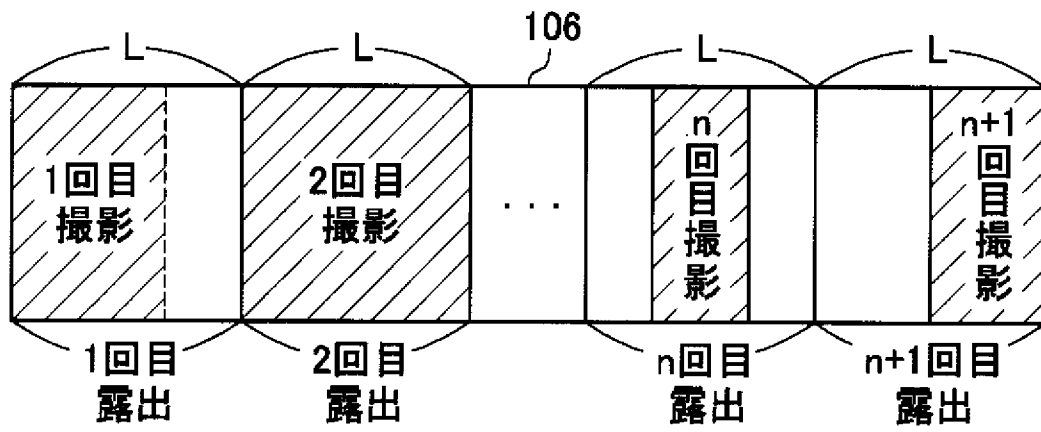
[図8]



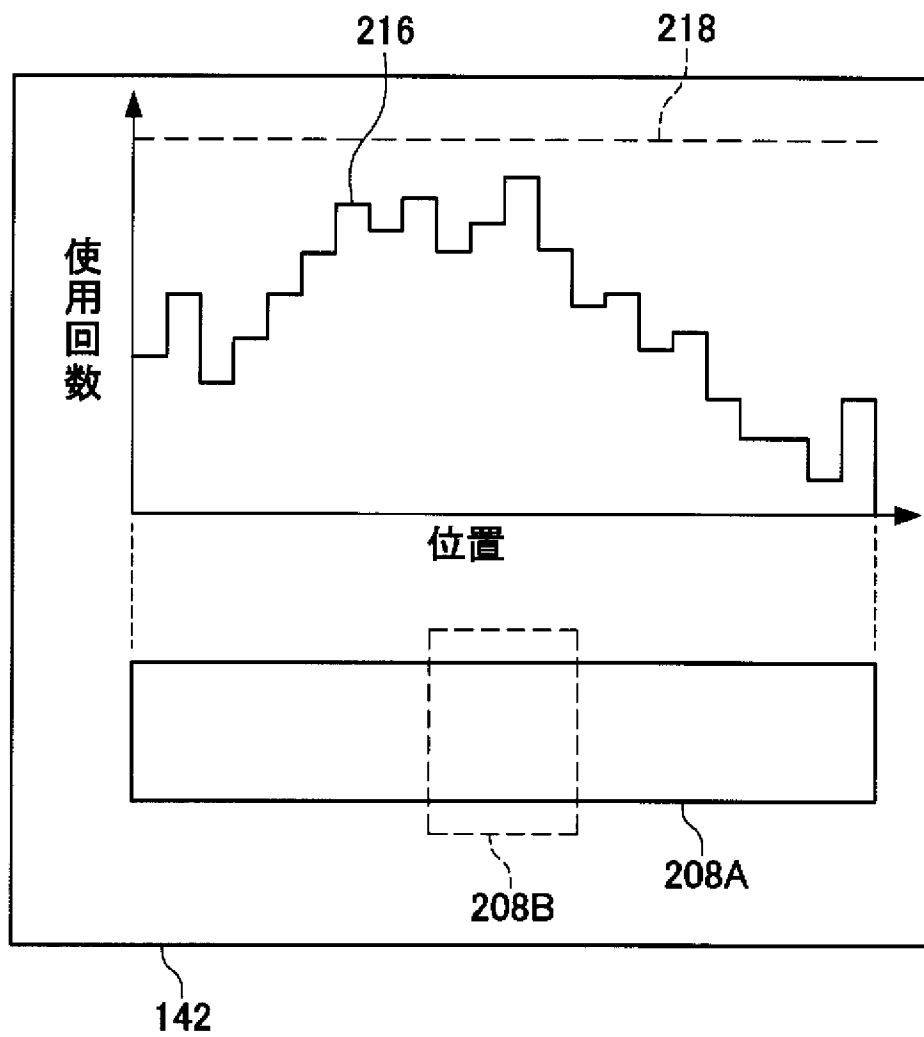
[図9]



