

(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
2013 年 1 月 31 日(31.01.2013)



(10) 国際公開番号

WO 2013/015265 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G03B 42/04 (2006.01)
G01T 7/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/068671
- (22) 国際出願日: 2012 年 7 月 24 日(24.07.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-163194 2011 年 7 月 26 日(26.07.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 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): 大田 恭義
(OHTA, Yasunori) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄
上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム株式
会社内 Kanagawa (JP). 北野 浩一(KITANO, Kou-

chi) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮
台 7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内
Kanagawa (JP). 西納 直行(NISHINO, Naoyuki)
[JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台
7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内 Kanagawa
(JP). 中津川 晴康(NAKATSUGAWA, Haruyasu)
[JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台
7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内 Kanagawa
(JP). 岩切 直人(IWAKIRI, Naoto) [JP/JP]; 〒
2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番
地 富士フィルム株式会社内 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 2 5 番 1 号
太陽生命大塚ビル 3 階 Tokyo (JP).

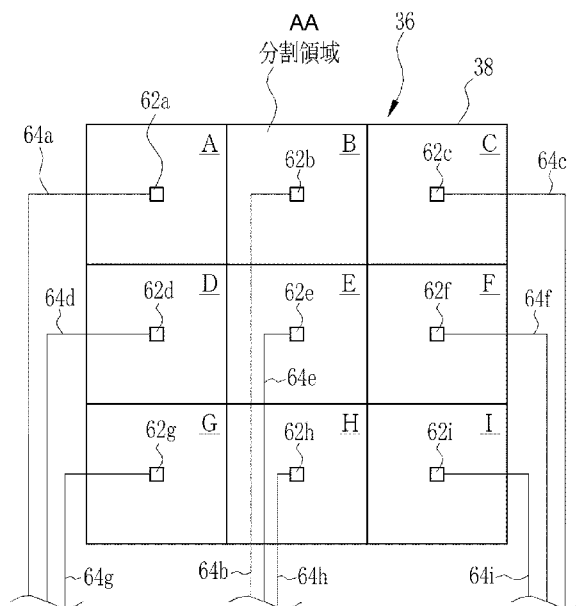
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,
CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN,
IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR,
LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) Title: RADIATION IMAGING DETECTOR AND METHOD FOR CONTROLLING SAME

(54) 発明の名称: 放射線画像検出装置及びその制御方法

[図4]



AA Segmented region

(57) Abstract: In order to perform synchronization control for controlling a flat panel detector (FPD) by detecting the start of radiation exposure etc., and to perform exposure control for controlling the total X-ray exposure with high precision, an X-ray imaging detector (21) has an FPD (36) in which multiple pixels that accumulate a signal charge corresponding to X-ray exposure, are arranged in a matrix. The FPD (36) has an imaging area (38) that is divided into a plurality of segmented regions (A to I), and short-circuit pixels (62a to 62i), which detect X-ray exposure, are each positioned in each segmented region (A to I). When a control unit (41) for controlling the X-ray imaging detector (21) performs synchronization control for controlling the FPD (36) by detecting the start of irradiation by X-rays that are emitted from an X-ray source, the short-circuit pixels (62a to 62i) of all of the segmented regions (A to I) are used, and when the control unit (41) performs exposure control for stopping irradiation by X-rays from the X-ray source by detecting the total X-ray exposure, the short-circuit pixels (62) of a portion of the segmented regions, for example, the segment regions identified as facing a subject during synchronization control, are used.

(57) 要約:

[続葉有]



MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

パ^o (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).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

放射線の照射開始等を検出して FPD を制御する同期制御と、X 線の総照射量を制御する露出制御とを高精度に行なう。X 線画像検出装置 (21) は、X 線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素がマトリクスに配列された FPD (36) を有している。FPD (36) は、その撮像領域 (38) が複数の分割領域 A ~ I に分割されており、各分割領域 A ~ I 内には、X 線の照射を検出する短絡画素 (62a) ~ (62i) がそれぞれ配置されている。X 線画像検出装置 (21) を制御する制御部 (41) は、X 線源から照射される X 線の照射開始を検出して FPD (36) を制御する同期制御の際には、全ての分割領域 A ~ I の短絡画素 (62a) ~ (62i) を使用し、X 線の総照射量を検出して X 線源の X 線照射を停止させる露出制御時には、一部の分割領域、例えば同期制御時に被写体に対面していると特定された分割領域の短絡画素 (62) を使用する。

明 細 書

発明の名称：放射線画像検出装置及びその制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置とその制御方法とに関する。

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線源を有するX線発生装置と、X線源が発生し被写体を透過したX線の照射を受けて、被写体の画像情報を表すX線画像を検出するX線画像検出装置とからなる。X線源には、X線の単位時間当たりの線量を定める管電流や、X線の線質（エネルギースペクトル）を決める管電圧が撮影条件として与えられ、撮影条件は、被写体となるX線検査の被検者の撮影部位や年齢などに応じて撮影毎に決められる。X線源は、与えられた撮影条件に応じたX線を照射する。

[0003] X線画像検出装置としては、従来のX線フィルムやイメージングプレート（IP）の代わりに、X線画像検出器（FPD：Flat Panel Detector）を利用したものが実用化されている（特許文献1参照）。FPDは、マトリクスに配列され、X線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素と、各画素に接続され信号電荷を読み出すための信号線とが配設された撮像領域を有する検出パネルと、各画素が蓄積した信号電荷を電圧信号として読み出して、読み出した電圧信号をデジタルな画像データに変換する信号処理回路とを備えている。これにより、FPDを用いたX線画像検出装置では、撮影後すぐにX線画像を観察することができる。

[0004] 検出パネルは、撮像領域内の各画素が、光電変換素子であるフォトダイオードとTFT（Thin Film Transistor）とから構成され、撮像領域上にはX線を可視光に変換するシンチレータ（蛍光体）が設けられている。TFTは、フォトダイオードと信号線の電氣的な接続をオンオフすることで、画素の

動作を切り替えるスイッチング素子である。T F Tがオフされると、フォトダイオードと信号線が非導通状態となり、フォトダイオードに信号電荷が蓄積される蓄積動作が開始され、T F Tがオンされると、フォトダイオードと信号線が導通状態になり、フォトダイオードからT F T及び信号線を通じて信号電荷を読み出す読み出し動作が開始される。

[0005] F P Dは、X線フィルムやI Pプレートと異なり、X線の照射タイミングに同期させて蓄積動作や読み出し動作を開始させる同期制御が必要となる。同期制御の方法としては、X線発生装置とX線画像検出装置との間で同期信号を通信する方法や、X線の照射量を検出して、X線の照射開始や照射終了の各タイミングを検出する方法等がある。

