

(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
2014年3月27日(27.03.2014)



(10) 国際公開番号

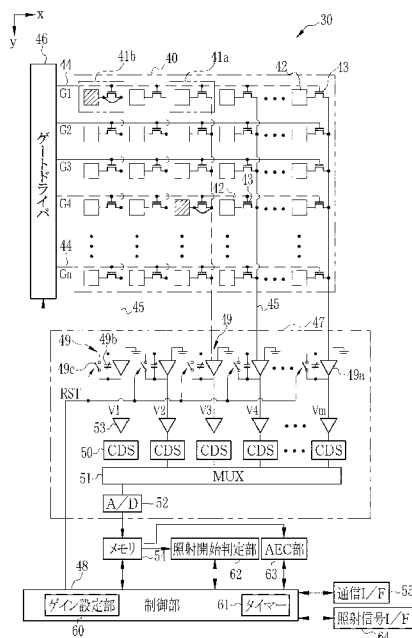
WO 2014/045835 A1

- (51) 国際特許分類:
G01T 1/17 (2006.01) *G01T 7/00* (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/073287
- (22) 国際出願日: 2013年8月30日(30.08.2013)
- (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 2012-204239 2012年9月18日(18.09.2012) JP
- (71) 出願人: 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: 田島 崇史(TAJIMA, Takashi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚2丁目25番1号 太陽生命大塚ビル3階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) Title: APPARATUS FOR DETECTING RADIOGRAPHIC IMAGES

(54) 発明の名称: 放射線画像検出装置



(57) Abstract: In order to more accurately determine the start of irradiation, a sensor panel of an electronic cassette is provided with: detection elements that output dose signals corresponding to X-ray doses; an irradiation start determination unit that determines the start of X-ray irradiation on the basis of the dose signals; and an automatic exposure control (AEC) unit that determines whether or not the cumulative dose of X-rays has reached a target dose on the basis of the dose signals. When the irradiation start determination unit is used, a gain that is lower than when the AEC unit is used is set to an integrating amplifier by a gain setting unit.

(57) 要約: より正確な照射開始判定を行う。電子カセットのセンサーパネルには、X線の線量に応じた線量信号を出力する検出画素と、線量信号に基づきX線の照射開始を判定する照射開始判定部と、線量信号に基づきX線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定するAEC部とが設けられている。照射開始判定部を使用する場合は、AEC部を使用する場合よりも低いゲインがゲイン設定部により積分アンプに設定される。

- 46 Gate drive
- 48 Control unit
- 54 Memory
- 55 Communication interface
- 60 Gain setting unit
- 61 Timer
- 62 Irradiation start determination unit
- 63 AEC unit
- 64 Irradiation signal interface

WO 2014/045835 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：放射線画像検出装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像を検出する放射線画像検出装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、放射線、例えばX線を利用したX線撮影システムが知られている。X線撮影システムは、X線を発生するX線発生装置と、被写体（患者）を透過したX線で形成されるX線画像を撮影するX線撮影装置とを備えている。X線発生装置は、X線を被写体に向けて照射するX線源、X線源の駆動を制御する線源制御装置、およびX線源を動作させるための指示を線源制御装置に入力する照射スイッチを有している。X線撮影装置は、被写体を透過したX線を電気信号に変換することによってX線画像を検出するX線画像検出装置、およびX線画像検出装置の駆動制御、X線画像の保存や表示を行うコンソールを有している。

[0003] X線撮影装置としては、X線フィルムやIP（イメージングプレート）カセットを利用したX線画像記録装置に代わって、X線画像を電子的に検出するX線画像検出装置を用いたものが普及している。X線画像検出装置は、X線画像検出装置は、フラットパネルディテクタ（FPD；flat panel detector）とも呼ばれるセンサーパネルを有する。センサーパネルは、X線の入射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素が行列状に配置された撮像領域を有する。画素は、電荷を発生してこれを蓄積する光電変換部、およびTFT等のスイッチング素子を備える。センサーパネルは、スイッチング素子のオン動作に応じて、画素の列毎に設けられた信号線を通じて各画素の光電変換部に蓄積された信号電荷を信号処理回路に読み出し、信号処理回路で信号電荷を電圧信号に変換することでX線画像を電氣的に検出する。

[0004] センサーパネルを利用したX線画像検出装置では、X線画像に乗る暗電荷ノイズの影響を最小にするために画素の不要電荷を掃き出すリセット動作を

センサーパネルが定期的に行っている。したがって、センサーパネルを利用したX線画像検出装置を備えたX線撮影システムでは、X線の照射開始タイミングと、センサーパネルがリセット動作を終了して画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作を開始するタイミングとの同期をとっている。例えば線源制御装置とX線画像検出装置に相互通信可能なインターフェース（I/F）を設け、X線の照射開始タイミングに合わせて線源制御装置からX線画像検出装置に同期信号を送信し、X線画像検出装置は同期信号の受信をトリガにセンサーパネルの動作を蓄積動作に移行させる。あるいは、X線画像検出装置には、線源制御装置とは接続されずに同期信号の遣り取りもせず、代わりにX線の線量を線量検出センサで検出して、検出した線量と予め設定された照射開始閾値を比較し、線量が照射開始閾値を上回ったときにX線の照射が開始されたと判定してセンサーパネルに蓄積動作を開始させる照射開始判定機能をもつものもある。

[0005] また、X線撮影システムにおいては、被写体への被曝量を抑えつつ適正な画質のX線画像を得るために、X線の撮影中（照射中）にX線の線量を線量検出センサで検出して、線量の積算値（累積線量）が目標線量に達した時点でX線源によるX線の照射を停止させるAEC（Automatic Exposure Control、自動露出制御）が行われる場合がある。X線源が照射する線量は、X線の照射時間とX線源が単位時間あたりに照射する線量を規定する管電流との積である管電流時間積（mA s 値）によって決まる。照射時間や管電流といった撮影条件は、被写体の撮影部位（胸部や頭部）、性別、年齢などによっておおよその推奨値はあるものの、被写体の体格などの個人差によってX線の透過率が変わるため、より適切な画質を得るためにAECが行われる。

[0006] 線量検出センサには従来イオンチャンバー等が用いられてきたが、最近、センサーパネルの画素に簡単な改造を施して線量検出センサとして動作させる技術が提案されている。特開2011-174908号公報（米国公開公報US2011/0180717号）では、一部の画素を線量検出センサとして利用している。線量検出センサとして利用される画素（以下、検出画素

という)は、放射線検出用配線にスイッチング素子を介さずに接続されている。そのため、スイッチング素子のオンオフ動作に関わらず検出画素で発生した電荷に応じた出力(以下、線量信号という)が放射線検出用配線に流れ出す。そして、放射線検出用配線が繋がれた信号処理回路で線量信号を所定の周期でサンプリングしてこれを制御部に入力し、制御部で線量信号に基づき照射開始判定またはAECを行っている。信号処理回路は増幅器を有し、照射開始判定の際に放射線検出用配線から流入する線量信号を増幅して制御部に出力している。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] X線の単位時間あたりの線量の経時変化を表す照射プロファイルは、照射開始直後から徐々に線量が増加する立ち上がり期間を経て撮影条件で設定された管電流に応じた値に到達し、その値で照射を継続する定常期間に入る(図7等参照)。AECでは定常期間において線量信号のサンプリングが継続され、サンプリングされた線量信号に基づいて累積線量と目標線量との比較が行われて照射停止タイミングが判定される。

[0008] 一方、照射開始判定は、照射されたX線を少しでも無駄にしないために迅速性が求められるので、定常期間に入ってから照射開始を判定したのでは遅く、立ち上がり期間にサンプリングされた線量信号に基づいて行う必要がある。つまり、照射開始判定における線量信号のサンプリング期間は、AECにおける線量信号のサンプリング期間と比較して非常に短い。

[0009] 線量信号を読み出すアナログの信号処理回路では、ランダムノイズが発生することが知られている。ランダムノイズは、線量信号の信号値を増加させるプラス成分のランダムノイズと、信号値を減少させるマイナス成分のランダムノイズがある。AECでは、照射開始判定と比較して長いサンプリング期間で得られた複数回分の線量信号の積算の過程でプラス成分とマイナス成分のランダムノイズが相殺される。このため、線量信号の読み出し時の増幅ゲインは、ノイズ成分については相殺されて信号成分の増幅のみに寄与する

結果となる。したがって、ゲインが高いほど、高い S/N 比をもつ線量信号を得ることができ、精度の高いAECを行うことができる。

[0010] これに対して、照射開始判定の場合には、線量信号のサンプリング期間が短いため、AECの場合と比較して、ランダムノイズのプラス成分とマイナス成分の相殺の程度が小さい。そのため、線量信号に掛けるゲインをAEC時と同じかそれ以上の値に設定すると、ランダムノイズが大きくなり、線量信号の S/N 比が低下する場合がある。この問題は、照射開始判定の迅速性を求めてサンプリング期間を短くするほど大きくなる。サンプリング期間を短くすると、極端なケースでは1回のサンプリングで取得した線量信号と照射開始閾値の比較を行うことになるため、そのときのランダムノイズの大きさが線量信号の S/N 比に直接影響を及ぼすことになるからである。 S/N 比の悪い線量信号で照射開始判定を行うと、当然ながら照射開始の誤判定の確率が高まる。

[0011] 本発明は、より正確な照射開始判定を行うことができる放射線画像検出装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 上記目的を達成するために、本発明の放射線画像検出装置は、センサーパネル、線量検出センサ、増幅器、照射開始判定部、AEC部、及び制御部を備える。センサーパネルは、放射線源から照射されて被写体を透過した放射線の線量に応じた電荷を蓄積し、蓄積した電荷を信号線に出力する画素が配置された撮像領域を有する。線量検出センサは、放射線の線量に応じた線量信号を出力する。増幅器は、線量信号を増幅する。照射開始判定部は、増幅器で増幅された線量信号に基づき放射線の照射開始を判定する。AEC部は、増幅器で増幅された線量信号に基づき放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する。制御部は、照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際の増幅器のゲインを、AEC部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際よりも低く設定する。

[0013] 制御部は、放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも

一方に応じてゲインを変更することが好ましい。

[0014] 制御部は、照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際の線量信号のサンプリング周期を、A E C部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際よりも短く設定することが好ましい。

[0015] 制御部は、放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも一方に応じてサンプリング周期を変更することが好ましい。

[0016] 線量検出センサは、撮像領域内に複数個配置されていることが好ましい。
また、照射開始判定部及びA E C部が取得する線量信号のそれぞれの出力元となる線量検出センサについて、複数の線量検出センサの中から選択が可能であることが好ましい。

[0017] 照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際は、撮像領域の全体にわたって分散配置された線量検出センサを選択して、その線量信号に基づき判定を行うことが好ましい。A E C部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際は、診断時に最も注目すべき関心領域に該当する撮像領域の部分に配置された線量検出センサを選択して、その線量信号に基づき判定を行うことが好ましい。

[0018] 放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも一方に応じて、判定に用いる線量検出センサを選択することが好ましい。

[0019] 線量検出センサは画素の一部を利用した形態であることが好ましい。例えば、画素には、放射線を受けて信号電荷を蓄積し、スイッチング素子の駆動に応じて信号電荷を信号線に出力する通常画素と、短絡線で信号線に直接接続、またはスイッチング素子がなく信号線に直接接続された検出画素とがあり、検出画素を線量検出センサとして用いる。通常画素とは別に駆動するスイッチング素子が設けられた検出画素を線量検出センサとして用いてもよい。

[0020] センサーパネルが可搬型の筐体に収納された電子カセットであることが好ましい。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、線量検出センサからの線量信号を増幅する増幅器のゲインを、A E C部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際よりも照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際に低く設定するので、より正確な照射開始判定を行うことができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1] X線撮影システムの概略図である。

[図2]線源制御装置の内部構成を示す図である。

[図3]電子カセットを示す外観斜視図である。

[図4]電子カセットの内部構成を示すブロック図である。

[図5]検出画素の配置を説明するための図である。

[図6]撮影条件テーブルを示す図である。

[図7]積分アンプのゲイン設定の手順を示すフローチャートである。

[図8]A E C部を使用する場合のセンサーパネルの動作の推移を示す図である。

[図9]照射開始判定部を使用する場合のセンサーパネルの動作の推移を示す図である。

[図10]照射開始判定時の線量信号のサンプリング周期を短くした場合のセンサーパネルの動作の推移を示す図である。

[図11]別態様の電子カセットの内部構成を示すブロック図である。

[図12]検出画素の別の配置を説明するための図である。

[図13A]照射開始判定のための検出画素の選択例を示す図である。

[図13B]A E Cのための検出画素の選択例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0023] [第1実施形態]

図1において、X線撮影システム2は、X線源10と、X線源10の動作を制御する線源制御装置11と、X線源10へのウォームアップ開始とX線の照射開始を指示するための照射スイッチ12と、放射線の照射開始を判定する機能と、放射線の累積線量が目標線量に達した時点で放射線の照射を停

止させるAEC機能をもち、被写体（患者）を透過したX線を検出してX線画像を出力する電子カセット13と、電子カセット13の動作制御やX線画像の表示処理を担うコンソール14と、被写体を立位姿勢で撮影するための立位撮影台15と、臥位姿勢で撮影するための臥位撮影台16とを有する。X線源10、線源制御装置11、および照射スイッチ12はX線発生装置2a、電子カセット13、およびコンソール14はX線撮影装置2bをそれぞれ構成する。この他にもX線源10を所望の方向および位置にセットするための線源移動装置（図示せず）が設けられており、X線源10は立位撮影台15および臥位撮影台16で共用される。