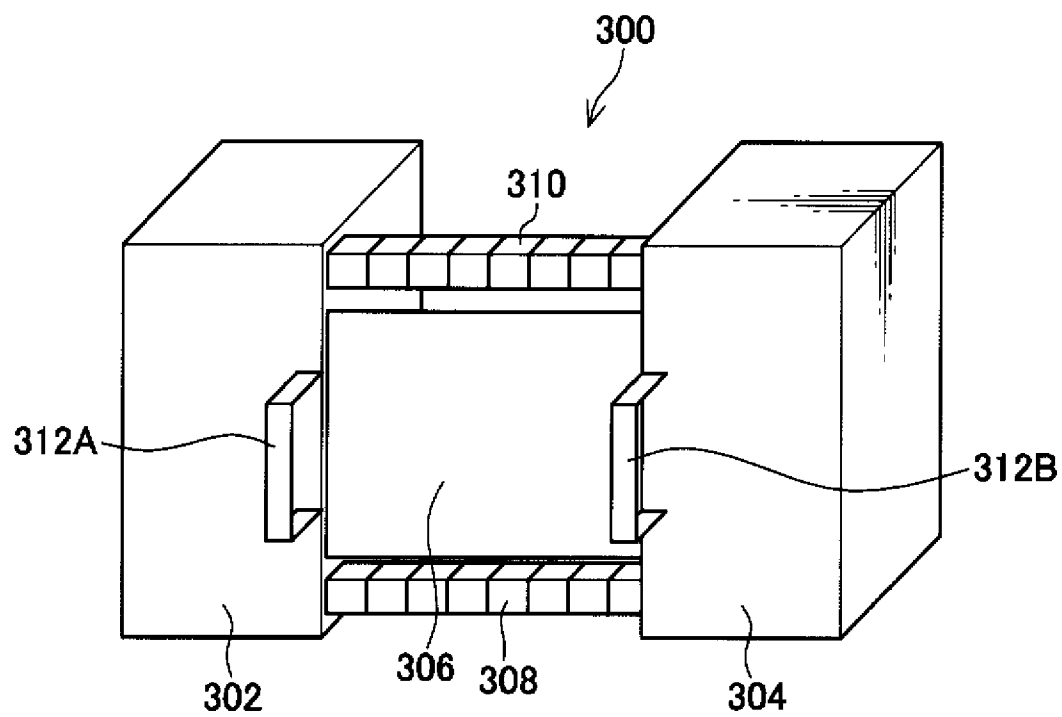
[図10]



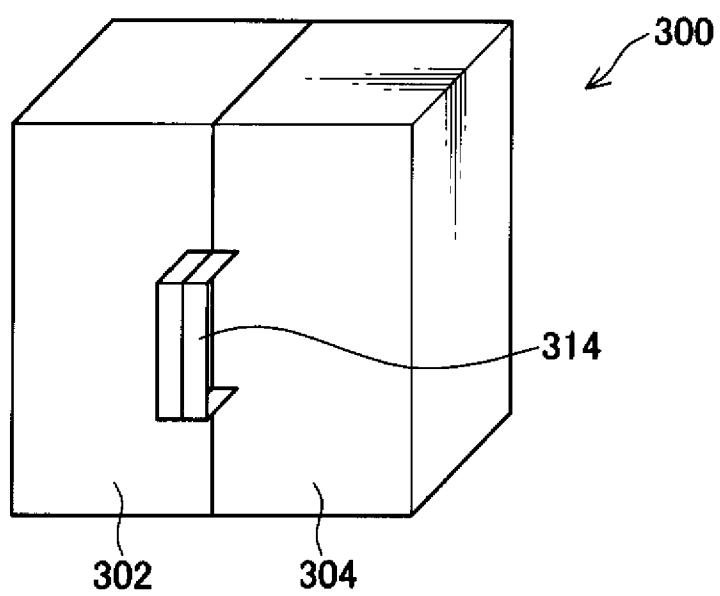
[図11]