[0006] 特許文献1には、F P Dの撮像領域内に設けられたX線検出手段によって、X線の照射量を検出し、各種制御に利用することが開示されている。具体的には、X線の照射によりフォトダイオードにバイアス電圧を印加するバイアス線のバイアス電流が変化することを利用してX線の照射開始及び照射終了を検出し、この照射開始及び照射終了の検出に同期させてF P Dを制御する同期制御を行なうことが記載されている。また、特許文献1には、バイアス電流の変化からX線の総照射量を測定し、この総照射量が予め決められた閾値に達したときにX線源にX線照射を停止させる露出制御（A E C : Automatic Exposure Control）を行なうことが記載されている。

[0007] バイアス線は、F P Dの撮像領域内の全画素に配設されているため、特許文献1に記載のF P Dでは、同期制御及び露出制御に際して、撮像領域の全域を検出領域として使用してバイアス電流の変化を監視する他、撮像領域を複数の領域に分割し、分割された領域を検出領域として使用してバイアス電流の変化を監視して、同期制御と露出制御を行っている。撮像領域の全域を検出領域とする場合も分割された領域を検出領域とする場合も、同期制御と露出制御は同じ検出領域を使用して行われている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2010-214056号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 撮影の際には、被写体はF P Dの撮像領域に対して位置決めされるが、例えば、被写体が手足である場合のように、被写体の大きさが撮像領域よりも小さく、被写体が撮像領域の全面と対面しない場合には、撮像領域に照射されるX線の照射量は、撮像領域内の場所によって変化する。具体的には、撮像領域において被写体が対面しない領域は、X線が被写体を透過することなく直接照射される素抜け領域となる。素抜け領域は、被写体によるX線の吸収が無いため照射量が多い。これに対して、撮像領域において被写体が対面する領域は、被写体を透過したX線が照射される領域であるので、被写体によるX線の吸収があるため照射量が少なくなる。

[0010] また、図12に示すように、横軸に時間、縦軸にX線の照射量をとったグラフにおいて、X線の照射量は、照射開始から徐々に増加し、照射量が所定値に達すると照射が停止されるまでの間その照射量がしばらく継続する。図中に実線で示すように、素抜け領域に照射されたX線は、被写体による吸収が無いので、照射量が急激に立ち上がりすぐに閾値に到達する。一方、破線で示すように被写体が対面する領域に照射されたX線は、被写体による吸収があるため、照射量が閾値に達するまで時間がかかる。そのため、被写体が対面する領域を検出領域とした場合には、素抜け領域を検出領域とした場合と比較して、検出時間が長く掛かることに加えて、照射量に応じた信号の出力値が低いためノイズの影響を受けやすく、検出精度が低下する。同期制御においてはX線の立ち上がりを短時間で確実に検出できるのが望ましいため、同期制御を行なうための検出領域としては、素抜け領域が使用されることが好ましい。

[0011] これに対し、露出制御のために行なわれるX線の総照射量の測定は、F P Dの撮像領域において被写体に対面している領域を検出領域として使用することが好ましい。これは、素抜け領域でX線の総照射量を測定して露出制御

を行なうと、被写体に必要な量のX線が照射される前にX線の総照射量が閾値に達してしまうため、撮影されたX線画像は露出アンダーとなってしまうからである。

[0012] 特許文献1では、同期制御と露出制御とを同じ検出領域を使用して行なっているため、検出領域の大部分が素抜け領域である場合には同期制御の精度は向上するが、露出制御時に露出アンダーが発生する可能性がある。また、これとは逆に、検出領域の大部分が被写体に対面している領域であるときには、露出制御の精度は向上するものの、同期制御の精度が低下してしまう。

[0013] 本発明は、放射線の照射開始のタイミングとの同期制御と、放射線の総照射量を制御する露出制御とを高精度に行なえる放射線画像検出装置及びその制御方法を提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

[0014] 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、画像検出部と、放射線検出部と、制御部とを有する。画像検出部は、放射線源によって照射される放射線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素がマトリクスに配列された撮像領域を有し、被写体を透過した放射線の照射を受けて放射線画像を検出する。放射線検出部は、放射線の照射量に応じた検出信号を出力する。放射線検出部は、複数個有り、撮像領域内に配置される。制御部は、放射線検出部の検出信号に基づいて画像検出部の動作を放射線の照射開始のタイミングに同期させる同期制御と、放射線検出部の検出信号に基づいて放射線の総照射量を制御する露出制御とを行なう。制御部は、同期制御時には、撮像領域内の第1検出領域に配置される放射線検出部の検出信号を使用し、露出制御時には、第1検出領域よりも面積が狭い第2検出領域に配置される放射線検出部の検出信号を使用する。

[0015] 第2検出領域は、第1検出領域内に含まれていることが好ましい。制御部は、第1検出領域内の複数の放射線検出部が出力する検出信号に基づいて、第2検出領域を特定することが好ましい。制御部は、同期制御の際に読み出された検出信号を利用して第2検出領域の特定することが好ましい。

- [0016] 制御部は、第1検出領域内の複数の放射線検出部が出力した検出信号を比較して、比較的小さい検出信号を出力する放射線検出部が配置されている領域を、被写体と対面している領域と判定し、当該領域を第2検出領域と特定することが好ましい。
- [0017] 撮像領域は、放射線検出部がそれぞれ配置された複数の分割領域からなり、第1検出領域及び第2検出領域は、複数の分割領域が組み合わされてなることが好ましい。
- [0018] 各分割領域には、放射線検出部が同じ数配置されていることが好ましい。なお、同じ数には、完全に同数に加えて、ほぼ同数も含まれる。
- [0019] 制御部は、同期制御時に放射線検出部の検出信号に基づいて放射線源による放射線の照射開始を監視し、放射線源による放射線の照射開始を検出したときに、画像検出部に信号電荷の蓄積を開始させることが好ましい。
- [0020] 制御部は、同期制御において、第1検出領域内の複数の放射線検出部の検出信号のうち、いずれかが閾値を超えたときに照射開始を検出することが好ましい。
- [0021] 制御部は、露出制御時に放射線検出部の検出信号を積算して放射線の総照射量を測定し、総照射量が閾値に達したときに、放射線源に放射線の照射を停止させることが好ましい。また、制御部は、放射線の総照射量が閾値に達したときに、画像検出部による信号電荷の蓄積を終了させることが好ましい。
- [0022] 制御部は、露出制御時に放射線検出部の検出信号を積算して放射線の総照射量を測定し、総照射量に基づいて、画素から信号電荷を読み出す際のゲインを制御することが好ましい。
- [0023] 放射線検出部は、例えば、画素と画素から信号電荷を読み出すための信号線とを常時短絡させた短絡画素であり、放射線の照射量に応じた信号電荷を信号線に常時出力する短絡画素である。
- [0024] 放射線検出部は、放射線の照射量に応じた検出信号を出力する複数の検出素子が配置され、画像検出部に積層されたフォトセンサアレイであってもよ