[0024] X線源10は、X線管と、X線管が放射するX線の照射野を限定する照射野限定器（コリメータ）とを有する。X線管は、熱電子を放出するフィラメントである陰極と、陰極から放出された熱電子が衝突してX線を放射する陽極（ターゲット）とを有している。ウォームアップ開始の指示があると陽極が回転を開始し、規定の回転数となったらウォームアップが終了する。照射野限定器は、例えば、X線を遮蔽する4枚の鉛板を四角形の各辺上に配置し、X線を透過させる四角形の照射開口が中央に形成されたものであり、鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさを変化させて、照射野を限定する。

[0025] コンソール14は、有線方式や無線方式により電子カセット13と通信可能に接続されており、キーボード等の入力デバイス14aを介したオペレータからの入力操作に応じて電子カセット13の動作を制御する。電子カセット13からのX線画像はコンソール14のディスプレイ14bに表示される他、そのデータがコンソール14内のハードディスクやメモリといったストレージデバイス14c、あるいはコンソール14とネットワーク接続された画像蓄積サーバ等のデータストレージに記憶される。

[0026] コンソール14は、被写体の性別、年齢、撮影部位、撮影目的等の情報が含まれる検査オーダーの入力を受け付けて、検査オーダーをディスプレイ14bに表示する。検査オーダーは、HIS（病院情報システム）やRIS（放射線

情報システム)等の患者情報や放射線検査に係る検査情報を管理する外部システムから入力されるか、放射線技師等のオペレータにより手動入力される。検査オーダには、頭部、胸部、腹部、手、指等の撮影部位の項目がある。撮影部位には、正面、側面、斜位、P A (X線を被写体の背面から照射)、A P (X線を被写体の正面から照射)等の撮影方向も含まれる。オペレータは、検査オーダの内容をディスプレイ14bで確認し、その内容に応じた撮影条件をディスプレイ14bに映された操作画面を通じて入力デバイス14aで入力する。

[0027] 撮影条件には、撮影部位の他、X線源10が照射するX線のエネルギースペクトルを決める管電圧(単位; kV)、単位時間当たりの照射量を決める管電流(単位; mA)、およびX線の照射時間(単位; s)などが含まれる(図6参照)。管電流と照射時間の積でX線の累積の照射量が決まるため、撮影条件としては、管電流と照射時間のそれぞれの値を個別に入力する代わりに、両者の積である管電流時間積(mAs値)の値が入力される場合もある。

[0028] 図2において、線源制御装置11は、トランスによって入力電圧を昇圧して高圧の管電圧を発生し、高電圧ケーブルを通じてX線源10に供給する高電圧発生器20と、X線源10に与える管電圧および管電流と、X線の照射時間を制御する制御部21と、メモリ23と、タッチパネル24と、電子カセット13との信号の送受信を媒介する照射信号I/F26とを備える。

[0029] 制御部21には照射スイッチ12とメモリ23とタッチパネル24が接続されている。照射スイッチ12は、制御部21に対して指示を入力するスイッチであり、2段階の押圧操作が可能である。制御部21は、照射スイッチ12が1段階押し(半押し)されると、高電圧発生器20に対してウォームアップ開始信号を発して、X線源10にウォームアップを開始させる。

[0030] 照射信号I/F26に電子カセット13が接続されている場合、照射スイッチ12が1段階押し(半押し)されると、制御部21は電子カセット13との間で同期信号の送受信による同期制御を行う。さらに照射スイッチ12

が２段階押し（全押し）されると、照射開始信号を高電圧発生器２０に発して、Ｘ線源１０にＸ線照射を開始させる。一方、照射信号Ｉ／Ｆ２６に電子カセット１３が接続されていない場合は、制御部２１は電子カセット１３との間の同期信号の遣り取りは行わず、照射スイッチ１２の２段階押し（全押し）に応じて即座に照射開始信号を高電圧発生器２０に発する。

[0031] メモリ２３は、管電圧、管電流、照射時間等の撮影条件を予め数種類格納している。撮影条件はタッチパネル２４を通じてオペレータにより手動で設定される。タッチパネル２４には、メモリ２３から読み出された撮影条件が複数種類表示される。表示された撮影条件の中から、コンソール１４に入力した撮影条件と同じ撮影条件をオペレータが選択することにより、線源制御装置１１に対して撮影条件が設定される。もちろん、予め用意されている撮影条件の値を微調整することも可能である。制御部２１は、設定された照射時間となったらＸ線の照射を停止させるためのタイマー２５を内蔵している。なお、コンソール１４に入力された撮影条件を線源制御装置１１に送信することで線源制御装置１１の撮影条件の設定を自動化してもよい。

[0032] 電子カセット１３のＡＥＣ機能を使用する場合の照射時間は、目標線量に達してＡＥＣ機能による照射停止の判断がされる前にＸ線の照射が終了して線量不足に陥ることを防ぐため、余裕を持った値が設定される。Ｘ線源１０において安全規制上撮影部位に応じて設定されている照射時間の最大値を設定してもよい。ＡＥＣ機能を使用しない場合は撮影部位や被写体の体厚に応じた照射時間が設定される。制御部２１は、設定された撮影条件の管電圧や管電流、照射時間でＸ線の照射制御を行う。ＡＥＣ機能はこれに対してＸ線の累積線量が必要十分な目標線量に到達したと判定すると、線源制御装置１１で設定されている照射時間以下であってもＸ線の照射を停止するように機能する。

[0033] 照射信号Ｉ／Ｆ２６は、線源制御装置１１が電子カセット１３との間で行う同期制御において、同期信号の送受信を媒介する。制御部２１は、Ｘ線照射開始前に電子カセット１３に対してＸ線の照射を開始してよいか否かを問

い合わせる同期信号である照射開始要求信号を照射信号 I / F 26 を介して送信する。そして、照射開始要求信号に対する応答として、照射を受ける準備が完了したことを表す同期信号である照射許可信号を電子カセット 13 から受信する。また、電子カセット 13 が A E C を実行したときに、電子カセット 13 が発する照射停止信号を受信する。照射信号 I / F 26 の通信方式は有線方式でもよいし無線方式でもよい。

[0034] 図 3 において、電子カセット 13 は、センサーパネル 30 とこれを収容する扁平な箱型をした可搬型の筐体 31 とで構成される。筐体 31 は例えば導電性樹脂で形成されている。X 線が入射する筐体 31 の前面 31 a には矩形状の開口が形成されており、開口には天板として透過板 32 が取り付けられている。透過板 32 は、軽量で剛性が高く、かつ X 線透過性が高いカーボン材料で形成されている。筐体 31 は、電子カセット 13 への電磁ノイズの侵入、および電子カセット 13 から外部への電磁ノイズの放射を防止する電磁シールドとしても機能する。なお、筐体 31 には、電子カセット 13 の各部に所定の電圧の電力を供給するためのバッテリー（二次電池）や、コンソール 14 と X 線画像等のデータの無線通信を行うためのアンテナがセンサーパネル 30 の他に内蔵されている。

[0035] 筐体 31 は、例えばフィルムカセットや I P カセットと略同様の国際規格 I S O 4 0 9 0 : 2 0 0 1 に準拠した大きさである。電子カセット 13 は、筐体 31 の前面 31 a が X 線源 10 と対向する姿勢で保持されるよう、各撮影台 15、16 のホルダ 15 a、16 a（図 1 参照）に着脱自在にセットされる。そして、使用する撮影台に応じて、線源移動装置により X 線源 10 が移動される。また、電子カセット 13 は、各撮影台 15、16 にセットされる他に、被写体が仰臥するベッド上に置いたり被写体自身にもたせたりして単体で使用されることもある。なお、電子カセット 13 は、サイズがフィルムカセットや I P カセットと略同様の大きさであるため、フィルムカセットや I P カセット用の既存の撮影台にも取り付け可能である。

[0036] 図 4 において、センサーパネル 30 は、T F T アクティブマトリクス基板

を有し、この基板上に撮像領域40が形成されている。撮像領域40には、X線の到達線量に応じた電荷を蓄積する複数の画素41が、所定のピッチでn行（x方向）×m列（y方向）の行列状に配置されている。なお、n、mは2以上の整数であり、例えばn、m≧2000である。なお、画素41の配列は正方配列でなくともよく、ハニカム配列でもよい。

[0037] センサーパネル30は、X線を可視光に変換するシンチレータ（蛍光体、図示せず）を有し、シンチレータによって変換された可視光を画素41で光電変換する間接変換型である。シンチレータは、CsI：Tl（タリウム賦活ヨウ化セシウム）やGOS（Gd₂O₂S：Tb、テルビウム賦活ガドリウムオキシサルファイド）等からなり、画素41が配列された撮像領域40の全面と対向するように配置されている。なお、シンチレータとTFTアクティブマトリクス基板は、X線の入射する側からみてシンチレータ、基板の順に配置されるPSS（Penetration Side Sampling）方式でもよいし、逆に基板、シンチレータの順に配置されるISS（Irradiation Side sampling）方式でもよい。また、シンチレータを用いず、X線を直接電荷に変換する変換層（アモルファスセレン等）を用いた直接変換型のセンサーパネルを用いてもよい。

[0038] 画素41は、周知のように、可視光の入射によって電荷（電子－正孔対）を発生してこれを蓄積する光電変換部42、およびスイッチング素子であるTFT43を備える。

[0039] 光電変換部42は、電荷を発生する半導体層（例えばPIN型）とその上下に上部電極および下部電極を配した構造を有している。光電変換部42は、下部電極にTFT43が接続され、上部電極にはバイアス線が接続されている。バイアス線は画素41の行数分（n行分）設けられて1本の母線に接続されている。母線はバイアス電源に繋がれている。母線とその子線のバイアス線を通じて、バイアス電源から光電変換部42の上部電極にバイアス電圧が印加される。バイアス電圧の印加により半導体層内に電界が生じ、光電変換により半導体層内で発生した電荷（電子－正孔対）は、一方がプラス、

他方がマイナスの極性をもつ上部電極と下部電極に移動し、光電変換部 4 2 に電荷が蓄積される。

[0040] TFT 4 3 は、ゲート電極が走査線 4 4 に、ソース電極が信号線 4 5 に、ドレイン電極が光電変換部 4 2 にそれぞれ接続される。走査線 4 4 と信号線 4 5 は格子状に配線されており、走査線 4 4 は 1 行分の画素 4 1 に対して共通に 1 本ずつ、画素 4 1 の行数分 (n 行分) 設けられている。また信号線 4 5 は 1 列分の画素 4 1 に対して共通に 1 本ずつ、画素 4 1 の列数分 (m 列分) 設けられている。走査線 4 4 はゲートドライバ 4 6 に接続され、信号線 4 5 は信号処理回路 4 7 に接続される。

[0041] ゲートドライバ 4 6 は、制御部 4 8 の制御の下に TFT 4 3 を駆動することにより、X 線の到達線量に応じた信号電荷を画素 4 1 に蓄積する蓄積動作と、画素 4 1 から蓄積された信号電荷を読み出す読み出し動作と、リセット動作とをセンサーパネル 3 0 に行わせる。蓄積動作では TFT 4 3 がオフ状態にされ、その間に画素 4 1 に信号電荷が蓄積される。読み出し動作では、ゲートドライバ 4 6 から同じ行の TFT 4 3 を一斉に駆動するゲートパルス G 1 ~ G n を所定の間隔で順次発生して、走査線 4 4 を 1 行ずつ順に活性化し、走査線 4 4 に接続された TFT 4 3 を 1 行分ずつオン状態とする。画素 4 1 の光電変換部 4 2 に蓄積された電荷は、TFT 4 3 がオン状態になると信号線 4 5 に読み出されて、信号処理回路 4 7 に入力される。

[0042] 光電変換部 4 2 の半導体層には、X 線の入射の有無に関わらず暗電荷が発生する。この暗電荷はバイアス電圧が印加されているために画素 4 1 の光電変換部 4 2 に蓄積される。画素 4 1 において発生する暗電荷は、画像データに対してはノイズ成分となるので、これを除去するために X 線の照射前には所定時間間隔でリセット動作が行われる。リセット動作は、画素 4 1 に発生する暗電荷を、信号線 4 5 を通じて掃き出す動作である。

[0043] リセット動作は、例えば、1 行ずつ画素 4 1 をリセットする順次リセット方式で行われる。順次リセット方式では、信号電荷の読み出し動作と同様、ゲートドライバ 4 6 から走査線 4 4 に対してゲートパルス G 1 ~ G n を所定

の間隔で順次発生して、T F T 4 3を1行ずつオン状態にする。

[0044] 順次リセット方式に代えて、複数行の画素を1グループとしてグループ内で順次リセットを行い、グループ数分の行の暗電荷を同時に掃き出す並列リセット方式や、全行にゲートパルスと同時に入れて全画素の暗電荷を一度に掃き出す全画素リセット方式を用いてもよい。並列リセット方式や全画素リセット方式によりリセット動作を高速化することができる。

[0045] 信号処理回路47は、積分アンプ49、CDS回路(CDS)50、マルチプレクサ(MUX)51、およびA/D変換器(A/D)52等を備える。積分アンプ49は、各信号線45に対して個別に接続される。積分アンプ49は、オペアンプ49aとオペアンプ49aの入出力端子間に接続されたキャパシタ49bとからなり、信号線45はオペアンプ49aの一方の入力端子に接続される。オペアンプ49aのもう一方の入力端子はグランド(GND)に接続される。キャパシタ49bにはリセットスイッチ49cが並列に接続されている。積分アンプ49は、信号線45から入力される電荷を積分し、アナログ電圧信号V1~Vmに変換して出力する。