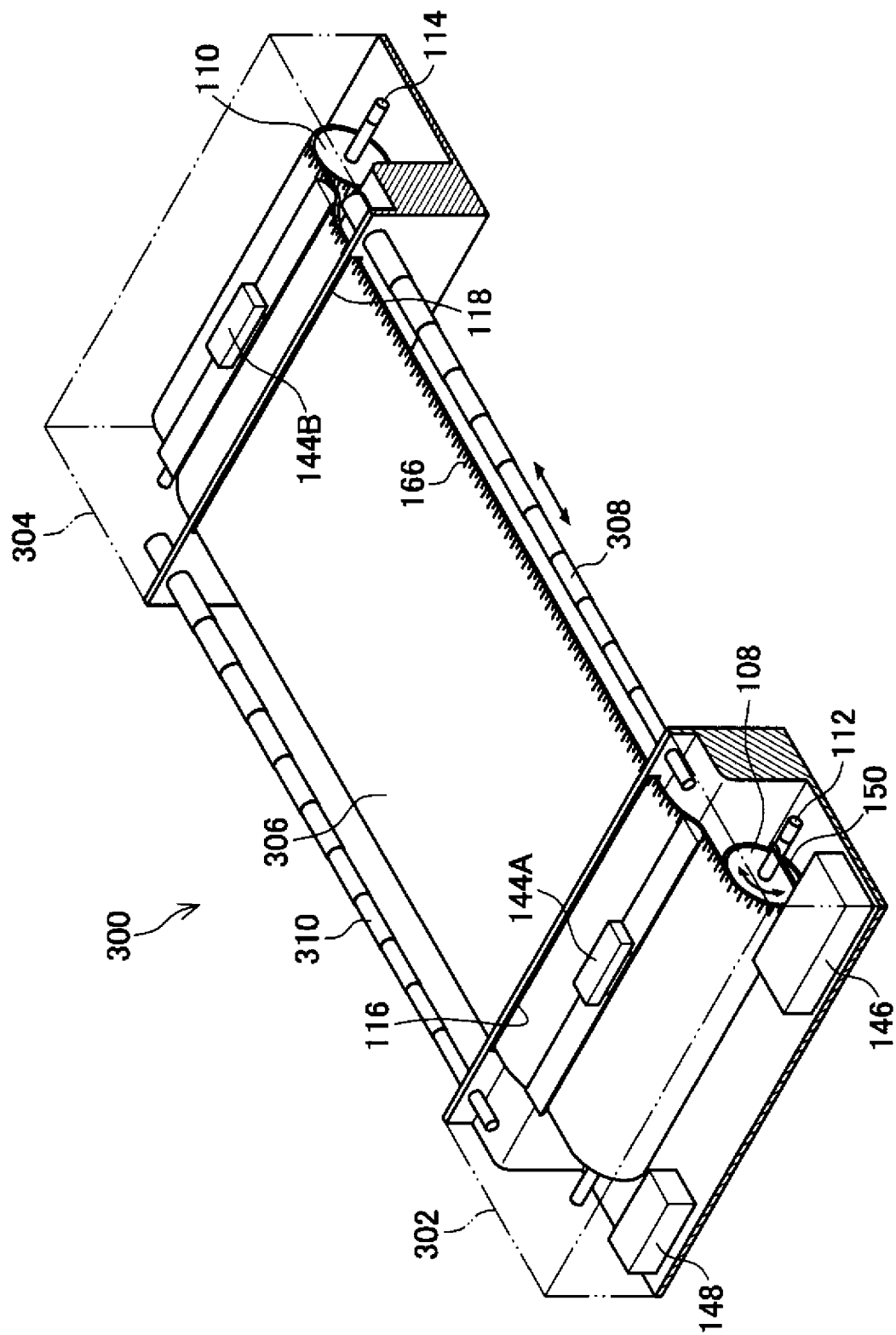
[図12]



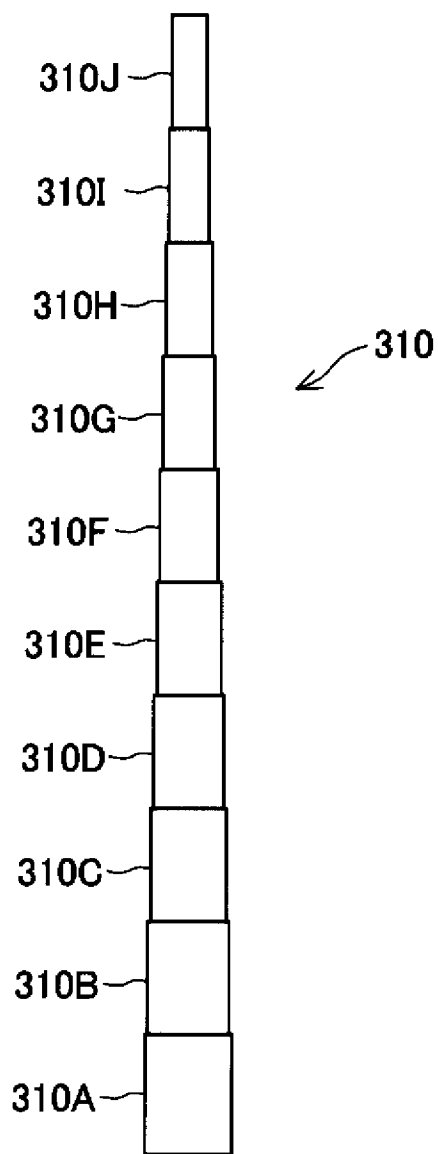
[図13]



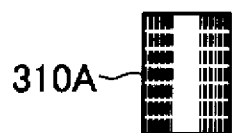
[図14]