い。フォトセンサアレイは、有機光電変換材料で形成されていることが好ましい。フォトセンサアレイは、撮像領域よりも放射線源側に配置されていてもよい。

[0025] 静止画撮影に加えて動画撮影も可能であることが好ましい。放射線源は複数個の放射線パルスを連続照射し、制御部は、同期制御と露出制御を、放射線パルス毎に実行してもよい。

[0026] 本発明の放射線画像検出装置の制御方法は、放射線源によって照射される放射線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素がマトリクスに配列された撮像領域を有し、被写体を透過した放射線の照射を受けて放射線画像を検出する放射線画像検出装置の制御方法において、撮像領域の第1検出領域内に配置されている放射線検出部の検出信号に基づいて、画像検出部の動作を放射線の照射開始のタイミングに同期させる同期制御を行ない、第1検出領域内の一部であり第1検出領域よりも面積が狭い第2検出領域に配置されている放射線検出部の検出信号に基づいて、放射線の総照射量を制御する露出制御を行なう。

発明の効果

[0027] 本発明は、同期制御時に使用する第1検出領域の面積を相対的に広く、露出制御時に使用する第2検出領域の面積を相対的に狭くしている。第1検出領域の面積が広いほど、第1検出領域内に被写体に対面しない素抜け領域が含まれる可能性が高くなる。素抜け領域の検出信号に基づいて同期制御を行なえば、同期制御の精度を向上させることができる。また、露出制御は、同期制御時の第1検出領域内の一部であり第1検出領域よりも面積が狭い第2検出領域で行なうので、第2検出領域から素抜け領域が排除される可能性が高くなる。被写体に対面する領域の検出信号に基づいて露出制御が行われれば、露出制御の精度を向上させることができる。このため、本発明によれば、放射線の照射開始のタイミングとの同期制御と、放射線の総照射量を制御する露出制御とを高精度に行なえる放射線画像検出装置及びその制御方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0028] [図1] X線撮影システムの概略的構成を示す説明図である。
- [図2] X線画像検出装置の構成を示す外観斜視図である。
- [図3] FPDの構成を示す説明図である。
- [図4] 分割領域の構成を示す説明図である。
- [図5] 短絡画素の構成を示す説明図である。
- [図6] 第1実施形態の同期制御の手順を示す説明図である。
- [図7] 撮像領域に対する被写体の配置例を示す説明図である。
- [図8] 各分割領域の短絡画素の検出信号を示すグラフである。
- [図9] 第1実施形態のFPDの制御手順を示すフローチャートである。
- [図10] 第2実施形態のFPDの制御手順を示すフローチャートである。
- [図11] 第3実施形態のFPDの構成を示す外観斜視図である。
- [図12] 素抜け領域に照射されたX線と被写体を透過したX線による照射開始の検出を比較した説明図である。

発明を実施するための形態

[0029] [第1実施形態]

図1において、X線撮影システム10は、X線発生装置11と、X線撮影装置12とからなる。X線発生装置11は、X線源13と、X線源13を制御する線源制御装置14と、照射スイッチ15とで構成される。X線源13は、X線を放射するX線管13aと、X線管13a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）13bとを有する。

- [0030] X線管13aは、熱電子を放出するフィラメントからなる陰極と、陰極から放出された熱電子が衝突してX線を放射する陽極（ターゲット）とを有している。照射野限定器13bは、例えば、X線を遮蔽する4枚の鉛板を有しており、4枚の鉛板によってX線を透過させる矩形状の照射開口を形成したものであり、鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさを変化させて、照射野を限定する。4枚の鉛板は2枚1組にされて各組の鉛板はそれぞれの対向配置される。各組を直交する2方向にそれぞれ配置することで、矩形状

の照射開口が形成される。

[0031] 線源制御装置 14 は、X線源 13 に対して高電圧を供給する高電圧発生器 14 a と、X線源 13 が照射するX線の線質（エネルギースペクトル）を決める管電圧、単位時間当たりの線量を決める管電流、及びX線の照射時間を制御する線源制御部 14 b と、有線方式または無線方式によって撮影制御装置 23 と通信可能な通信部 14 c とを備えている。高電圧発生器 14 a 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 13 に駆動電力を供給する。管電圧、管電流等の撮影条件は、線源制御装置 14 の操作パネルを通じて放射線技師などのオペレータにより手動で線源制御部 14 b に設定される。

[0032] 照射スイッチ 15 は、線源制御装置 14 に信号ケーブルによって接続されている。照射スイッチ 15 は、放射線技師によって操作可能な二段階押しのスイッチであり、一段階押しでX線源 13 のウォームアップを開始させるためのウォームアップ開始信号を発生し、二段階押しでX線源 13 に照射を開始させるための照射開始信号を発生する。これらの信号は信号ケーブルを通じて線源制御装置 14 に入力される。

[0033] 線源制御部 14 b は、照射スイッチ 15 からの制御信号に基づいて、X線源 13 の動作を制御する。照射スイッチ 15 から照射開始信号を受けると、線源制御部 14 b は、X線源 13 に対して開始指令を発して電力供給を開始する。これによりX線源 13 は照射を開始する。また、線源制御部 14 b は、F P D 36 の蓄積動作の終了とX線照射の終了とを同期させるために、撮影制御装置 23 から通信部 14 c に停止信号が入力されたときに、X線源 13 に対して停止指令を発して電力供給を停止する。X線源 13 は、停止指令を受けるとX線の照射を停止する。

[0034] 撮影台 22 は、フィルム用カセットや I P 用カセットが着脱自在に取り付けられるスロットを有し、X線が入射する入射面がX線源 13 と対向するように配置されている。なお、撮影台 22 として、被検者 H を立位姿勢で撮影する立位撮影台を例示しているが、被検者 H を臥位姿勢で撮影する臥位撮影

台でもよい。

[0035] X線撮影装置 12 は、X線画像検出装置 21、撮影制御装置 23、およびコンソール 24 から構成される。X線画像検出装置 21 は、FPD 36（図 3 参照）と、FPD 36 を収容する可搬型の筐体とからなり、X線源 13 から照射されて被検者（被写体）H を透過したX線を受けて被検者 H のX線画像を検出する、可搬型の放射線画像検出装置である。X線画像検出装置 21 は、平面形状が略矩形の偏平な筐体を有し、平面サイズはフィルム用カセットや IP 用カセットと略同様の大きさであるため、撮影台 22 にも取り付け可能である。