[0046] 積分アンプ49のキャパシタ49bには容量可変コンデンサが用いられている。蓄積電荷をq、キャパシタ49bの容量をCとしたとき、積分アンプ49からの出力電圧信号Vは $V = q / C$ で表せる。このためキャパシタ49を容量可変コンデンサとしてCを変化させることで、積分アンプ49で電圧信号に掛けるゲインを変化させることができる。この積分アンプのゲインは、制御部48内のゲイン設定部60により設定される。

[0047] 各列のオペアンプ49aの出力端子には、増幅器53、CDS50を介してMUX51が接続される。MUX51の出力側には、A/D52が接続される。CDS50はサンプルホールド回路を有し、積分アンプ49の出力電圧信号に対して相関二重サンプリングを施して積分アンプ49のkTCノイズ成分を除去するとともに、サンプルホールド回路で積分アンプ49からの電圧信号を所定期間保持(サンプルホールド)する。MUX51は、シフトレジスタ(図示せず)からの動作制御信号に基づき、パラレルに接続される

各列のCDS50から順に一つのCDS50を電子スイッチで選択し、選択したCDS50から出力される電圧信号V1～VmをシリアルにA/D52に入力する。なお、MUX51とA/D52の間に増幅器を接続してもよい。

[0048] A/D52は、入力された1行分のアナログの電圧信号V1～Vmをデジタル値に変換して、電子カセット13に内蔵されるメモリ54に出力する。メモリ54には、1行分のデジタル値が、それぞれの画素41の座標に対応付けられて、1行分のX線画像を表す画像データとして記録される。こうして1行分の読み出しが完了する。

[0049] MUX51によって積分アンプ49からの1行分の電圧信号V1～Vmが読み出されると、制御部48は、積分アンプ49に対してリセットパルスRSTを出力し、リセットスイッチ49cをオンする。これにより、キャパシタ49bに蓄積された1行分の信号電荷が放電されてリセットされる。積分アンプ49をリセットした後、再度リセットスイッチ49cをオフして所定時間経過後にCDS50のサンプルホールド回路の一つをホールドし、積分アンプ49のkTCノイズ成分をサンプリングする。その後、ゲートドライバ46から次の行のゲートパルスが出力され、次の行の画素41の信号電荷の読み出しが開始される。さらにゲートパルスが出力されて所定時間経過後に次の行の画素41の信号電荷をCDS50のもう一つのサンプルホールド回路でホールドする。これらの動作を順次繰り返して全行の画素41の信号電荷を読み出す。

[0050] 全行の読み出しが完了すると、1枚分のX線画像を表す画像データがメモリ54に記録される。この画像データはメモリ54から読み出され、制御部48で各種画像処理を施された後、通信I/F55を通じてコンソール14に出力される。こうして被写体のX線画像が検出される。

[0051] 通信I/F55は、コンソール14と有線または無線接続され、コンソール14との間の情報の送受信を媒介する。通信I/F55は、オペレータによって入力された撮影条件をコンソール14から受信してこれらの情報を制

制御部 48 に入力する。

[0052] なお、リセット動作では、TFT 43 がオン状態になっている間、画素 41 から暗電荷が信号線 45 を通じて積分アンプ 49 のキャパシタ 49b に流れる。読み出し動作と異なり、MUX 51 によるキャパシタ 49b に蓄積された電荷の読み出しは行われず、各ゲートパルス $G_1 \sim G_n$ の発生と同期して、制御部 48 からリセットパルス RST が出力されてリセットスイッチ 49c がオンされ、キャパシタ 49b に蓄積された電荷が放電されて積分アンプ 49 がリセットされる。

[0053] 制御部 48 には、ゲイン設定部 60 が設けられている。ゲイン設定部 60 は、積分アンプ 49 のキャパシタ 49b の容量を変化させることで積分アンプ 49 のゲインを設定する。制御部 48 の内部メモリには、コンソール 14 で照射開始判定機能を使用することが選択された場合、AEC 機能を使用することが選択された場合のそれぞれの積分アンプ 49 のゲインの値が格納されている。ゲイン設定部 60 は、コンソール 14 からの設定情報に応じて内部メモリからゲインの値を選択的に読み出し、読み出したゲインの値を積分アンプ 49 に設定する。ゲイン設定部 60 は、コンソール 14 で照射開始判定機能を使用することが選択された場合、AEC 機能を使用することが選択された場合と比べて積分アンプ 49 のゲインを低く設定する。例えば AEC 機能を使用することが選択された場合の $1/10$ のゲインとする。

[0054] また、制御部 48 は、タイマー 61 を内蔵している。タイマー 61 は、照射開始判定機能を使用する際に動作する。AEC 機能を使用する場合には、累積線量と目標線量との比較により X 線の照射停止の判定が行われるが、照射開始判定機能を使用する場合はこの AEC 機能が働かないので、代わりにタイマー 61 で X 線の照射時間を計時する。タイマー 61 にはコンソール 14 で設定された撮影条件のうちの照射時間がセットされる。タイマー 61 は照射開始判定部 62 で X 線の照射開始が判定されたときに計時を開始する。制御部 48 は、タイマー 61 の計時時間が照射時間になったら X 線の照射が停止したと判断する。

[0055] 制御部 48 には、ゲイン設定部 60、タイマー 61 の他に、メモリ 54 の X 線画像データに対してオフセット補正、感度補正、および欠陥補正の各種画像処理を施す回路（図示せず）が設けられている。オフセット補正回路は、X 線を照射せずにセンサーパネル 30 から取得したオフセット補正画像を X 線画像から画素単位で差し引くことで、信号処理回路 47 の個体差や撮影環境に起因する固定パターンノイズを除去する。感度補正回路はゲイン補正回路とも呼ばれ、各画素 41 の光電変換部 42 の感度のばらつきや信号処理回路 47 の出力特性のばらつき等を補正する。欠陥補正回路は、出荷時や定期点検時に生成される欠陥画素情報に基づき、欠陥画素の画素値を周囲の正常な画素の画素値で線形補間する。また、欠陥補正回路は検出画素 41b が配置された列の画素 41 の画素値も同様に補間する。なお、上記の各種画像処理回路をコンソール 14 に設け、各種画像処理をコンソール 14で行ってもよい。

[0056] 画素 41 には通常画素 41a と検出画素 41b がある。通常画素 41a は X 線画像を生成するために用いられる。一方検出画素 41b は撮像領域 40 への X 線の到達線量を検出する線量検出センサとして機能する。検出画素 41b は、照射開始判定または AEC のために用いられる。検出画素 41b の位置はセンサーパネル 30 の製造時に既知であり、センサーパネル 30 は全検出画素 41b の位置（座標）を不揮発性のメモリ（図示せず）に予め記憶している。なお、図では検出画素 41b にハッチングを施し通常画素 41a と区別している。

[0057] 通常画素 41a と検出画素 41b は光電変換部 42 等の基本的な構成は全く同じである。したがってほぼ同様の製造プロセスで形成することができる。検出画素 41b は TFT 43 のソース電極とドレイン電極が短絡されている。このため検出画素 41b の光電変換部 42 で発生した電荷は、TFT 43 のオンオフに関わらず信号線 45 に流れ出し、同じ行の通常画素 41a が TFT 43 をオフ状態とされ、信号電荷を蓄積する蓄積動作中であっても電荷を読み出すことが可能である。

[0058] 検出画素41bの光電変換部42で発生した電荷は、信号線45を介して積分アンプ49のキャパシタ49bに流入する。積分アンプ49に蓄積された検出画素41bからの電荷はA/D52に出力され、A/D52でデジタル電圧信号（以下、線量信号という）に変換される。線量信号はメモリ54に出力される。メモリ54には、撮像領域40内の各検出画素41bの座標情報と対応付けて線量信号が記録される。センサーパネル30は、こうした線量検出動作を、読み出し動作時と同じ所定のサンプリング周期 Δt （図8および図9参照）で複数回繰り返す。メモリ54には、1回のサンプリングで全検出画素41bからの線量信号が記録される。なお、本実施形態における線量信号のサンプリング周期 Δt は、積分アンプ49のキャパシタ49bで検出画素41bの光電変換部42で発生した電荷の積算を開始してから、積算した電荷を電圧信号に変換してCDS50に出力するまでの間（積分アンプ49の積算期間）である。

[0059] 照射開始判定部62を使用することが選択された場合、センサーパネル30は、コンソール14で設定された撮影条件が通信I/F55を介して制御部48に入力されたときに線量検出動作を開始する。一方、AEC部63を使用することが選択された場合は線源制御装置11からの照射開始要求信号の応答として、照射信号I/F64から照射許可信号を送信したときに線量検出動作を開始する。

[0060] 制御部48は、コンソール14からの設定情報に応じて、照射開始判定部62を使用するか、AEC部63を使用するかを設定する。照射開始判定部62とAEC部63とは、例えば択一的に使用することが設定される。

[0061] 照射開始判定部62およびAEC部63は、制御部48により駆動制御される。照射開始判定部62およびAEC部63は、所定のサンプリング周期 Δt で取得される線量信号をサンプリング毎にメモリ54から読み出して、読み出した線量信号に基づいて照射開始判定およびAECを行う。

[0062] 照射開始判定部62は、メモリ54から読み出した各検出画素41bからの線量信号のうちの最大値と、予め設定された照射開始閾値とをサンプリン

グ毎に比較する。線量信号の最大値が照射開始閾値を上回った場合、照射開始判定部 62 は、X 線源 10 による X 線の照射が開始された（X 線源 10 からの X 線が撮像領域 40 に到達した）と判定し、制御部 48 に照射開始判定信号を出力する。照射開始閾値は撮影条件によらず同じ値が設定される。

[0063] AEC 部 63 は、複数回のサンプリングによってメモリ 54 から読み出される線量信号を座標毎に順次加算することにより、撮像領域 40 に到達する X 線の累積線量を測定する。より具体的には、AEC 部 63 は、コンソール 14 から与えられた採光野の情報に基づき、採光野内に存在する検出画素 41b からの線量信号の代表値（平均値、最大値、最頻値、合計値等）を計算し、さらにその代表値を積算して採光野の累積線量を求める。

[0064] なお、採光野の決め方としては、撮像領域 40 を複数分割したブロック毎に線量信号の代表値を積算し、積算値が最も低いブロックを採光野と設定してもよいし、オペレータの設定により撮像領域 40 の任意の部分を採光野として指定してもよい。

[0065] AEC 部 63 は、求めた採光野の累積線量と予め設定された照射停止閾値（目標線量）とをサンプリング毎に比較して、累積線量が照射停止閾値に達したか否かを判定する。AEC 部 63 は、採光野の累積線量が照射停止閾値を上回り、X 線の累積線量が目標線量に達したと判定したときに制御部 48 に照射停止信号を出力する。

[0066] 照射信号 I/F 64 には、線源制御装置 11 の照射信号 I/F 26 が有線または無線接続される。照射信号 I/F 64 は、線源制御装置 11 との間の同期制御の際に送受信される同期信号、具体的には、線源制御装置 11 からの照射開始要求信号の受信と、照射開始要求信号に対する応答である照射許可信号の線源制御装置 11 への送信を媒介する。この他、AEC 部 63 が出力する照射停止信号を、制御部 48 を介して受け取って線源制御装置 11 に向けて送信する。

[0067] 図 5 に示すように、検出画素 41b は、撮像領域 40 の中心に関して左右対称な点線で示す波形の軌跡 65 に沿って設けられている。検出画素 41b

は、同じ信号線 4 5 が接続された画素 4 1 の列に一個ずつ設けられ、検出画素 4 1 b が設けられた列は、検出画素 4 1 b が設けられない列を例えば二～三列挟んで設けられる。

[0068] 図 6 において、コンソール 1 4 のストレージデバイス 1 4 c には、複数の撮影条件が予め記録された撮影条件テーブル 7 0 が格納されている。撮影条件には、撮影部位、管電圧、管電流、照射時間、採光野、および照射停止閾値が含まれる。採光野は A E C 部 6 3 で累積線量を計算する領域を示し、診断時に最も注目すべき関心領域にあたり、かつ線量信号を安定して得られる部分が撮影部位毎に設定されている。例えば撮影部位が胸部の場合は図 5 に a、b で示す左右の肺野の部分が採光野として設定されている。採光野は x y 座標で表されており、採光野が矩形の場合は例えば対角線で結ぶ二点の x y 座標が記憶されている。x y 座標は、検出画素 4 1 b も含む画素 4 1 の撮像領域 4 0 内における位置と対応しており、左上の画素 4 1 の座標を原点（0、0）において表現する。照射停止閾値は、前述のように A E C 部 6 3 が採光野の累積線量と比較して X 線の照射停止を判定するための情報である。

[0069] コンソール 1 4 は、オペレータの入力指示に対応する撮影条件を撮影条件テーブル 7 0 から読み出す。また、コンソール 1 4 は、照射開始判定部 6 2、A E C 部 6 3 のいずれを使用するかを設定を受け付ける。コンソール 1 4 は、読み出した撮影条件および受け付けた設定情報を電子カセット 1 3 に送信する。