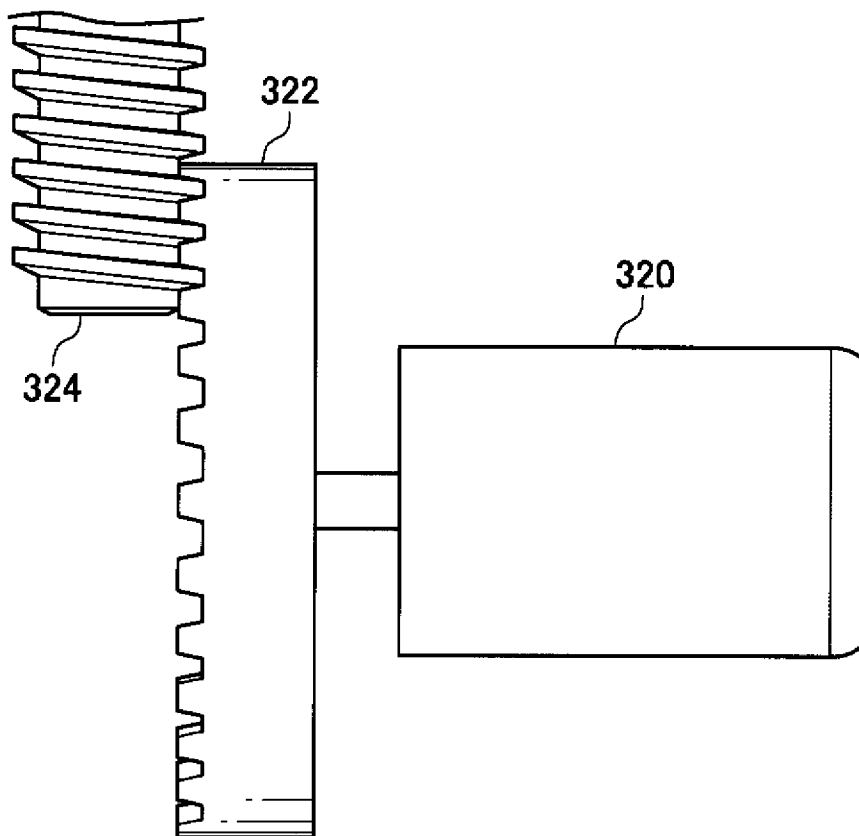
[図15A]



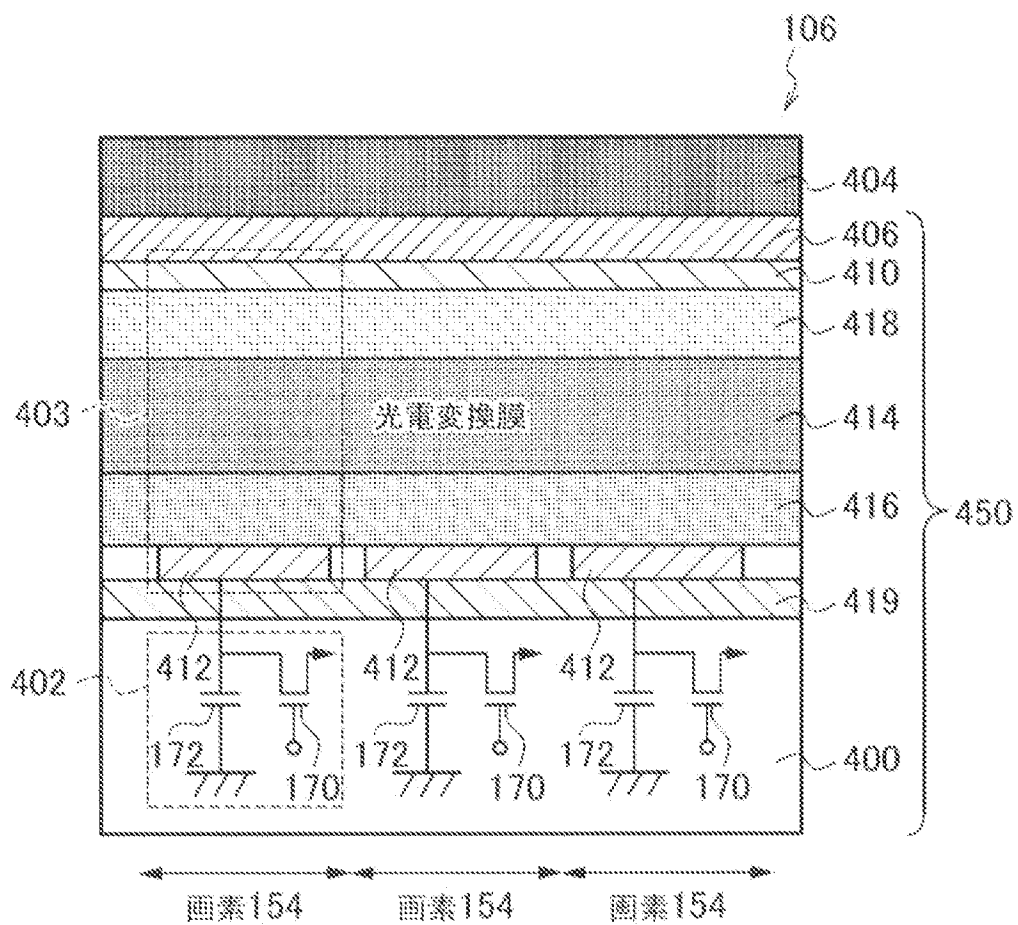
[図15B]