[0036] 撮影制御装置 23 は、有線方式や無線方式によりX線発生装置 11、X線画像検出装置 21 及びコンソール 24 と通信を行なう通信部 23a と、通信部 23a を介してX線画像検出装置 21 を制御する撮影制御部 23b とを有している。撮影制御部 23b は、X線画像検出装置 21 に対して撮影条件を送信して、FPD 36 の信号処理の条件を設定させる。また、撮影制御装置 23 は、FPD 36 の蓄積動作の終了とX線照射の終了とを同期させるために、X線画像検出装置 21 から送信された停止信号を線源制御装置 14 に送信する。更に、撮影制御部 23b は、X線画像検出装置 21 が出力する画像データを通信部 23a により受信してコンソール 24 に送信する。

[0037] コンソール 24 は、患者の性別、年齢、撮影部位、撮影目的といった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）といった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、放射線技師などのオペレータにより手動入力される。オペレータは、検査オーダーの内容をディスプレイで確認し、その内容に応じた撮影条件をコンソール 24 の操作画面を通じて入力する。

[0038] コンソール 24 は、撮影制御装置 23 に対して撮影条件を送信するとともに、撮影制御装置 23 から送信されるX線画像のデータに対して、ガンマ補正、周波数処理等の各種画像処理を施す。画像処理済みのX線画像はコンソ

ール 24 のディスプレイに表示される他、そのデータがコンソール 24 内のハードディスクやメモリ、あるいはコンソール 24 とネットワーク接続された画像蓄積サーバといったデータストレージデバイスに格納される。

[0039] 図 2 に示すように、X 線画像検出装置 21 は、矩形状の上面が放射線の照射面とされた筐体 25 を備えている。筐体 25 は、照射面が設けられている天板 26 と、天板 26 以外を構成する筐体本体 27 とからなり、例えば、天板 26 はカーボン等から構成され、筐体本体 27 は金属や樹脂等から構成されている。これにより、天板 26 による X 線の吸収を抑制しつつ、筐体本体 27 の強度が確保される。

[0040] 筐体 25 の上面には、X 線画像検出装置 21 の動作状態等を報知する報知部であるインジケータ 28 が設けられている。インジケータ 28 は、例えば複数の発光部からなり、各発光部の発光状態の組み合わせによって、X 線画像検出装置 21 の動作状態やバッテリーの残容量等が表示される。動作状態としては、例えば撮影待機状態を表す「レディ状態」や、撮影後の画像データを送信中であることを表す「データ送信中」等がある。インジケータ 28 には、LCD 等の表示装置を用いてもよい。

[0041] X 線画像検出装置 21 の筐体 25 内には、照射面に対面するように、X 線画像を検出する画像検出部である FPD 36 が配置されている。FPD 36 は、X 線を可視光に変換するシンチレータ 29 と、シンチレータ 29 によって変換された可視光を光電変換する検出パネル 30 とを備えた間接変換型であり、シンチレータ 29 の X 線照射面側に検出パネル 30 を配置した「表面読取方式 (ISS : Irradiation Side Sampling)」となっている。なお、FPD 36 は、シンチレータ 29 と検出パネル 30 との配置を逆にした「裏面読取方式 (PSS : Penetration Side Sampling)」であってもよい。

[0042] 筐体 25 の内部には、照射面の短手方向に沿った一端側に、各種電子回路 31、バッテリー 32、通信部 33 が配置されている。各種電子回路 31 は、FPD 36 を制御するための電子回路であり、各種電子部品が X 線の照射によって損傷しないように X 線遮蔽性を有する材料によって保護されている。

バッテリー 32 は、充電可能かつ着脱自在なように筐体 25 に組み込まれており、FPD 36、各種電子回路 31 及び通信部 33 に電力を供給する。通信部 33 は、有線方式または無線方式により、撮影制御装置 23 と通信を行なう。

[0043] 図 3 において、FPD 36 は、TFT アクティブマトリクス基板を有し、この基板上に X 線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素 37 を配列してなる撮像領域 38 を有する検出パネル 30 と、画素 37 を駆動して信号電荷の読み出しを制御するゲートドライバ 39 と、画素 37 から読み出された信号電荷をデジタルデータに変換して出力する信号処理回路 40 と、ゲートドライバ 39 と信号処理回路 40 を制御して、FPD 36 の動作を制御する制御部 41 とを備えている。制御部 41 には、有線方式または無線方式によって撮影制御装置 23 と通信を行なう通信部 45 が接続されている。複数の画素 37 は、所定のピッチで二次元に n 行（ x 方向） $\times$ m 列（ y 方向）のマトリクスに配列されている。

[0044] FPD 36 は、X 線を可視光に変換するシンチレータ（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 37 で光電変換する間接変換型である。シンチレータは、画素 37 が配列された撮像領域 38 の全面と対向するように配置されている。シンチレータは、CsI（ヨウ化セシウム）や GOS（ガドリニウムオキシサルファイド）などの蛍光体からなる。なお、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 FPD を用いてもよい。

[0045] 画素 37 は、可視光の入射によって電荷（電子－正孔対）を発生する光電変換素子であるフォトダイオード 42、フォトダイオード 42 が発生した電荷を蓄積するキャパシタ（図示せず）、およびスイッチング素子として薄膜トランジスタ（TFT）43 を備える。

[0046] フォトダイオード 42 は、 a -Si（アモルファスシリコン）などの半導体層（例えば PIN 型）を有し、その上下に上部電極および下部電極が配されている。フォトダイオード 42 は、下部電極に TFT 43 が接続され、上

部電極にはバイアス線（図示せず）が接続される。

[0047] バイアス線を通じて、撮像領域 38 内の全画素 37 に対して、フォトダイオード 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フォトダイオード 42 の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持つ上部電極と下部電極に移動し、キャパシタに電荷が蓄積される。

[0048] TFT 43 は、ゲート電極が走査線 47 に、ソース電極が信号線 48 に、ドレイン電極がフォトダイオード 42 にそれぞれ接続される。走査線 47 と信号線 48 は格子状に配線されている。走査線 47 は撮像領域 38 内の画素 37 の行数分（ n 行分）設けられ、各走査線 47 は各行の複数の画素 37 に接続される共通配線である。信号線 48 は画素 37 の列数分（ m 列分）設けられ、各信号線 48 は各列の複数の画素 37 に接続される共通配線である。各走査線 47 はゲートドライバ 39 に接続され、各信号線 48 は信号処理回路 40 に接続される。

[0049] ゲートドライバ 39 は、TFT 43 を駆動することにより、X 線の照射量に応じた信号電荷を画素 37 に蓄積する蓄積動作と、画素 37 から信号電荷を読み出す読み出し動作と、画素 37 に蓄積される電荷をリセットするリセット動作とを行わせる。制御部 41 は、ゲートドライバ 39 によって実行される上記各動作の開始タイミングを制御する。