[0070] 照射開始判定部 6 2、A E C 部 6 3 のいずれを使用するかを設定する方法としては、上記のようにコンソール 1 4 で行う代わりに、またはこれに加えて、電子カセット 1 3 の筐体 3 1 に照射開始判定部 6 2、A E C 部 6 3 のいずれを使用するかをオペレータに選択させる選択スイッチを設け、選択スイッチの操作に応じて照射開始判定部 6 2、A E C 部 6 3 を作動させてもよい。また、線源制御装置 1 1 の照射信号 I / F 2 6 が接続されて同期信号等の相互通信路が確立されたか否かを検出する機能を照射信号 I / F 6 4 に設け、照射信号 I / F 6 4 で相互通信路が確立されていないと検出された場合は

照射開始判定部 62 を作動させ、反対に確立されたと検出された場合は AEC 部 63 を作動させてもよい。

[0071] 電子カセット 13 は、撮影条件および設定情報を通信 I/F 55 で受信して、制御部 48 に入力する。制御部 48 は、照射開始判定部 62 を使用する設定の場合、撮影条件のうち、照射時間の情報をタイマー 61 に提供する。一方、AEC 部 63 を使用する設定の場合は、採光野と照射停止閾値の情報を AEC 部 63 に提供する。

[0072] 次に、X線撮影システム 2 において 1 回の X線撮影を行う場合の手順を、図 7～図 9 を参照して説明する。最初に、線源制御装置 11 の照射信号 I/F 26 と電子カセット 13 の照射信号 I/F 64 とが有線または無線で繋がれ、線源制御装置 11 と電子カセット 13 間で同期信号等の相互通信路が確立されており、AEC 部 63 で AEC を行う場合について説明する。

[0073] まず、被写体を立位、臥位の各撮影台 15、16 のいずれかの所定の撮影位置にセットし、電子カセット 13 の高さや水平位置を調節して、被写体の撮影部位と位置を合わせる。そして、電子カセット 13 の位置および撮影部位の大きさに応じて、X線源 10 の高さや水平位置、照射野の大きさを調整する。次いで線源制御装置 11 とコンソール 14 に撮影条件を設定する。また、コンソール 14 で AEC 部 63 を使用する設定とする（図 7 の S10 で YES）。これにより、ゲイン設定 60 は、AEC 用のゲインの値を制御部 49 の内部メモリから読み出して積分アンプ 49 に設定する（図 7 の S11）。

[0074] 撮影準備が完了すると、オペレータによって照射スイッチ 12 が半押し（SW1 オン）される。線源制御装置 11 は、照射スイッチ 12 が半押しされると、ウォームアップ開始信号を高電圧発生器 20 に発して、X線源 10 にウォームアップを開始させる。また、線源制御装置 11 は、照射開始要求信号を電子カセット 13 に送信する。

[0075] 図 8 において、X線撮影前、電子カセット 13 のセンサーパネル 30 はリセット動作を繰り返し行っており、照射開始要求信号を待ち受けている。セ

ンサーパネル 30 は、線源制御装置 11 から照射開始要求信号を受信すると、状態チェックを行った後に線源制御装置 11 に照射許可信号を送信する。同時にセンサーパネル 30 はリセット動作を終えて蓄積動作および線量検出動作を開始する。

[0076] 線源制御装置 11 は、センサーパネル 30 から照射許可信号を受信し、かつ照射スイッチ 12 が全押しされると、高電圧発生器 20 に対して照射開始信号を発して、X線源 10 にX線照射を開始させる。X線源 10 から照射されたX線は被写体を透過してセンサーパネル 30 に入射する。

[0077] センサーパネル 30 では、通常画素 41a で発生した電荷は光電変換部 42 に蓄積されるが、検出画素 41b で発生した電荷は T F T 43 が短絡されているため信号線 45 から積分アンプ 49 のキャパシタ 49b に流入する。センサーパネル 30 では、検出画素 41b で発生した電荷の読み出しが、ゲイン設定部 60 で設定された A E C 用のゲインにて所定のサンプリング周期 Δt で繰り返し行われる。このサンプリングで得られた線量信号はメモリ 54 に格納され、サンプリング毎にメモリ 54 から A E C 部 63 に読み出される。

[0078] A E C 部 63 は、メモリ 54 から読み出した線量信号と、コンソール 14 から提供された採光野の情報に基づいて、採光野の累積線量を計算する。そして、A E C 部 63 は、採光野の累積線量と照射停止閾値とを比較して、累積線量が照射停止閾値に到達したか否かを判定する。

[0079] A E C 部 63 は、採光野の累積線量が照射停止閾値を上回り、累積線量が目標線量に達したと判定すると照射停止信号を出力する。照射停止信号は線源制御装置 11 に送信される。線源制御装置 11 は照射停止信号を受けてX線源 10 によるX線の照射を停止する。

[0080] センサーパネル 30 では照射許可信号を送信してから通常画素 41a で蓄積動作が行われている。A E C 部 63 で採光野の累積線量が目標線量に達したと判定し、照射停止信号を出力してから所定時間経過後、センサーパネル 30 の動作が蓄積動作から読み出し動作に移行される。これにより 1 枚分の

X線画像を表す画像データがメモリ54に出力される。読み出し動作後、センサーパネル30はリセット動作に戻る。

[0081] なお、X線の照射プロファイルにおいては、照射停止信号を出力してから線量がすぐにはゼロにならずに波尾が発生する。この波尾を吸収するため、本例では照射停止信号を送信してから所定時間経過後に蓄積動作から読み出し動作に移行させている。

[0082] 制御部48の各種画像処理回路により、読み出し動作でメモリ54に出力されたX線画像に対して各種画像処理が行われる。画像処理済みのX線画像はコンソール14に送信され、ディスプレイ14bに表示されて診断に供される。これにて1回のX線撮影が終了する。

[0083] 続いて、コンソール14で照射開始判定部62を使用する設定がなされ（図7のS10でNO）、照射開始判定部62でX線の照射開始判定を行う場合について説明する。この場合、ゲイン設定部60は、AEC用よりも低い照射開始判定用のゲインの値を制御部49の内部メモリから読み出して積分アンプ49に設定する（図7のS12）。なお、照射開始判定を行う理由としては、線源制御装置11と電子カセット13とがレイアウトの関係で接続できない場合や、電子カセット13を単体で使用するときに線源制御装置11と接続する信号ケーブルが電子カセット13のハンドリングの邪魔になるため接続しない場合が挙げられる。

[0084] この場合は図9に示すように、センサーパネル30は、コンソール14から撮影条件を受信したときにリセット動作を終えて線量検出動作を開始する。この際TF T43がオフされるので通常画素41aにも電荷が蓄積されるが、この電荷は照射開始判定後のリセット動作で破棄される。

[0085] またこの場合、線源制御装置11は同期信号の送受信は行わず、照射スイッチ12の全押しにより高電圧発生器20に対して照射開始信号を発して、X線源10にX線照射を開始させる。

[0086] センサーパネル30では、検出画素41bで発生した電荷の読み出しが、ゲイン設定部60で設定されたゲインにて所定のサンプリング周期 Δt で繰

り返し行われる。このサンプリングで得られた線量信号はメモリ 54 に格納され、サンプリング毎にメモリ 54 から照射開始判定部 62 に読み出される。

[0087] 撮影準備が整ってから実際に X 線源 10 で X 線が照射されるまではタイムラグがあり、その間の線量信号は検出画素 41b に発生した暗電荷に基づく極めて低い値となる。実際に X 線源 10 から X 線が照射されてセンサーパネル 30 に到達すると、検出画素 41b が感応して発生電荷量が増え、そのときの線量信号の信号値が増加する。

[0088] 照射開始判定部 62 は、メモリ 54 から読み出した線量信号のうちの最大値と照射開始閾値とをサンプリング毎に比較して、X 線の照射が開始されたか否かを判定する。線量信号の最大値が照射開始閾値を上回ったとき、照射開始判定部 62 から制御部 48 に照射開始判定信号が出力される。

[0089] 制御部 48 は、照射開始判定信号を受信すると、センサーパネル 30 にリセット動作を 1 回行わせた後、蓄積動作を開始させる。これにより X 線の照射開始タイミングとセンサーパネル 30 の蓄積動作開始タイミングとの同期がとられる。またこれと同時に、制御部 48 のタイマー 61 により計時が開始される。

[0090] タイマー 61 の計時時間がコンソール 14 から提供された照射時間となったとき、制御部 48 は、センサーパネル 30 の動作を蓄積動作から読み出し動作に移行させる。また、線源制御装置 11 は、タイマー 25 の計時時間が設定された照射時間となったとき、X 線源 10 による X 線の照射を停止させる。以降の処理は図 8 に示す場合と同様であるため説明を省略する。

[0091] AEC 部 63 を使用する場合は、比較的高いゲインがゲイン設定部 60 により積分アンプ 49 に設定される。一方、照射開始判定部 62 を使用する場合は、AEC 部 63 を使用する場合と同じかそれよりも高いゲインとすると、線量信号にランダムノイズが乗っていた場合に線量信号だけでなくランダムノイズも大きく嵩上げされて照射開始閾値を上回ってしまい、実際は X 線が照射されていないにもかかわらず X 線が照射されたと誤って判定する確率が

高まる。このため、照射開始判定部 6 2 を使用する場合は A E C 部 6 3 を使用する場合よりも低いゲインを設定する。

[0092] A E C では被写体を透過した後の X 線に基づく比較的低い値の線量信号を扱わなければならない。特に体厚が厚い被写体の場合は採光野に存在する検出画素 4 1 b からの線量信号の値は非常に低くなる。このため、A E C 部 6 3 を使用する場合は、線量信号を A E C 部 6 3 で扱うことができるレベルの値とするために積分アンプ 4 9 のゲインが高く設定される。

[0093] A E C は X 線の照射中に線量信号の積算値を監視して X 線の照射を停止する制御を行うので、複数回のサンプリングで得られた線量信号を積算してこの積算値と照射停止閾値とを比較することになる。複数回のサンプリングで得られた線量信号に重畳されるランダムノイズには、線量信号の信号値を増加させるプラス成分のランダムノイズと、信号値を減少させるマイナス成分のランダムノイズが混在しているので、各回のサンプリングで得られた線量信号の積算の過程でランダムノイズによる信号成分の増減が相殺され、結果的にランダムノイズが目立たなくなる。したがって、A E C では積分アンプ 4 9 のゲインを高く設定しても、積算値の信号成分が増加する結果となるため高い S / N 比を確保することができる。

[0094] これに対して、照射開始判定は、X 線の照射プロファイルの立ち上がり期間に相当する一瞬のタイミングの線量信号を用いて判定するため、ランダムノイズのプラス成分またはマイナス成分の相殺の度合いが少ない。本例のように各回のサンプリングで得られた線量信号に基づき判定を行う場合は、ランダムノイズのプラス成分またはマイナス成分は相殺されずダイレクトに線量信号の S / N 比に効いてくる。A E C 時と同じく何回かのサンプリングで得られた線量信号を積算し、この積算値に基づき照射開始判定をするにしても、サンプリング期間が短いためにランダムノイズのプラス成分またはマイナス成分の相殺の度合いは A E C 時と比べて少なくなる。したがって、積分アンプ 4 9 のゲインを A E C の場合と同等かそれよりも高く設定すると、ランダムノイズのプラス成分またはマイナス成分の増幅分が判定結果に大きく

影響してしまう。本発明では、照射開始判定部 6 2 を使用する場合に A E C 部 6 3 を使用する場合よりも積分アンプ 4 9 のゲインを低く設定するので、ランダムノイズによって照射開始時にと誤判定が生じてしまうことを低減することができる。

[0095] 上記第 1 実施形態では、照射開始判定と A E C のいずれか一方を行う場合を例示したが、1 回の撮影で両方を行っても構わない。また、積分アンプ 4 9 のゲインを変更する例を記載したが、増幅器 5 3 としてゲイン可変アンプを用い、この増幅器 5 3 のゲインを変更してもよい。

[0096] [第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、照射開始判定部 6 2、A E C 部 6 3 のいずれを使用するときも、線量信号のサンプリング周期を読み出し動作時と同じ Δt としているが、このサンプリング周期を、照射開始判定部 6 2 を使用するときと、A E C 部 6 3 を使用するときとで変更してもよい。

[0097] 具体的には図 1 0 に示すように、照射開始判定部 6 2 を使用するときの線量信号のサンプリング周期を、上記第 1 実施形態の Δt よりも短い $\Delta t'$ とする。 $\Delta t'$ は例えば Δt の $1/2$ の長さの時間である。制御部 4 8 は、照射開始判定部 6 2 を使用する場合はサンプリング周期が $\Delta t'$ 、A E C 部 6 3 を使用する場合はサンプリング周期が Δt となるよう信号処理回路 4 7 の各部の動作を制御する。照射開始判定時の線量信号のサンプリング周期を短くすることで、照射開始判定をより迅速に行うことができる。

[0098] なお、A E C 時のサンプリング周期を、例えば Δt の 2 倍の時間にする等して長くしてもよい。A E C で扱う線量信号は被写体を透過した X 線に基づく比較的低い値となる場合が多いため、サンプリング周期を長くすれば 1 回のサンプリングで得られる線量信号の値を高くすることができる。

[0099] また、照射開始判定時、A E C 時に限らず、比較的低い管電流が設定された場合や被写体の体厚が比較的厚い撮影部位が選択された場合等、線量信号の値が基準よりも低くなることが見込まれる場合に、線量信号のサンプリング周期を若干長くする等、管電流や被写体の体厚（撮影部位）に応じて線量