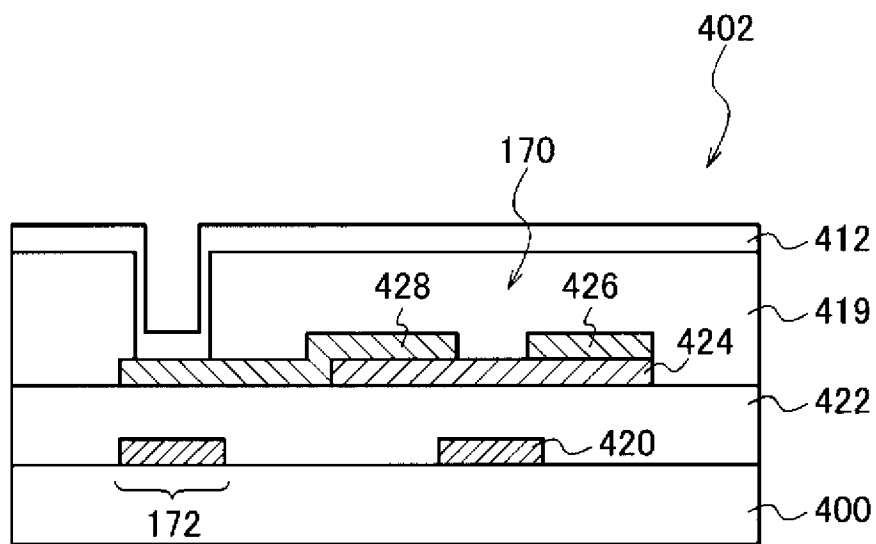
[図16]



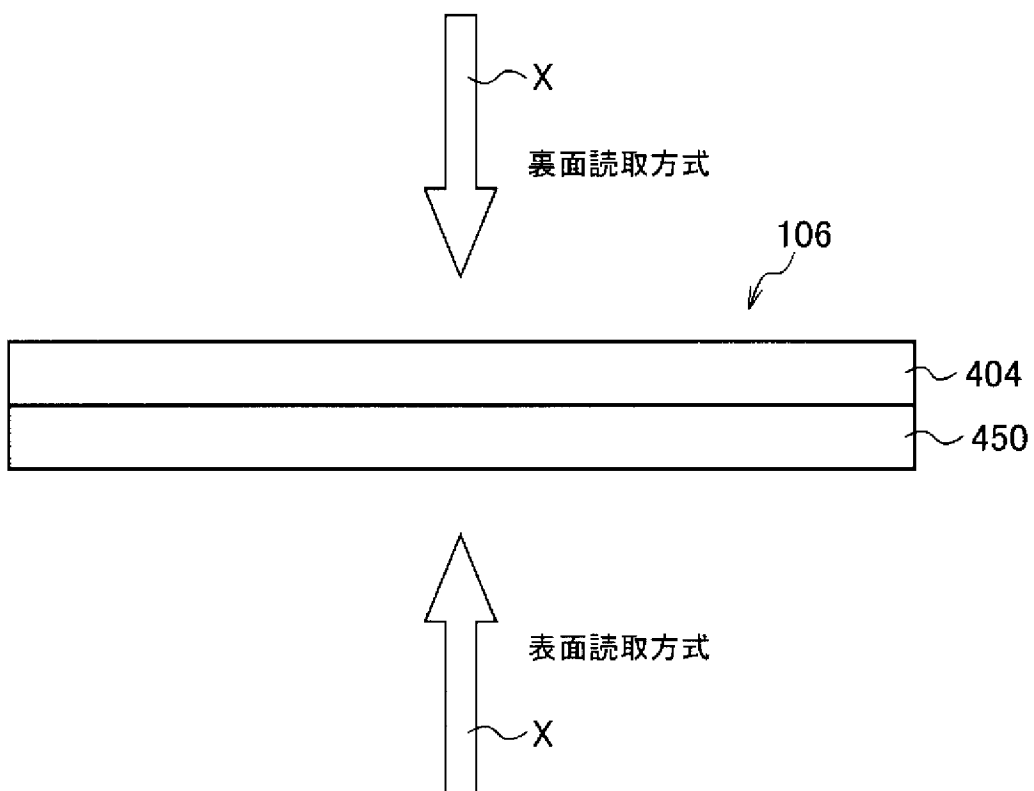
[図17]