[0050] 蓄積動作では TFT 43 がオフ状態にされ、その間に画素 37 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 39 から同じ行の TFT 43 を一斉に駆動するゲートパルス $G_1 \sim G_n$ を順次発生して、走査線 47 を一行ずつ順に活性化し、走査線 47 に接続された TFT 43 を一行分ずつオン状態とする。

[0051] 一行分の TFT 43 がオン状態になると、一行分の画素 37 のそれぞれに蓄積された信号電荷が、各信号線 48 を通じて信号処理回路 40 に入力される。信号処理回路 40 において、一行分の信号電荷は電圧に変換されて出力

され、各信号電荷に応じた出力電圧が、電圧信号D 1～D mとして読み出される。アナログの電圧信号D 1～D mはデジタルデータに変換されて、一行分の各画素の濃度を表すデジタルな画素値である画像データが生成される。画像データは、X線画像検出装置2 1の筐体に内蔵されるメモリ5 6に出力される。

[0052] フォトダイオード4 2の半導体層には、X線の入射の有無に関わらず暗電流が発生する。暗電流に応じた電荷である暗電荷はバイアス電圧が印加されているためにキャパシタに蓄積される。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リセット動作が行われる。リセット動作は、画素3 7において発生する暗電荷を、画素3 7から信号線4 8を通じて掃き出す動作である。

[0053] リセット動作は、例えば、一行ずつ画素3 7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3 9から走査線4 7に対してゲートパルスG 1～G nを順次発生して、画素3 7のT F T 4 3を一行ずつオン状態にする。T F T 4 3がオン状態になっている間、画素3 7から暗電荷が信号線4 8を通じて信号処理回路4 0に入力される。

[0054] リセット動作では、読み出し動作と異なり、信号処理回路4 0において、暗電荷に応じた出力電圧の読み出しは行われない。リセット動作では、各ゲートパルスG 1～G nの発生と同期して、制御部4 1から信号処理回路4 0にリセットパルスR S Tが出力される。信号処理回路4 0においてリセットパルスR S Tが入力されると、後述する積分アンプ4 9のリセットスイッチ4 9 aがオンされて、入力された暗電荷がリセットされる。

[0055] 順次リセット方式に代えて、配列画素の複数行を一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を入れて全画素の暗電荷を同時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。

- [0056] 信号処理回路40は、積分アンプ49、MUX50およびA/D変換器51等からなる。積分アンプ49は、各信号線48に対して個別に接続される。積分アンプ49は、オペアンプとオペアンプの入出力端子間に接続されたキャパシタとからなり、信号線48はオペアンプの一方の入力端子に接続される。積分アンプ49のもう一方の入力端子（図示せず）はグランド（GND）に接続される。積分アンプ49は、信号線48から入力される信号電荷を積算し、電圧信号D1～Dmに変換して出力する。
- [0057] 各列の積分アンプ49の出力端子は、電圧信号D1～Dmを増幅する増幅器（図示せず）や、電圧信号D1～Dmを保持するサンプルホールド部（図示せず）を介して、MUX50に接続されている。MUX50は、パラレルに接続される複数の積分アンプ49から1つを選択し、選択した積分アンプ49から出力される電圧信号D1～DmをシリアルにA/D変換器51に入力する。A/D変換器51は、アナログの電圧信号D1～Dmをそれぞれの信号レベルに応じたデジタルな画素値に変換する。
- [0058] 蓄積動作後、信号電荷を読み出す読み出し動作においては、ゲートパルスによってTF T43が一行ずつオン状態にされ、一行内の各列の画素37のキャパシタに蓄積された信号電荷が信号線48を介して積分アンプ49に入力される。
- [0059] 積分アンプ49から一行分の電圧信号D1～Dmが出力されると、制御部41は、積分アンプ49に対してリセットパルス（リセット信号）RSTを出力し、積分アンプ49のリセットスイッチ49aをオンする。これにより、積分アンプ49に蓄積された一行分の信号電荷がリセットされる。積分アンプ49がリセットされると、ゲートドライバ39から次の行のゲートパルスが出力され、次の行の画素37の信号電荷の読み出しを開始させる。これらの動作を順次繰り返して全行の画素37の信号電荷を読み出す。
- [0060] 全行の読み出しが完了すると、一画面分のX線画像を表す画像データがメモリ56に記録される。メモリ56に記録された画像データに対しては、FPD36の個体差や環境に起因して生じる固定パターンノイズであるオフセ

ット成分を除去するオフセット補正や、各画素 37 のフォトダイオード 42 の感度のばらつきや信号処理回路 40 の出力特性のばらつきなどを補正するための感度補正といった画像補正処理が施される。画像データは、メモリ 56 から読み出されて撮影制御装置 23 に出力され、コンソール 24 に送信される。こうして被検者 H の X 線画像が検出される。

[0061] 図 4 に示すように、FPD 36 の撮像領域 38 は、複数の分割領域、例えば二次元に 3 行（x 方向）× 3 列（y 方向）の分割領域 A～I に区画されている。各分割領域 A～I 内には、本発明の放射線検出部に相当する短絡画素 62a～62i が少なくとも 1 つずつ配置されている。なお、分割領域の数は、9 個より少なくてもよいし、多くてもよい。更に、短絡画素は、各分割領域に複数個ずつ配置してもよいが、各分割領域の感度を同じにするために、各分割領域で同数であることが好ましい。

[0062] 図 5 に示すように、短絡画素 62a の構造は、画素 37 とほぼ同様であり、フォトダイオード 42 と TFT 43 とを有しており、フォトダイオード 42 は X 線の照射量に応じた信号電荷を発生する。しかし、短絡画素 62a は、TFT 43 のオンオフによって信号線 48 との電気的な接続のオンオフが切り替えられる画素 37 とは異なり、TFT 43 のソースとドレインが結線により短絡されてスイッチング機能が失われ、かつ画素 37 や他の分割領域の短絡画素が接続されていない専用信号線 64a に接続されている。これにより、短絡画素 62 のフォトダイオード 42 が発生する信号電荷は、専用信号線 64a に常に流出して積分アンプ 49 に入力される。なお、短絡画素 62a の TFT 43 のソースとドレインを結線する代わりに、短絡画素 62a については TFT 43 そのものを設けずに、フォトダイオード 42 と専用信号線 64a を直接接続してもよい。また、他の分割領域の短絡画素 62b～62i は、短絡画素 62a と同様の構成であるため詳しい説明は省略する。