信号のサンプリング周期を微調整してもよい。例えば図10に点線で囲むように、照射開始判定部62を使用するときのサンプリング周期を $\Delta t'$ とした場合に、管電流が基準値よりも低い場合や被写体の体厚が厚い場合はサンプリング周期を $\Delta t' + \alpha$ とする。逆に管電流が高い場合や被写体の体厚が薄い場合はサンプリング周期を $\Delta t' - \alpha$ とする。同様に積分アンプ49のゲインも管電流や被写体の体厚に応じて微調整してもよい。例えば管電流が基準値よりも低い場合や被写体の体厚が厚い場合はゲインを若干上げ、逆の場合は若干下げる。

[0100] [第3実施形態]

上記第1実施形態では、TF T 43のソース電極とドレイン電極が短絡された検出画素41bを例示しているが、TF T 43がなく光電変換部42が直接信号線45に接続された画素を検出画素としてもよい。また、図11に示す検出画素41cとしてもよい。なお、上記第1実施形態と同じ部材には同じ符号を付し、説明を省略する。

[0101] 図11において、センサーパネル90は、通常画素41aのTF T 43を駆動する走査線44およびゲートドライバ46とは別の走査線91およびゲートドライバ92により駆動されるTF T 93が接続された検出画素41cを有する。検出画素41cはTF T 93が接続されているので、同じ行の通常画素41aがTF T 43をオフ状態とされ蓄積動作中であっても電荷を読み出すことが可能である。

[0102] 線量検出動作において、ゲートドライバ92は、制御部48の制御の下、同じ行のTF T 93を一斉に駆動するゲートパルス g_1 、 g_2 、 g_3 、 $\dots$ 、 g_k ($k < n$)を所定の間隔で順次発生して、走査線91を1行ずつ順に活性化し、走査線91に接続されたTF T 93を1行分ずつ順次オン状態とする。オン状態となる時間は、ゲートパルスのパルス幅で規定されており、TF T 93はパルス幅で規定された時間が経過するとオフ状態に復帰する。検出画素41cの光電変換部42で発生した電荷は、TF T 43のオンオフに関わらず、TF T 93がオン状態の間、信号線45を介して積分アンプ

4 9 のキャパシタ 4 9 b に流入する。積分アンプ 4 9 に蓄積された検出画素 4 1 c からの電荷は A / D 5 2 に出力され、A / D 5 2 で線量信号に変換される。その後の処理は上記第 1 実施形態と同様であるため説明を省略する。

[0103] 本実施形態における線量信号のサンプリング周期は、T F T 9 3 をオフして検出画素 4 1 c への電荷蓄積を開始してから、T F T 9 3 にゲートパルスを与えて検出画素 4 1 c の蓄積電荷を信号線 4 5 に出力するまでの間、言い換えれば検出画素 4 1 c の電荷蓄積期間である。この場合、各行の T F T 9 3 にゲートパルス g 1、g 2、g 3、・・・、g k を与えると全検出画素 4 1 b からの線量信号がメモリ 5 4 に記録される。

[0104] 本実施形態で第 2 実施形態のように線量信号のサンプリング周期を変更する場合は、各行の T F T 9 3 にゲートパルスを与える間隔を変更し、検出画素 4 1 c の電荷蓄積期間を変更すればよい。

[0105] [第 4 実施形態]

なお、センサーパネル 9 0 では、T F T 9 3 をオフにしておけば検出画素 4 1 c を通常画素 4 1 a としても用いることができる。そこで、図 1 2 に示すように検出画素 4 1 c を撮像領域 4 0 に格子状に多数設けて、各検出画素 4 1 c の T F T 9 3 を選択的にオンオフ可能な構成とし、照射開始判定のときと A E C のときとで検出画素 4 1 c の配置および個数を変更してもよい。つまり、センサーパネル 9 0 では、照射開始判定部 6 2 及び A E C 部 6 3 が取得する線量信号のそれぞれの出力元となる検出画素 4 1 c について、複数の検出画素 4 1 c の中から選択が可能である。検出画素 4 1 c の選択は、制御部 4 8 が行う。

[0106] 照射開始判定のときには、図 1 3 A に示すように、撮像領域 4 0 の全面に満遍なく散らばった検出画素 4 1 c を選択的に駆動する。一方 A E C のときには、図 1 3 B に示すように、例えば撮影部位が胸部の場合に採光野となる肺野にあたる撮像領域 4 0 の部分に密集して存在する検出画素 4 1 c を選択的に駆動する。図 1 3 A では、照射開始判定時の線量信号の S / N 比を高めるため、1 列に配置される検出画素 4 1 c を複数個としている。1 列に配置

される検出画素41cの個数を多くすることで、線量信号の信号成分の絶対値が大きくなり、結果として線量信号のS/N比が高まる。また、図13Bでは、検出画素41cの単位面積当たりの個数を図13Aよりも多くし、検出画素41cを特定箇所密集させている。このように検出画素の配置や個数を照射開始判定時とAEC時で変更することで、各用途に適したレベルの線量信号を得ることができる。

[0107] 上記第1実施形態のTF T 43のソース電極とドレイン電極が短絡された検出画素41bに本実施形態を適用する場合は、検出画素41bを撮像領域40の全面に満遍なく散らばるよう配置し、かつAECの採光野に相当する撮像領域40の特定箇所には検出画素41bを密集して配置し、図13A、図13Bの検出画素41cの配置をミックスしたような配置とする。そして、照射開始判定時には前者の検出画素41bからの線量信号をメモリ54から照射開始判定部62に選択的に読み出して判定を行い、AEC時には後者の検出画素41bからの線量信号をメモリ54からAEC部63に選択的に読み出してAECを行う。

[0108] なお、積分アンプ49のゲインや線量信号のサンプリング周期と同様に、照射開始判定時、AEC時に限らず、管電流や被写体の体厚に応じて、メモリ54から選択的に読み出す線量信号（第1実施形態の場合）や駆動する検出画素41c（第4実施形態の場合）を変更してもよい。例えば管電流が基準値よりも低い場合や胸部や腹部等の比較的面積が大きく厚みが厚い撮影部位の場合は、撮像領域40の全面に満遍なく散らばるよう配置された検出画素41bからの線量信号をメモリ54から選択的に読み出すか、撮像領域40の全面に満遍なく散らばった検出画素41cを選択的に駆動する。対して管電流が基準値よりも高い場合や手や指等の比較的面積が小さく厚みが薄い撮影部位の場合は、撮像領域40の特定箇所に配置された検出画素41bからの線量信号をメモリ54から選択的に読み出すか、撮像領域40の特定箇所に密集して存在する検出画素41cを選択的に駆動する。

[0109] 上記実施形態では、採光野の累積線量が照射停止閾値に達したら照射停止

信号を出力しているが、採光野の累積線量が照射停止閾値に達すると予測される時間を算出し、算出した予測時間に達したときに照射停止信号を線源制御装置に送信する、あるいは予測時間の情報そのものを線源制御装置に送信してもよい。後者の場合、線源制御装置は予測時間を計時し、予測時間に達したらX線の照射を停止させる。

[0110] なお、センサーパネルの各画素にバイアス電圧を供給するバイアス線に画素で発生する電荷に基づく電流が流れることを利用して、ある特定の画素に繋がるバイアス線の電流をサンプリングして線量を検出してもよい。この場合はバイアス線の電流をサンプリングする画素が線量検出センサとなる。同様に画素から流れ出るリーク電流をサンプリングして線量を検出してもよく、この場合もリーク電流をサンプリングする画素が線量検出センサとなる。また、画素とは別に構成が異なり出力が独立した線量検出センサを撮像領域に設けてもよい。

[0111] 上記実施形態では、コンソール14と電子カセット13が別体である例で説明したが、コンソール14は独立した装置である必要はなく、電子カセット13にコンソール14の機能を搭載してもよい。また、電子カセット13の機能の一部をコンソール14にもたせてもよい。さらに、電子カセット13とコンソール14に加えて、コンソール14が有する電子カセット13を制御する機能の一部を実行する撮影制御装置を電子カセット13とコンソール14の間に設けてもよい。

[0112] 上記実施形態では、TFT型のセンサーパネルを例示しているが、CMOS型のセンサーパネルを用いてもよい。CMOS型の場合、画素に蓄積される信号電荷を信号線に流出させることなく、各画素に設けられたアンプを通じて電圧信号として読み出す、いわゆる非破壊読み出しが可能である。そのため蓄積動作中においても、撮像領域内の任意の画素を選択して、その画素から電圧信号を読み出すことにより線量の測定が可能である。したがって、CMOS型センサーパネルを使用する場合には、上記検出画素のように、線量測定専用の画素を設けることなく、通常の画素のいずれかを検出画素とし

て兼用させることが可能となる。

- [0113] また、可搬型のX線画像検出装置である電子カセットに限らず、撮影台に据え付けるタイプのX線画像検出装置に適用してもよい。さらに、本発明は、X線に限らず、 γ 線等の他の放射線を撮影対象とした場合にも適用することができる。

請求の範囲

- [請求項1] 放射線源から照射されて被写体を透過した放射線の線量に応じた電荷を蓄積し、蓄積した電荷を信号線に出力する画素が配置された撮像領域を有するセンサーパネルと、
- 放射線の線量に応じた線量信号を出力する線量検出センサと、
- 前記線量信号を増幅する増幅器と、
- 前記増幅器で増幅された前記線量信号に基づき放射線の照射開始を判定する照射開始判定部と、
- 前記増幅器で増幅された前記線量信号に基づき放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定するA E C部と、
- 前記照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際の前記増幅器のゲインを、前記A E C部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際よりも低く設定する制御部とを備える放射線画像検出装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも一方に応じて前記ゲインを変更する請求の範囲第1項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際の前記線量信号のサンプリング周期を、前記A E C部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際よりも短く設定する請求の範囲第1項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも一方に応じて前記線量信号のサンプリング周期を変更する請求の範囲第1項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項5] 前記線量検出センサは、前記撮像領域内に複数個配置されている請求の範囲第1項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項6] 前記照射開始判定部及び前記A E C部が取得する前記線量信号のそれぞれの出力元となる前記線量検出センサについて、複数の前記線量

検出センサの中から選択が可能である請求の範囲第5項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項7] 前記照射開始判定部により放射線の照射開始を判定する際は、前記撮像領域の全体にわたって分散配置された前記線量検出センサを選択して、その線量信号に基づき判定を行い、

前記AEC部により放射線の累積線量が目標線量に達したか否かを判定する際は、診断時に最も注目すべき関心領域に該当する前記撮像領域の部分に配置された前記線量検出センサを選択して、その線量信号に基づき判定を行う請求の範囲第6項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項8] 前記放射線源に設定される管電流および被写体の体厚の少なくとも一方に応じて、判定に用いる前記線量検出センサを選択する請求の範囲第6項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項9] 前記線量検出センサは前記画素の一部を利用した形態である請求の範囲第5項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項10] 前記画素には、放射線を受けて信号電荷を蓄積し、スイッチング素子の駆動に応じて信号電荷を前記信号線に出力する通常画素と、

短絡線で前記信号線に直接接続、または前記スイッチング素子がなく前記信号線に直接接続された検出画素とがあり、

前記検出画素を前記線量検出センサとして用いる請求の範囲第9項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項11] 前記画素には、放射線を受けて信号電荷を蓄積し、スイッチング素子の駆動に応じて信号電荷を前記信号線に出力する通常画素と、