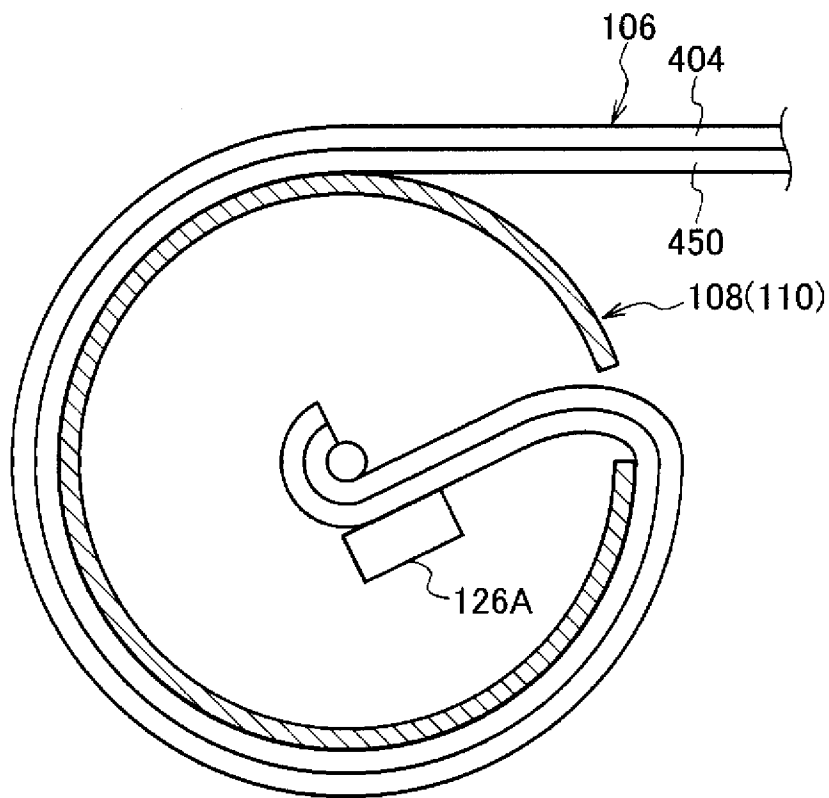
[図18]



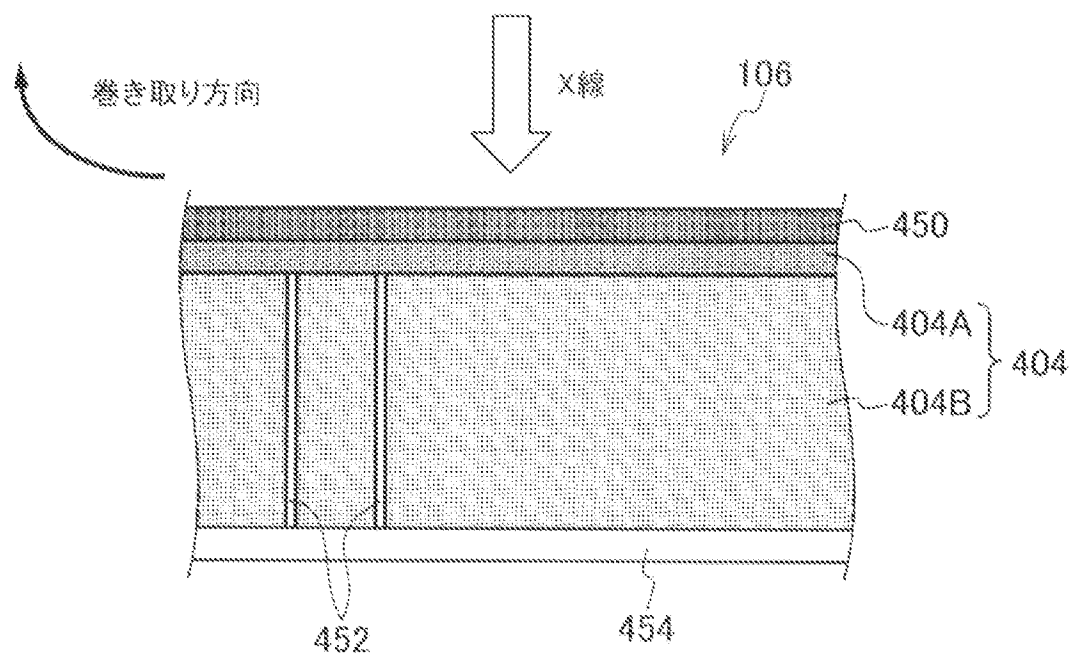
[図19]