[0063] 制御部 41 は、各短絡画素 62a～62i の出力に基づいて、X 線源 13 から FPD 36 に照射された X 線の照射量を測定する。X 線の照射量は、単位時間当たりの照射量であり、X 線の強度とも呼ばれる。制御部 41 は、M

U X 5 0 によって、短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i からの信号電荷が入力された積分アンプ 4 9 を選択して、積分アンプ 4 9 の電圧信号を、短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i の出力電圧 V o u t (検出信号) として読み出す。出力電圧 V o u t は X 線の単位時間当たりの照射量に相当する。制御部 4 1 は、出力電圧 V o u t を 1 回読み出すと、積分アンプ 4 9 をリセットする。制御部 4 1 は、照射中の X 線の照射量の変化を監視できるように、蓄積動作中において、出力電圧 V o u t を読み出す動作を X 線の照射時間に対して非常に短い間隔で繰り返す。

[0064] 制御部 4 1 は、出力電圧 V o u t の値をデジタルデータに変換してメモリ 5 6 に記録する。制御部 4 1 は、メモリ 5 6 に記録された出力電圧 V o u t の経時変化に基づいて、X 線源 1 3 から照射される X 線の照射量の変化を監視して、X 線の照射開始のタイミングを検出する。

[0065] また、制御部 4 1 は、短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i の出力に基づいて、X 線源 1 3 から F P D 3 6 に照射された X 線の総照射量を測定することができる。制御部 4 1 は、X 線の照射開始後に、上述した照射開始検出と同様に短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i の出力電圧 V o u t を短い間隔で読み出し、出力電圧 V o u t の値を積算することにより X 線の総照射量を測定する。

[0066] 制御部 4 1 は、短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i によって X 線の照射開始を検出して、そのタイミングに同期させて F P D 3 6 の蓄積動作を開始させる同期制御を行なう。また、X 線の照射開始後、短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i によって測定した X 線の総照射量に基づいて、X 線源 1 3 の X 線照射を停止させる露出制御を行なう。

[0067] このように、制御部 4 1 は、同期制御と露出制御をともに短絡画素 6 2 の出力電圧 V o u t に基づいて行なうが、同期制御に使用する、照射開始のタイミングを検出するための領域 (第 1 検出領域) と、露出制御に使用する、総照射量を測定するための領域 (第 2 検出領域) の面積を変化させる。具体的には、同期制御時には、F P D 3 6 の撮像領域 3 8 の全面に相当する分割領域 A ~ I の全体を第 1 検出領域に使用し、露出制御時には、複数の分割領

域 A ～ I の一部の分割領域（第 2 検出領域）のみを使用する。つまり、露出制御時には、同期制御時に使用される第 1 検出領域の一部を第 2 検出領域として使用する。これにより、第 1 検出領域の面積は第 2 検出領域に比べて相対的に広く、第 2 検出領域の面積は第 1 検出領域に比べて狭くなる。

[0068] 図 6 は、X 線の照射量と、この照射量に基づいて制御される F P D 3 6 の動作状態とを表している。X 線の照射量は、横軸に時間、縦軸に X 線の照射量（出力電圧 V_{out} ）をとったグラフにおいてほぼ台形状になる。X 線源 1 3 が開始指令を受けて X 線の照射を開始すると、X 線の照射量は徐々に増加し、撮影条件として設定された管電流に応じたピーク値まで上昇し、停止指令を受けるまでの間は、ピーク値付近でほぼ定常な状態を保つ。そして、X 線源 1 3 が停止指令を受けて X 線の照射が停止されると、X 線の照射量は徐々に下降してやがて「0」になり、X 線の照射が完全に停止する。

[0069] 制御部 4 1 は、コンソール 2 4 から入力された患者の性別、年齢、撮影部位、撮影目的等の検査オーダーに基づいて X 線の総照射量の閾値を設定する。制御部 4 1 は、撮影制御装置 2 3 から撮影準備の指示が入力されると、F P D 3 6 を待機状態に移行させる。待機状態においては、制御部 4 1 は、F P D 3 6 にリセット動作を実行させる。

[0070] 制御部 4 1 は、待機状態において、分割領域 A ～ I を全て使用して X 線源 1 3 の X 線の照射開始を検出する。具体的には、制御部 4 1 は、短絡画素 6 2 a ～ 6 2 i の中から、信号電荷に相当する出力電圧 V_{out} が最大となる分割領域を特定し、その分割領域の出力電圧 V_{out} に基づいて X 線の照射量を測定し、X 線照射量の変動の監視を開始する。制御部 4 1 は、特定した分割領域の短絡画素の出力電圧 V_{out} と、予め設定された閾値 V_{th} とを比較して、出力電圧 V_{out} が閾値 V_{th} を上回ったときに X 線の照射が開始されたことを検出する。

[0071] 図 7 において、被写体 H が手や足など、撮像領域 3 8 の大きさに対して小さな場合には、例えば、被写体 H は撮像領域 3 8 のほぼ中央部に位置決められて、被写体 H は撮像領域 3 8 内の分割領域 B, E, H と対面する。図 8 は

、分割領域A～Iにそれぞれ配置された短絡画素62a～62iの出力電圧Voutを表すグラフである。このグラフから分るように、被写体Hと対面していない分割領域A、C、D、F、G、Iは、X線が直接照射される素抜け領域となるため、被写体Hと対面している分割領域B、E、Hよりも出力電圧Voutが高くなる。

[0072] 同期制御においては分割領域A～Iのすべてが第1検出領域として使用されるため、制御部41は、分割領域A～I内の短絡画素62a～62iの出力電圧Voutをすべて監視する。そして、例えば、短絡画素62a～62iの中のいずれかの出力電圧Voutが閾値に達した時点で、X線の照射が開始されたと判定して、X線の照射開始を検出する。図7及び図8の例において、素抜け領域に相当する、分割領域A、C、D、F、G、H、Iに存在する短絡画素は、被写体Hが対面する領域に相当する、分割領域B、E、Hに存在する短絡画素よりも先に出力電圧Voutが閾値に到達する。同期制御時に使用する第1検出領域を、分割領域A～Iの全てとすることで、結果的に、X線の照射開始の検出にFPD36の素抜け領域を使用することができる。このため、X線の照射開始を高い精度で検出することができる。

[0073] 制御部41は、X線の照射開始を検出すると、画素37のTFT43をオフして待機状態から蓄積動作に移行させる。TFT43がオフされるため、画素37には照射されたX線の線量に応じた信号電荷が蓄積される。

[0074] 画素37のTFT43がオフされても、短絡画素62a～62iは専用信号線64a～64iと常時短絡している。制御部41は、X線の照射が開始されてFPD36が蓄積動作に移行した後、専用信号線64a～64iに流出する短絡画素62a～62iの出力に基づいて、X線の照射量を測定する露出制御を開始する。