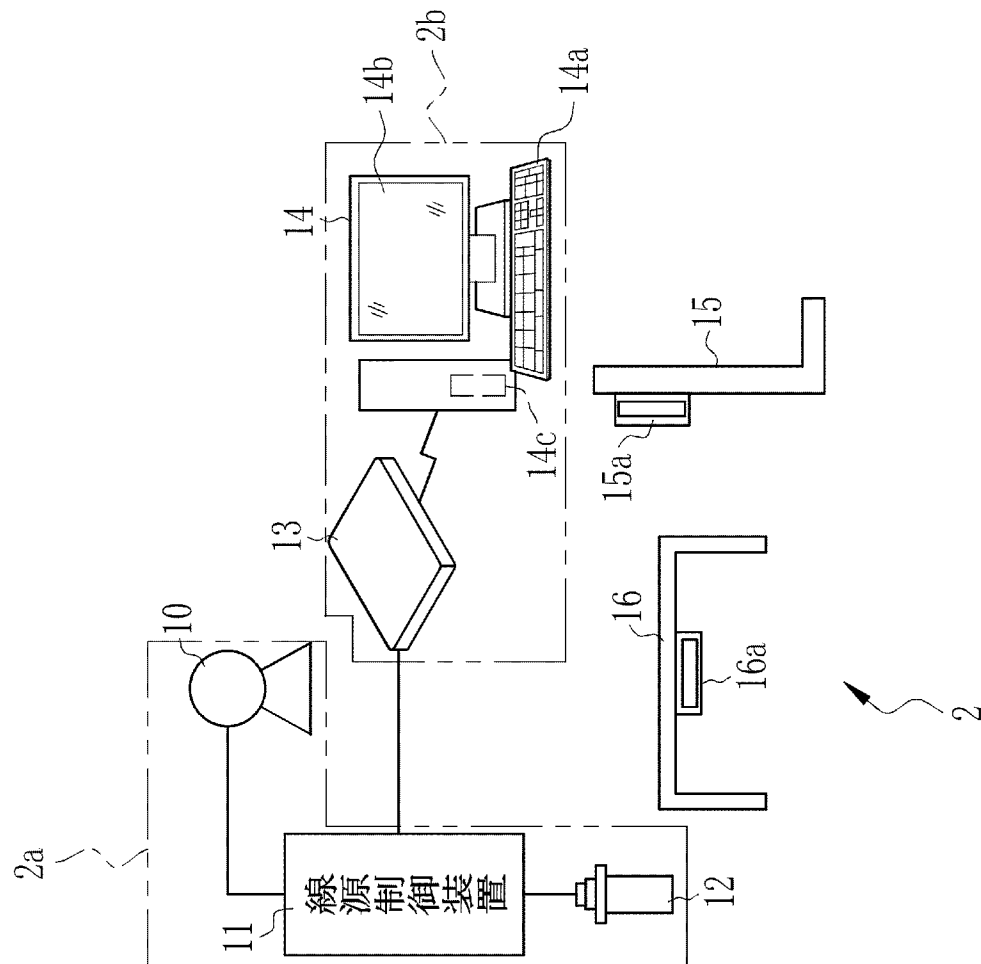
前記通常画素とは別に駆動するスイッチング素子が設けられた検出画素とがあり、

前記検出画素を前記線量検出センサとして用いる請求の範囲第9項に記載の放射線画像検出装置。

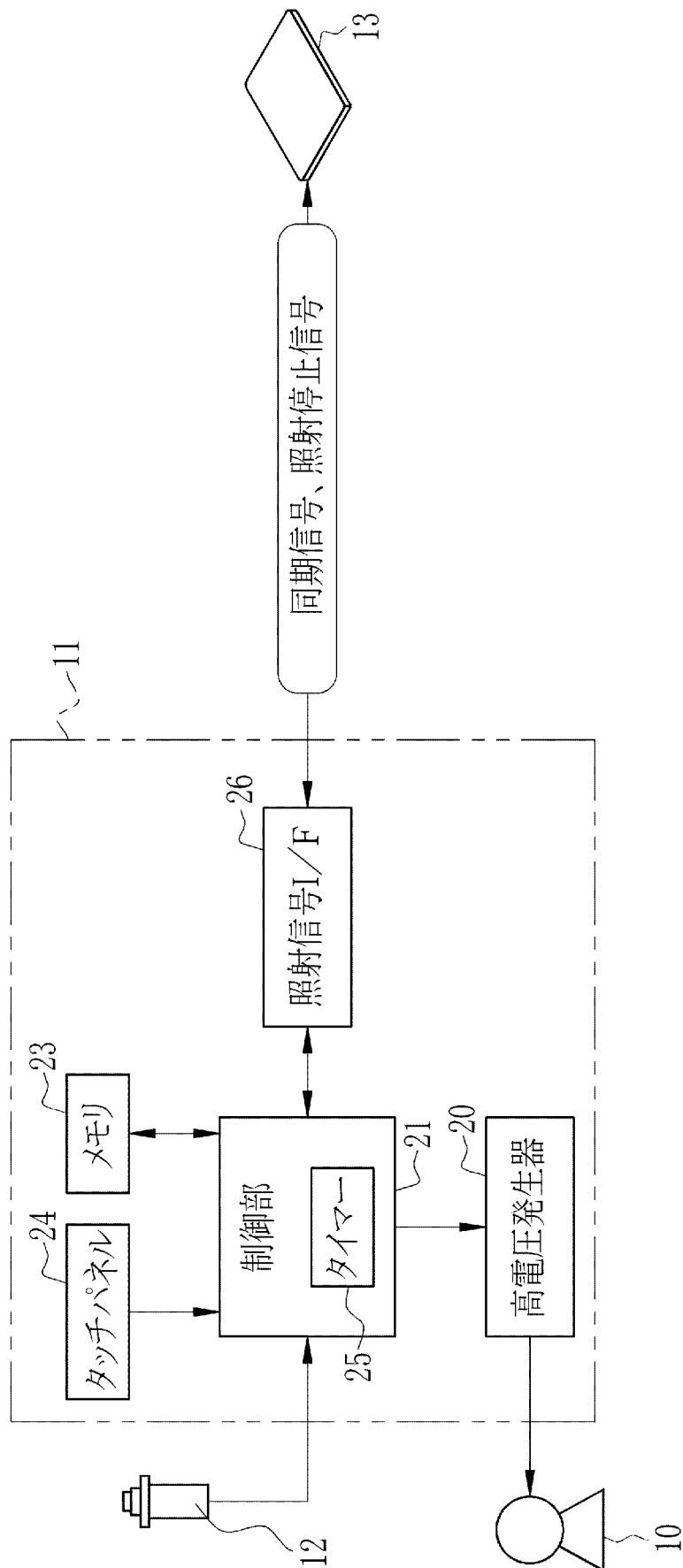
[請求項12] 前記センサーパネルが可搬型の筐体に収納された電子カセットであ

る請求の範囲第 1 項に記載の放射線画像検出装置。

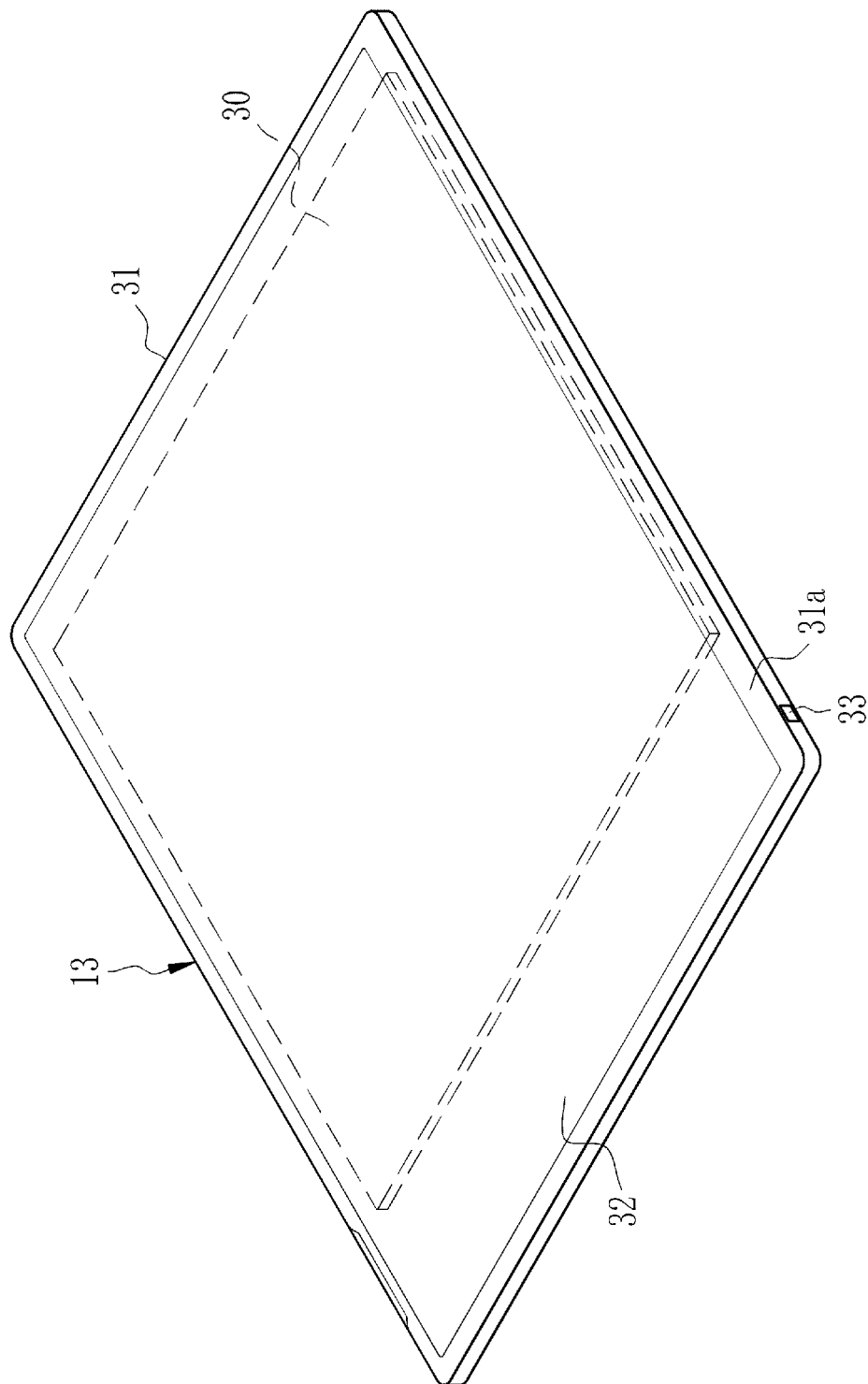
[図1]



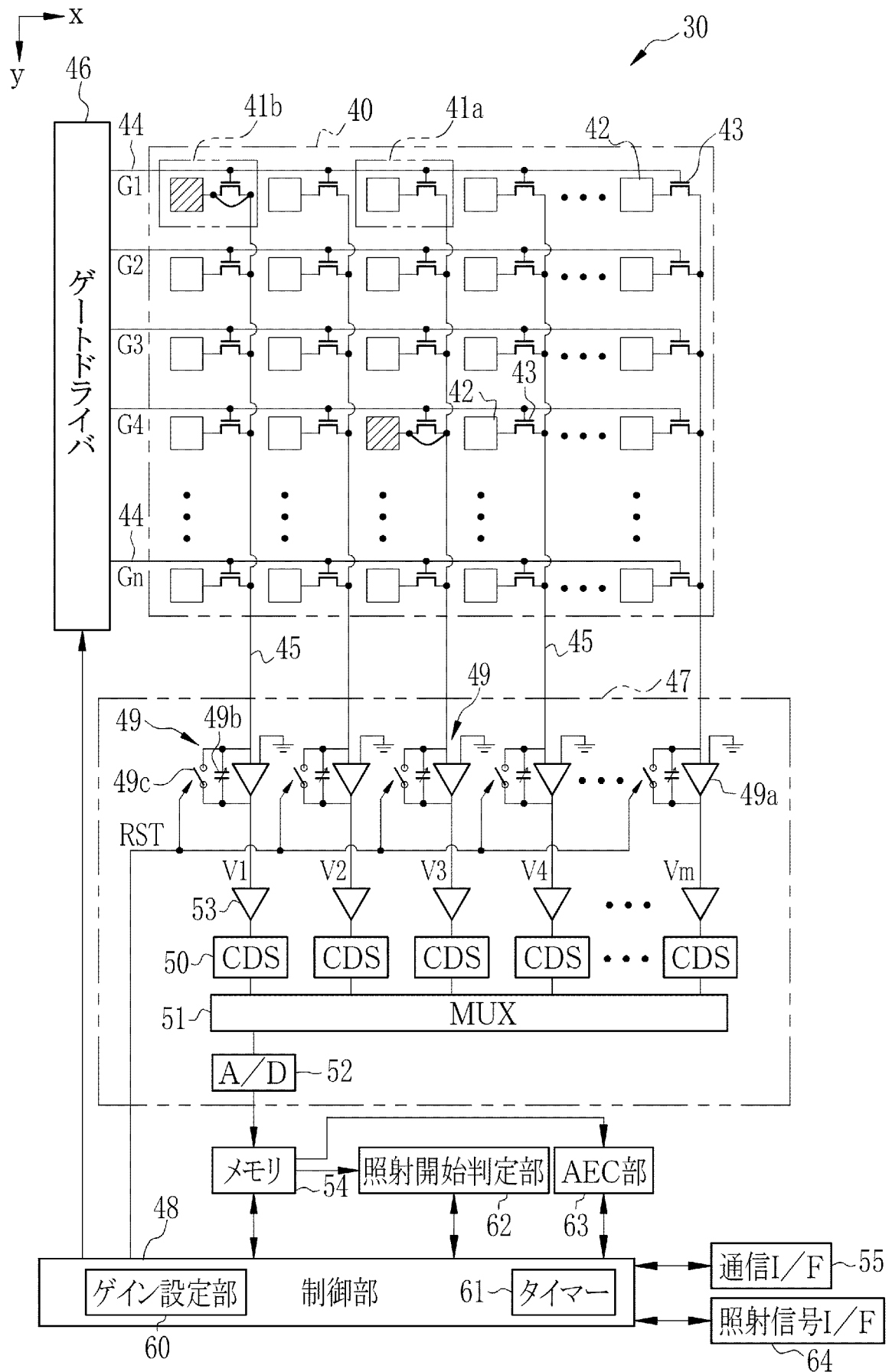
[図2]