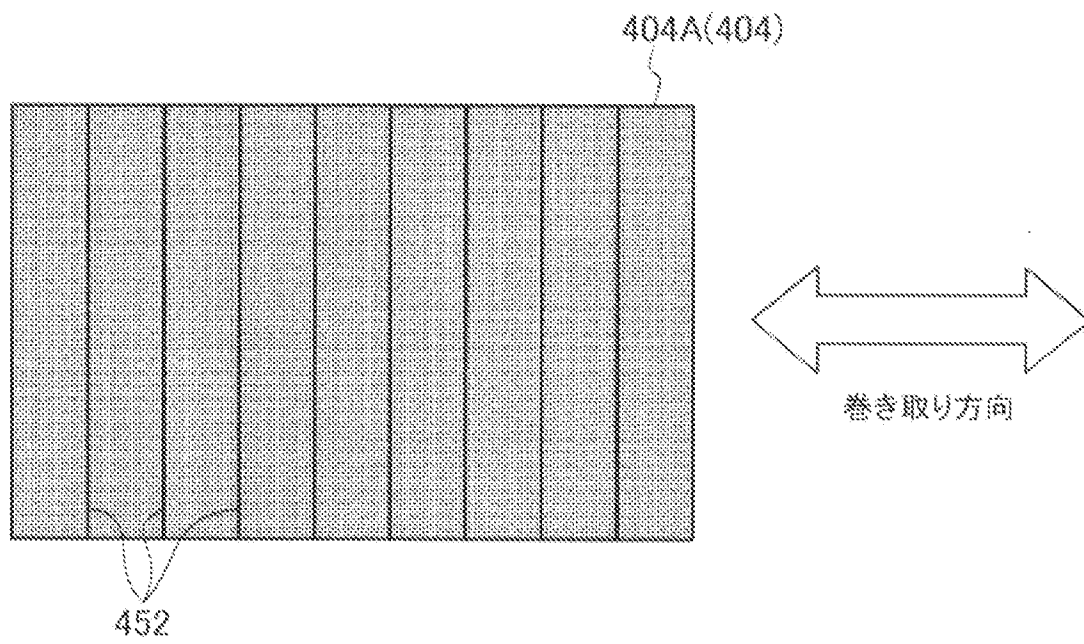
[図20]



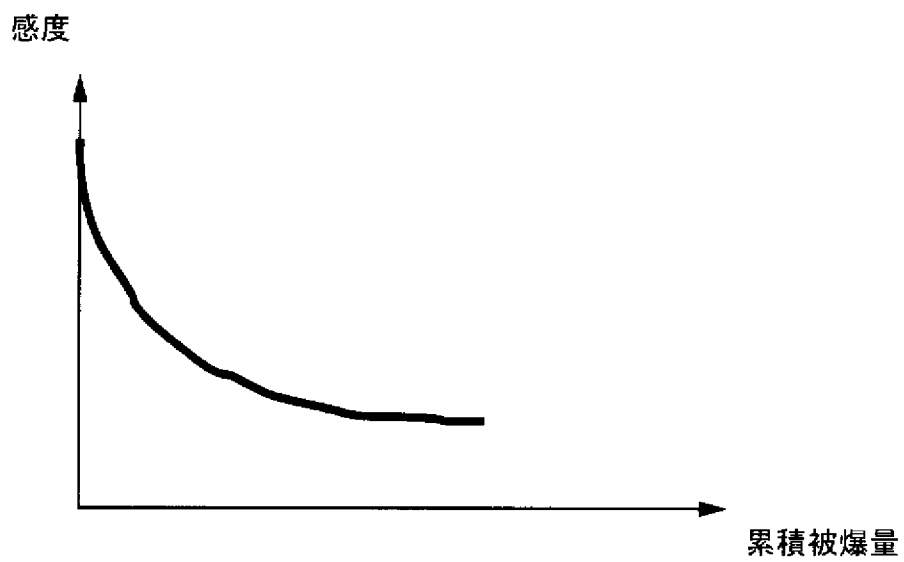
[図21]