[0075] 制御部41は、露出制御に際して、第1検出領域である分割領域A～Iの中から、露出制御に使用する第2検出領域を特定する。図7及び図8に示すように、分割領域A～Iのうち、分割領域A、C、D、F、G、H、Iは素抜け領域である。素抜け領域は照射量が多いので、そこに存在する短絡画素

の出力電圧 V_{out} に基づいて露出制御を行なうと露出アンダーになってしまふ懸念がある。露出制御を適切に行なうためには、被写体 H と対面する領域である分割領域 B 、 E 、 H を使用することが好ましい。制御部 41 は、分割領域 $A \sim I$ 内の短絡画素 62a $\sim$ 62i の出力電圧 V_{out} に基づいて、出力電圧 V_{out} が相対的に低い短絡画素 62b、62e、62h が存在する分割領域 B 、 E 、 H を特定する。そして、特定した分割領域 B 、 E 、 H を第2検出領域として選択する。

[0076] こうした第2検出領域の特定処理は、例えば、露出制御の際にすべての分割領域 $A \sim I$ に対応する短絡画素 62a $\sim$ 62i の出力電圧 V_{out} を読み出して行ってもよい。しかし、短絡画素 62a $\sim$ 62i の出力電圧 V_{out} については、露出制御の前に行われる同期制御において読み出しが行われているので、同期制御に際して読み出した出力電圧 V_{out} を利用して、第2検出領域の特定処理を行ってもよい。同期制御の際に読み出した出力電圧 V_{out} を利用する方が、特定処理において新たに読み出しを行わずに済むので、処理時間の短縮になり、好ましい。

[0077] 露出制御において、制御部 41 は、第2検出領域として特定された分割領域 B 、 E 、 H の短絡画素 62b、62e、62h の出力電圧 V_{out} に相当する信号値を積算して X 線の総照射量を測定し、その測定結果を閾値と比較する。制御部 41 は、X 線の総照射量が閾値に達したときには、撮影制御装置 23 を介して線源制御装置 14 に停止信号を送信する。停止信号を受けた線源制御装置 14 は、X 線源 13 に停止指令を送信し、X 線の照射を停止させる。また、制御部 41 は、停止信号の送信と同時に FPD 36 の蓄積動作を終了させ、読み出し動作に移行させる。

[0078] 露出制御は、素抜け領域を除外した、被写体 H と対面している分割領域 B 、 E 、 H の短絡画素 62b、62e、62h のみを使用して行われるため、露出制御の精度が向上する。

[0079] 図 9 のフローチャートを参照して、図 1 の X 線撮影システム 10 に組み込まれた X 線画像検出装置 21 の作用について説明する。X 線画像検出装置 2

1 がセットされた撮影台 2 2 に対して、被検者 H の撮影部位と X 線源 1 3 の照射位置を位置合わせする。X 線源 1 3 には、管電圧、管電流、照射時間などの撮影条件が設定され、撮影制御装置 2 3 にはコンソール 2 4 から、患者の性別、年齢、撮影部位、撮影目的等の検査オーダが入力される。X 線画像検出装置 2 1 の制御部 4 1 は、検査オーダに基づいて X 線の総照射量の閾値を設定する (S 1 0 1)。

[0080] X 線画像検出装置 2 1 の制御部 4 1 に、撮影制御装置 2 3 から撮影準備指示が入力されると、F P D 3 6 は待機状態に移行する (S 1 0 2)。照射スイッチ 1 5 の押下によって X 線源 1 3 に対して照射開始指令が入力されると、X 線源 1 3 は、被検者 H に向けて X 線の照射を開始する。制御部 4 1 は、F P D 3 6 の分割領域 A ~ I の全てを第 1 検出領域として使用して同期制御を行なう。制御部 4 1 は、各分割領域 A ~ I に存在する短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i の出力電圧 V_{out} に基づいて X 線の照射量の変化を監視する (S 1 0 3)。そして、X 線の照射量が上昇して、各短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i のいずれかの出力電圧 V_{out} が閾値 V_{th} を超えたときに X 線の照射が開始されたことを検出する (S 1 0 4)。制御部 4 1 は、照射開始を検出すると、画素 3 7 の T F T 4 3 をオフ状態にして、蓄積動作を開始する (S 1 0 5)。

[0081] 制御部 4 1 は、同期制御の際に読み出した各短絡画素 6 2 a ~ 6 2 i の出力電圧 V_{out} に基づいて被写体 H が対面する分割領域 B、E、H を特定する (S 1 0 6)。制御部 4 1 は、特定した分割領域 B、E、H を第 2 検出領域として露出制御に使用する。制御部 4 1 は、特定した分割領域 B、E、H の短絡画素 6 2 b、6 2 e、6 2 h の出力電圧 V_{out} を積算して、X 線の総照射量を測定し (S 1 0 7)、X 線の総照射量と閾値とを比較する (S 1 0 8)。そして、X 線の総照射量が閾値に達したときには、制御部 4 1 は、撮影制御装置 2 3 を介して線源制御装置 1 4 に停止信号を送信する (S 1 0 9)。停止信号を受けた線源制御装置 1 4 は、X 線源 1 3 に停止指令を送信して X 線の照射を停止させる。また、制御部 4 1 は、停止信号の送信と同時に F P D 3 6 の蓄積動作を終了させ、読み出し動作に移行させる (S 1 1 0)。

）。読み出されたX線画像は、メモリ56に記録され、コンソール24に送信される。

[0082] 上述したように、本実施形態では、同期制御においては、素抜け領域を含む全ての分割領域A～Iを第1検出領域とし、そこに存在する短絡画素62a～62iの出力電圧 V_{out} を監視しているため、結果として素抜け領域に存在する短絡画素の出力電圧 V_{out} に基づいてX線の照射開始を検出することができる。素抜け領域が使用されるため、精度の高い検出が行なえる。また、露出制御時においては、第1検出領域のうち、被写体に対面している分割領域を第2検出領域として使用してX線の総照射量を測定する。そのため、被写体に照射されたX線の総照射量に基づいて適切な露出制御を行うことができるため、精度の高い露出制御を行なうことができる。

[0083] また、撮像領域38内に設けられた短絡画素62a～62iによって、X線の照射量を測定しているが、短絡画素62a～62iは、通常の画素37とほぼ同一構造であり、X線に対する感度もほぼ同一であるため、X線の照射量を正確に測定することが可能であり、照射開始及び照射終了、総照射量を精度良く検出することができる。また、構造がほぼ同一であるので、製造もしやすく、製造コストの増加も少ない。