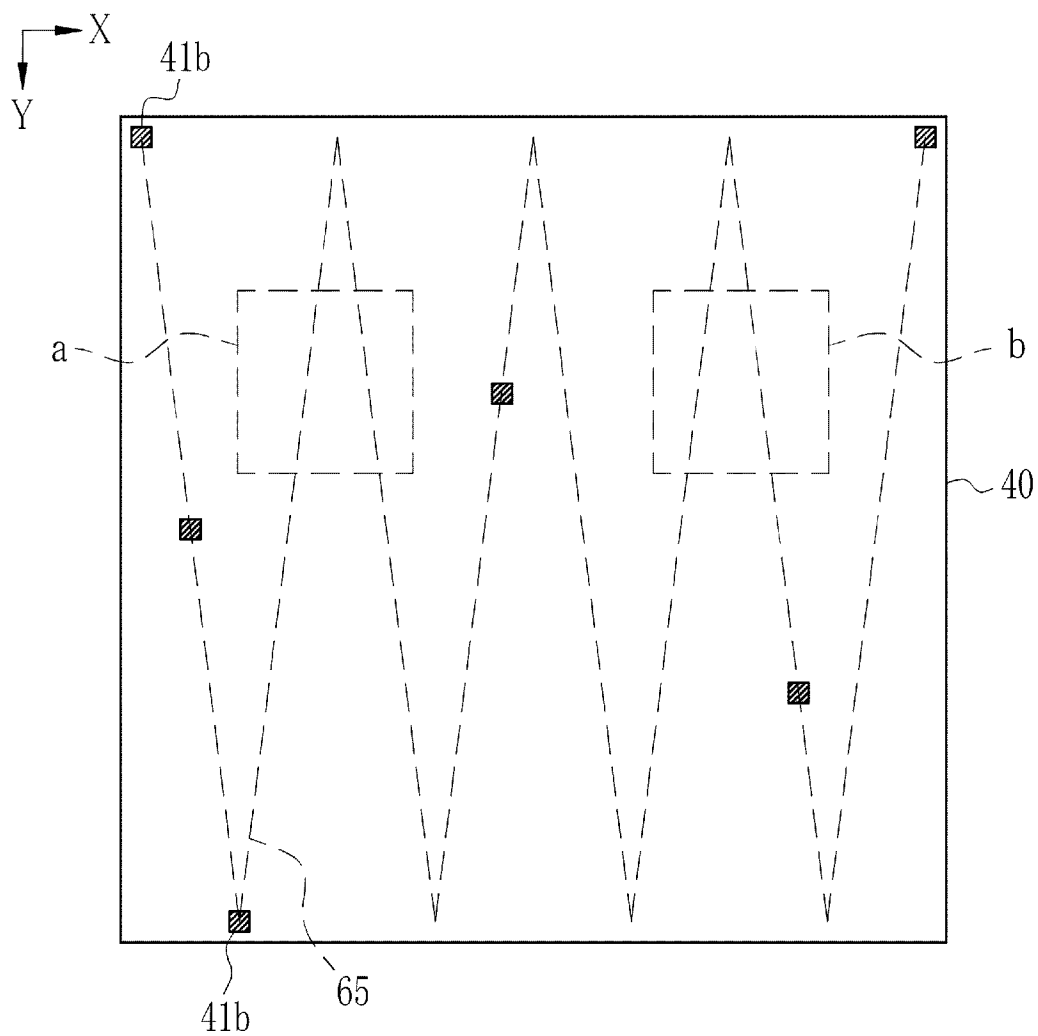
[図3]



[図4]



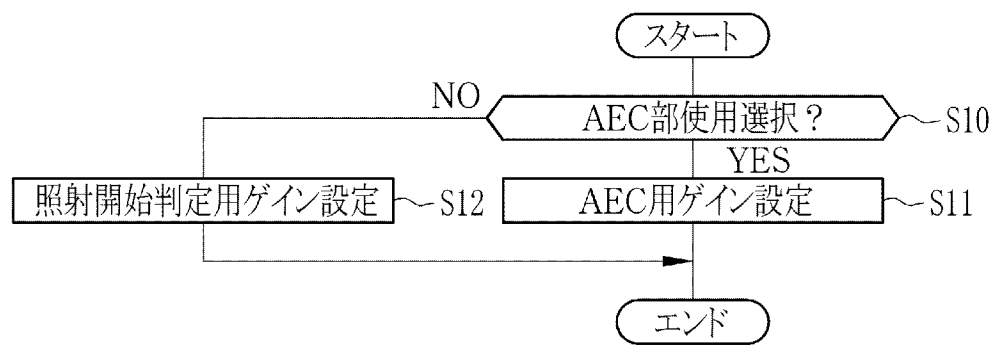
[図5]



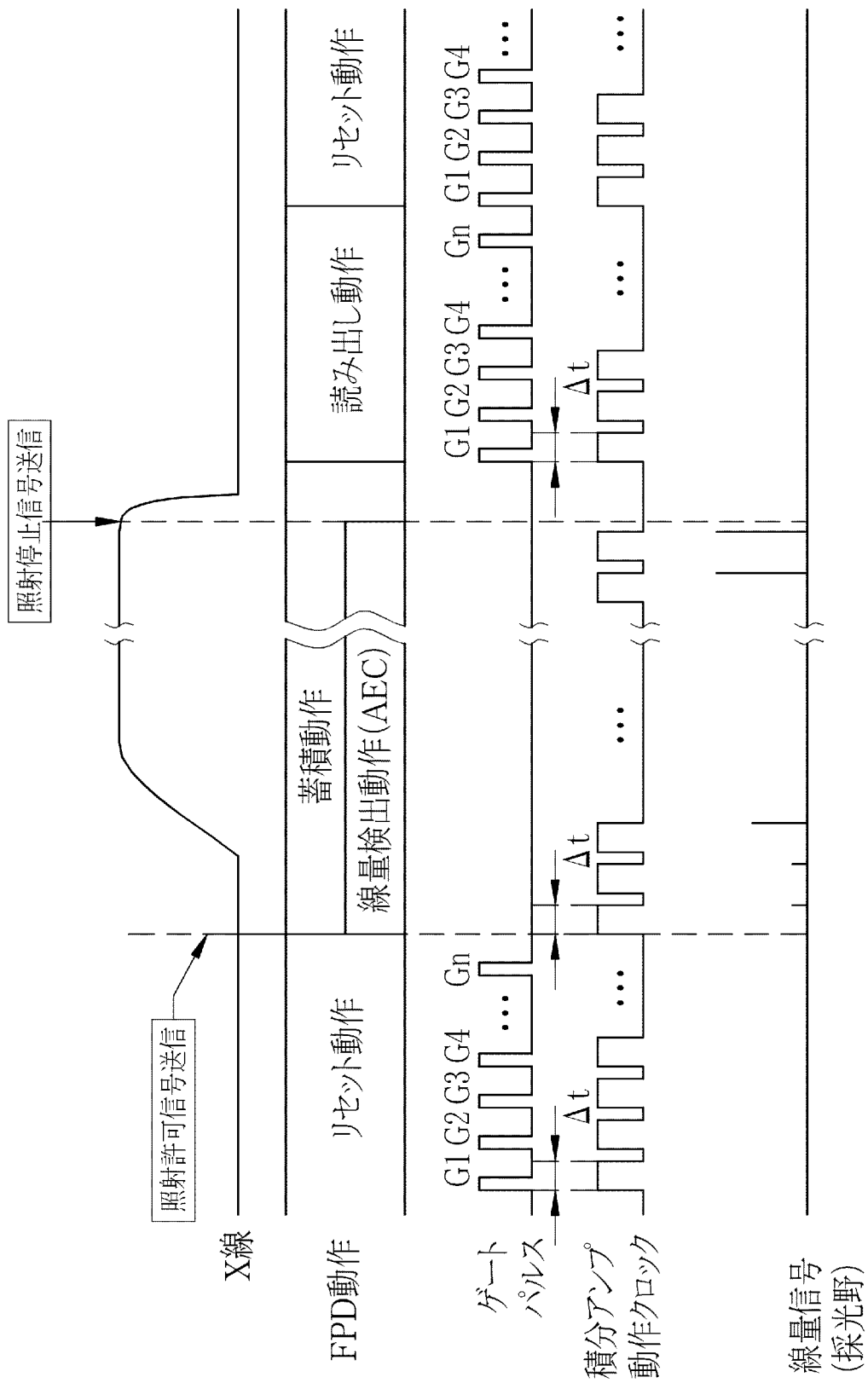
[図6]

70					
撮影部位	管電圧(kV)	管電流(mA)	照射時間(s)	採光野	照射停止閾値
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
胸部AP	V1	I1	T1		th1
胸部PA	V2	I2	T2		th2
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

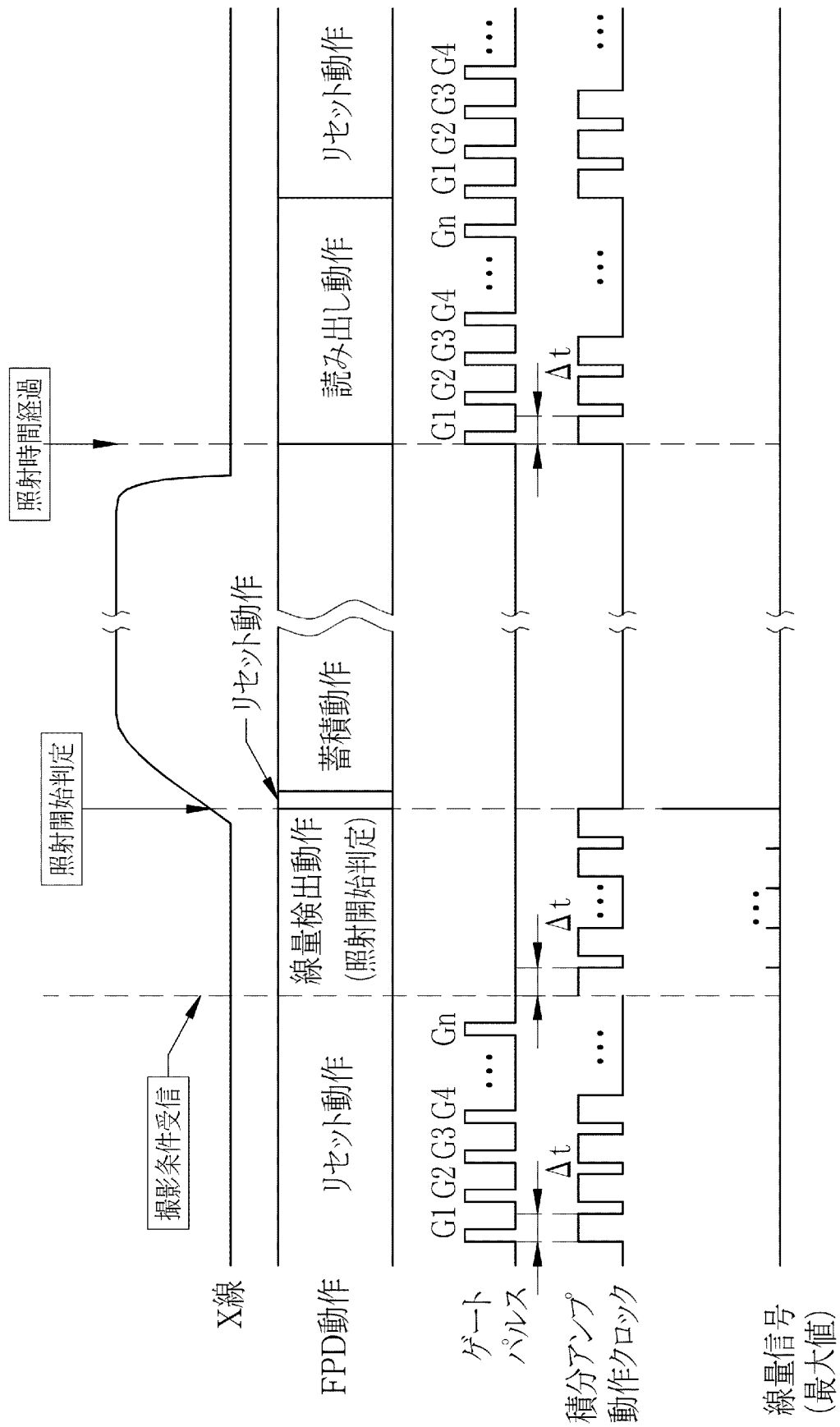
[図7]



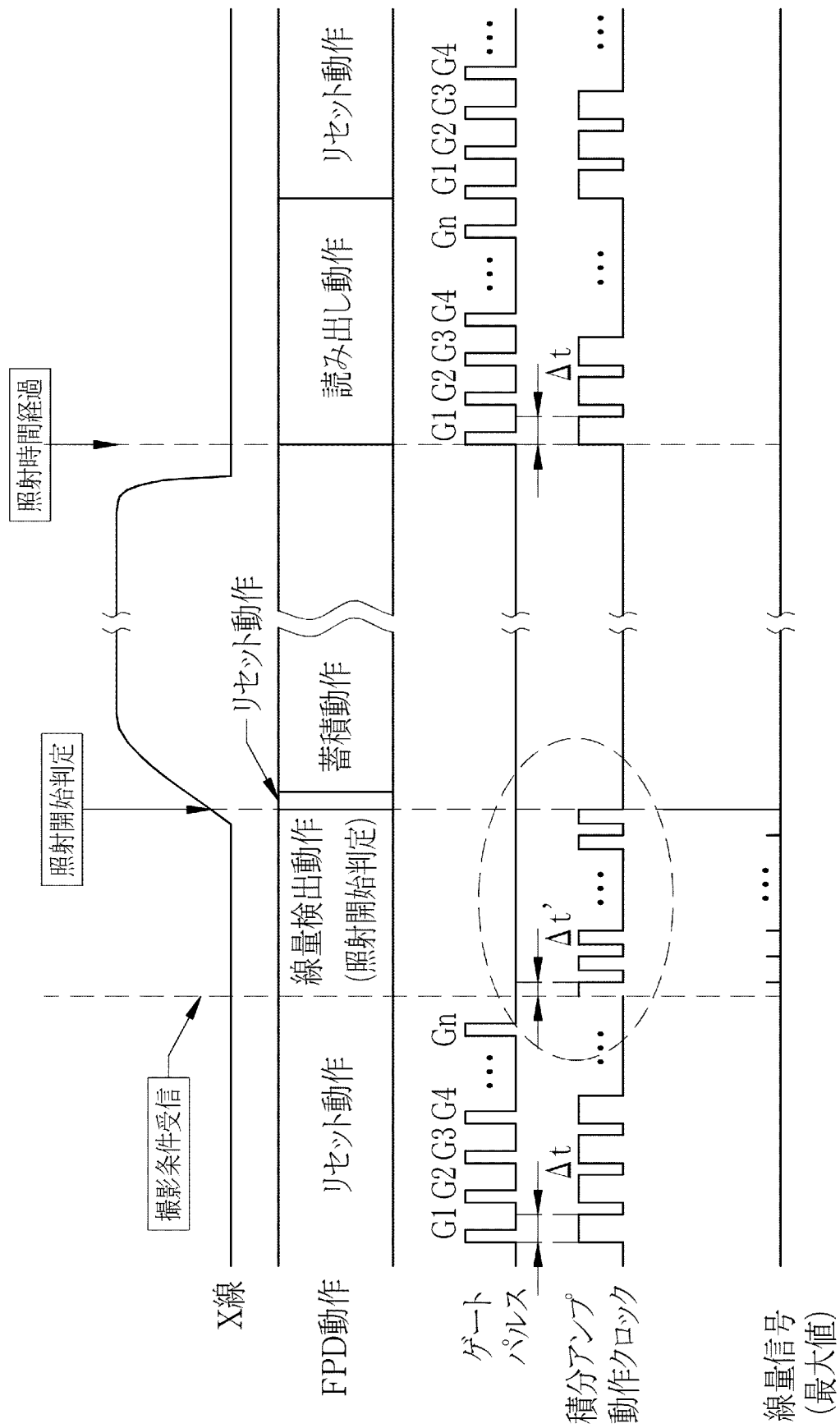
[図8]