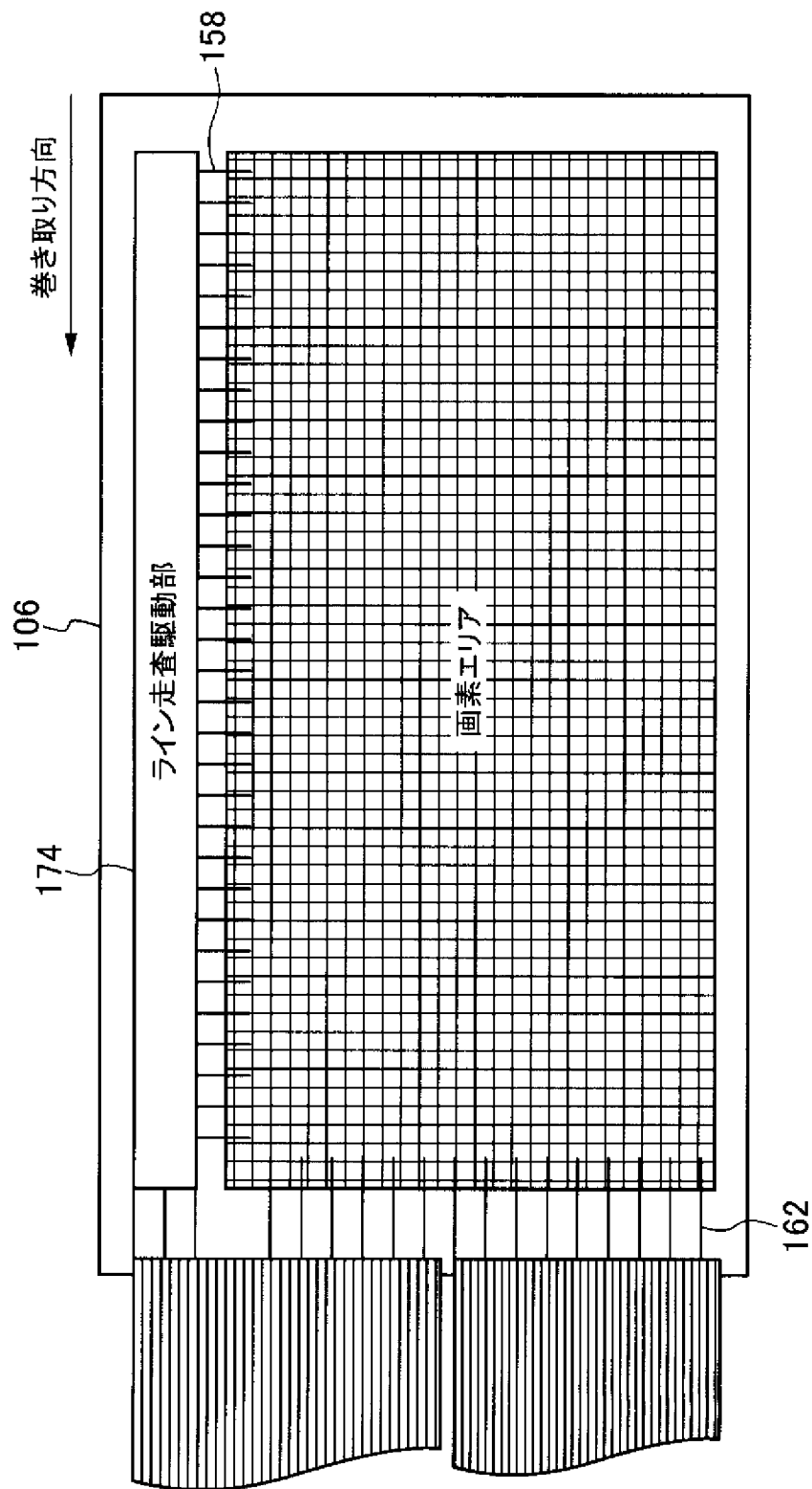
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/057259

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00

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

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

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.
Y	JP 1-140139 A (Hitachi Medical Corp.), 01 June 1989 (01.06.1989), page 3, upper left column, line 11 to page 5, upper right column, line 13; fig. 1 (Family: none)	1, 2, 16, 17, 25, 26, 28
Y	JP 62-52537 A (Minolta Camera Co., Ltd.), 07 March 1987 (07.03.1987), page 2, lower right column, lines 2 to 20; fig. 4 (Family: none)	1, 2, 16, 17, 25, 26, 28
Y	JP 2010-75439 A (Fujifilm Corp.), 08 April 2010 (08.04.2010), paragraph [0015]; fig. 4 & US 2010/0078565 A	25, 26, 28

☒ 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 May, 2011 (25.05.11)Date of mailing of the international search report
07 June, 2011 (07.06.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/057259

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-130209 A (Fujifilm Corp.), 11 June 2009 (11.06.2009), paragraph [0021] & US 2009/0134336 A1	28
A	JP 2009-205155 A (Fujifilm Corp.), 10 September 2009 (10.09.2009), paragraph [0031]; fig. 1 & US 2009/0194700 A1	1-28

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

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

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
Y	JP 1-140139 A（株式会社日立メディコ）1989.06.01, 第3頁左上欄第11行目～第5頁右上欄第13行目、第1図 （ファミリーなし）	1, 2, 16, 17, 25 , 26, 28
Y	JP 62-52537 A（ミノルタカメラ株式会社）1987.03.07, 第2頁右下欄第2行目～第20行目、第4図 （ファミリーなし）	1, 2, 16, 17, 25 , 26, 28

☒ 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 5 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 6 . 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）

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

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
Y	JP 2010-75439 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.08, 【0015】, 図4 & US 2010/0078565 A	25, 26, 28
Y	JP 2009-130209 A (富士フイルム株式会社) 2009.06.11, 【0021】 & US 2009/0134336 A1	28
A	JP 2009-205155 A (富士フイルム株式会社) 2009.09.10, 【0031】, 図1 & US 2009/0194700 A1	1 - 28