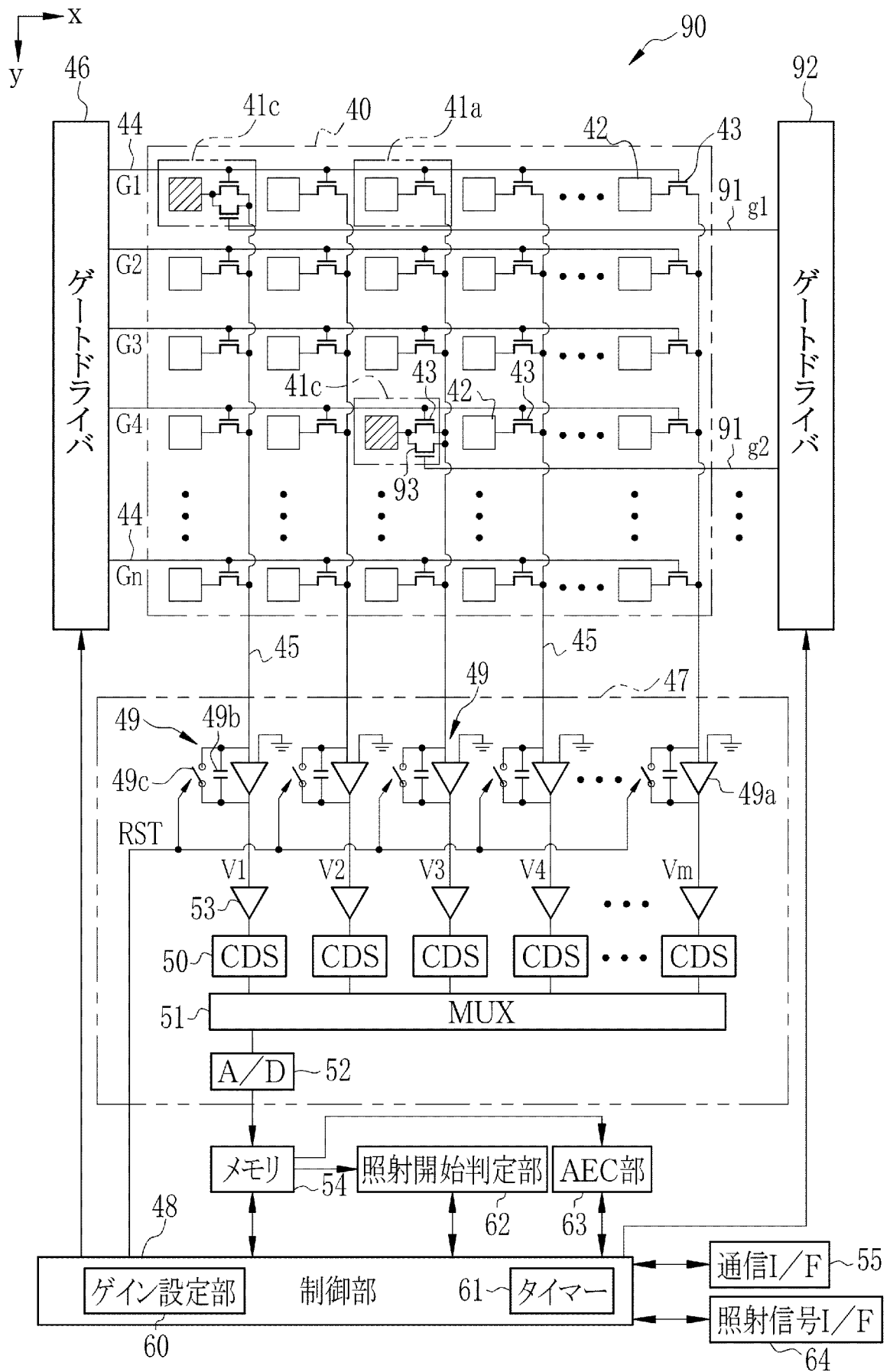
[図9]



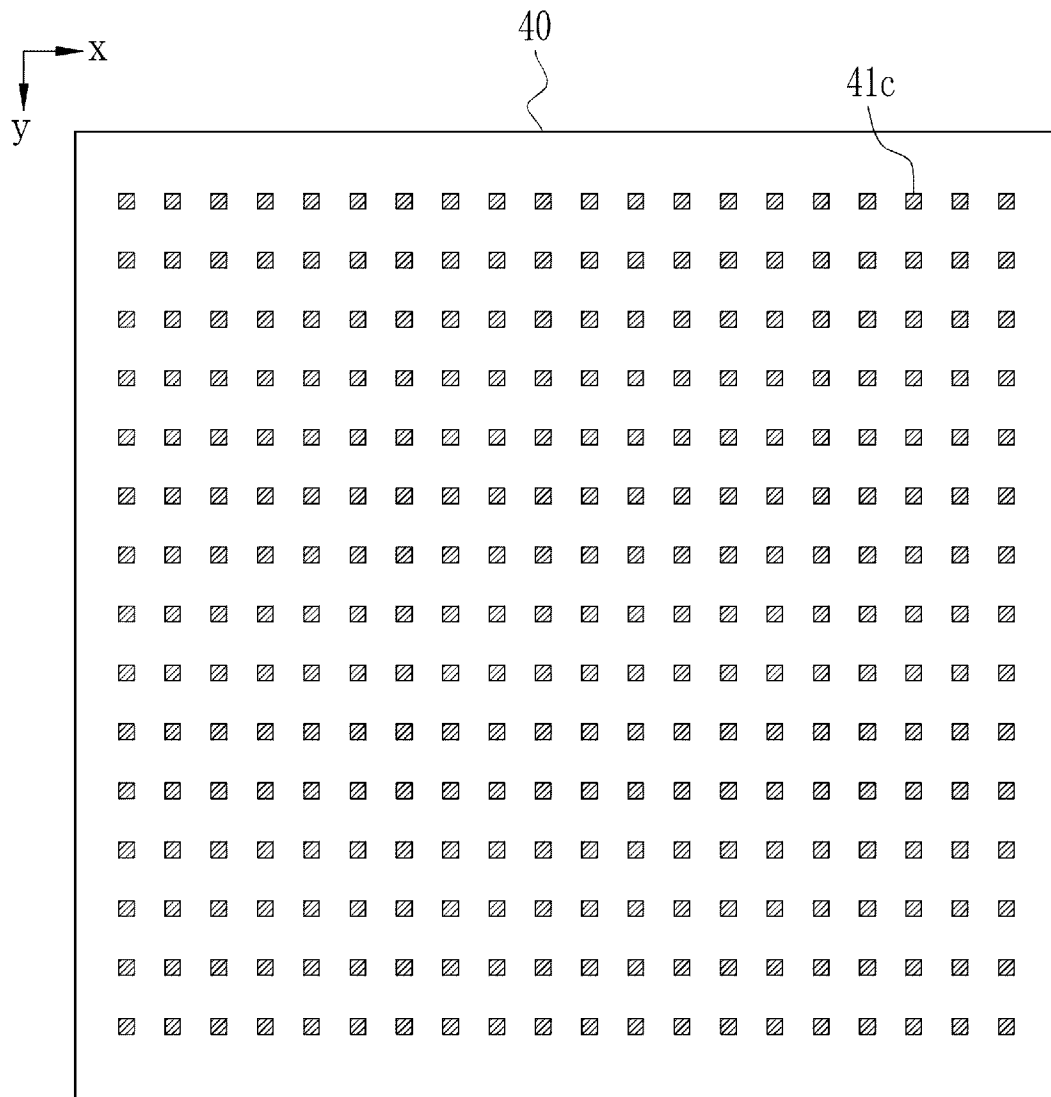
[図10]



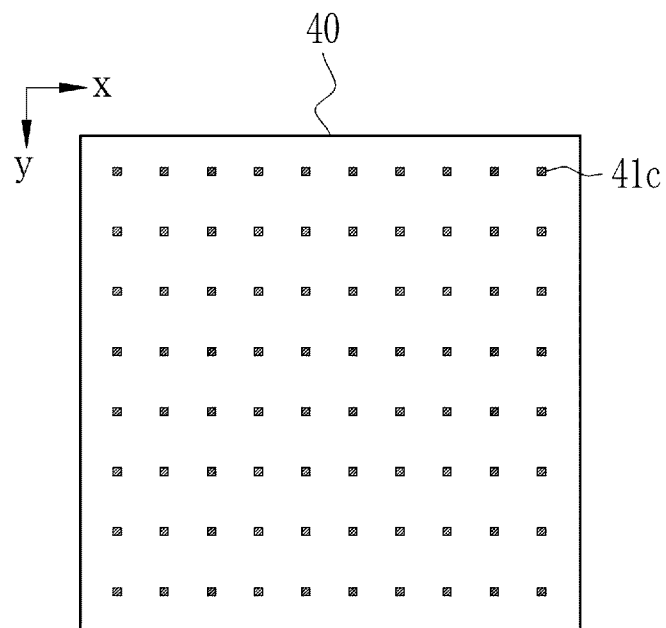
[図11]



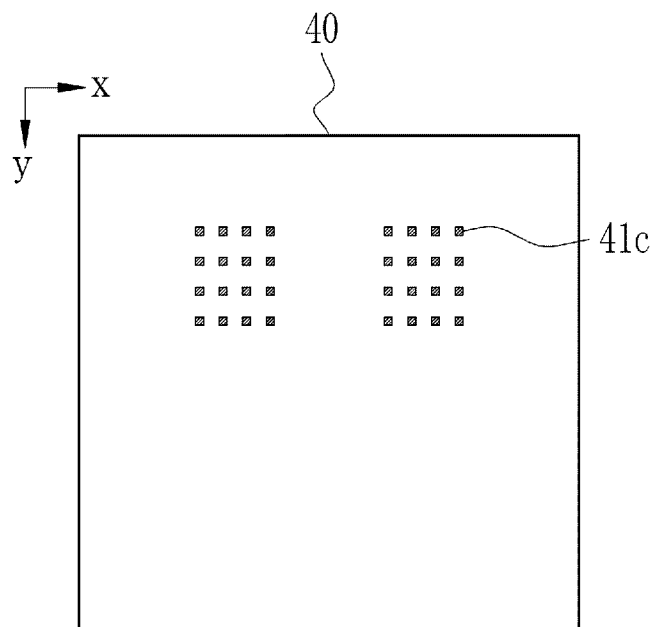
[図12]



[図13A]



[図13B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073287

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T1/17(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01T1/17, A61B6/00, G01T7/00

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2012/056949 A1 (Fujifilm Corp.), 03 May 2012 (03.05.2012), paragraphs [0089] to [0204]; fig. 5 to 16 & CN 103168252 A	1, 5-12 2-4

☐

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

"I" 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

28 October, 2013 (28.10.13)

Date of mailing of the international search report

05 November, 2013 (05.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073287

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

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

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

The invention of claim 1 does not have a special technical feature in the light of the contents disclosed in WO 2012/056949 A1.

Therefore, the invention of claim 1 and the inventions of claims 2-12 do not comply with the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

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

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01T1/17(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01T1/17, A61B6/00, G01T7/00

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 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	W0 2012/056949 A1（富士フイルム株式会社） 2012.05.03, 第【0089】－【0204】段落および第5－16 図 & CN 103168252 A	1、5－12 2－4

☐ 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 8 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 1 1 . 2 0 1 3

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）

藤本 加代子

2 I

4 4 5 8

電話番号 03-3581-1101 内線 3273

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

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

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

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

請求項1に係る発明は、W O 2012/056949 A1 に開示された内容に照らして特別な技術的特徴を有さない。

したがって、請求項1に係る発明と請求項2－12に係る発明とは、発明の単一性の要件を満たさない。

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

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

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