[0084] また、本実施形態では、露出制御に使用する第2検出領域の特定処理を、同期制御の際に読み出された短絡画素62a～62iの出力電圧 V_{out} を利用しているため、露出制御に際して新たに出力電圧 V_{out} を読み出す場合と比べて、迅速な制御を行なうことができる。

[0085] また、本実施形態では、同期制御において撮像領域38内のすべての分割領域A～Iを選択して、撮像領域38の全域を第1検出領域として使用している。被写体Hの大きさが撮像領域38よりも小さい場合には、撮像領域38内に素抜け領域が存在することになるため、撮像領域38の全域を第1検出領域とすることにより、第1検出領域内に確実に素抜け領域を含めることができる。同期制御は、素抜け領域の検出信号に基づいて行われることが好ましいので、撮像領域38の全域を第1検出領域とすることで、精度の高い

同期制御を確実に実行することができる。

[0086] しかし、第1検出領域は、必ずしも撮像領域38の全域でなくてもよく、例えば、分割領域A～Iの一部でもよい。撮像領域38の周辺の一部が第1検出領域38から除外されていても、第1検出領域に素抜け領域を含めることができる場合も多いからである。撮像領域38の周辺を除外した領域を第1検出領域とする場合には、例えば、16分割(4×4)、25分割(5×5)、36分割(6×6)など、分割数を9個よりもさらに多くして、個々の分割領域のサイズを小さくし、周辺に位置する分割領域を除外した領域を第1検出領域とする。

[0087] また、本実施形態では、第2検出領域の特定処理を、第1検出領域内の短絡画素から読み出した出力電圧 V_{out} に基づいて行なう例で説明したが、例えば検査オーダの内容に応じて露出制御に使用される第2検出領域が自動的に選択されるようにしてもよいし、ユーザーが第2検出領域を自由に指定できるようにしてもよい。撮像領域38内において被写体が配置される位置は、撮影部位等によってある程度決まっているため、同期制御で被写体の位置を検出しなくても推測は可能である。

[0088] また、本実施形態において、第2検出領域を第1検出領域の一部としているが、第2検出領域を検査オーダの内容に応じて選択したり、ユーザーが指定する場合には、第2検出領域の全部又は一部が第1検出領域と重なっていてもよい。第1検出領域を相対的に広げておけば、第1検出領域に素抜け領域が含まれる可能性が高くなるからである。

[0089] また、本実施形態では、同期制御時に、分割領域毎の短絡画素の出力電圧 V_{out} と閾値とを比較してX線の照射開始を検出しているが、複数の分割領域の短絡画素の出力電圧 V_{out} を加算して、その加算値に基づいてX線の照射開始を検出してもよい。これによれば、短絡画素の検出感度が向上したのと同様の効果が得られるため、同期制御の精度を高めることができる。

[0090] [第2実施形態]

第1実施形態は、静止画像の撮影を例に説明したが、透視撮影等の動画撮

影を行なう際にも本発明を適用することができる。図10に示すように、動画撮影の際には、例えば、X線をパルス状に連続照射して、X線パルス毎に、動画を構成する画像である1フレームを取得する。この場合においても、同期制御に際しては、全分割領域A～Iを第1検出領域とし使用し、その中の短絡画素62a～62iの出力電圧 V_{out} に基づいて、連続的に照射される各X線パルスの照射開始を検出する。そして、照射開始のタイミングに同期させてFPD36を待機状態から蓄積動作に移行させる。次いで、各X線パルスの照射中に露出制御が行われる。露出制御に際しては、被写体に対面している分割領域を第2検出領域として使用して、第2検出領域内の短絡画素の出力電圧 V_{out} に基づいて、各X線パルス毎にX線の総照射量を測定し、X線の総照射量が閾値に達したときにX線源13のX線照射を停止させ、FPD36を蓄積動作から読み出し動作に移行させる。

[0091] なお、FPD36側からX線源13に対する停止制御ができない場合には、X線源13に対する停止信号の送信は行わずに、FPD36を蓄積動作から読み出し動作に移行させるだけでもよい。

[0092] また、制御部41が、蓄積期間中に、第2検出領域の短絡画素62の出力電圧 V_{out} に基づいて1回のX線パルスによって照射される照射量を測定し、読み出し動作の際に、その測定結果に基づいて読み出し動作時のアンプのゲインをコントロールしてもよい。ゲインコントロールは、例えば積分アンプ49、または電圧信号D1～Dmを増幅するために積分アンプ49の出力端子に接続された増幅器（図示せず）等によって行なうことができる。また、複数の短絡画素62は、第2検出領域内に分散して配置されているので、位置が異なる複数の短絡画素62の出力に基づいてX線画像のコントラストを推定して、推定されたコントラストに基づいてゲインをコントロールしてもよい。なお、このようなゲインコントロールは、静止画撮影の際に実行してもよい。

[0093] [第3実施形態]

上記各実施形態では、放射線検出部として短絡画素を用いたが、図11に

示すF P D 7 0のように、複数のフォトダイオードがマトリクスに配列された複数のフォトセンサアレイ 7 1を短絡画素の代わりに用いてもよい。フォトセンサアレイ 7 1は、第1実施形態の検出パネル 3 0と同様の検出パネル 7 2の上に積層される。検出パネル 7 2は、短絡画素が設けられていない点で検出パネル 3 0と相違するが、それ以外の構造は検出パネル 3 0と同様である。フォトセンサアレイ 7 1としては、例えばO P C（有機光電変換材料）で形成されたものであることが好ましい。O P Cは、非常に薄く形成することができ、X線吸収がほとんど無いという特徴を持つ。そのため、検出パネル 7 2の撮像領域よりもX線照射側にO P Cを配置しても、X線画像の画質への影響が少ないというメリットがある。

[0094] また、放射線検出部の形態は、短絡画素やフォトセンサアレイに限らず、各種の形態がある。例えば、画素を構成するフォトダイオードにはバイアス電圧が印加されるが、フォトダイオードで発生する信号電荷の量に応じてバイアス線に流れるバイアス電流も変化する。こうしたバイアス電流を検出して、X線の照射量を測定してもよい。また、画素のT F Tをオフした状態でも、フォトダイオードで発生する信号電荷の量に応じて、僅かであるが信号線にリーク電流が流れる。このリーク電流を検出して、X線の照射量を測定してもよい。バイアス電流やリーク電流を検出する方法では、各電流を検出する検出部が放射線検出部となる。

[0095] また、ガラス基板を使用してT F Tマトリックス基板を形成したT F T型のF P Dを例に説明したが、半導体基板を使用したC M O SイメージセンサやC C Dイメージセンサを使用したF P Dでもよい。このうちC M O Sイメージセンサを使用すると、次のようなメリットがある。C M O Sイメージセンサの場合、画素に蓄積される信号電荷を読み出し用の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。これによれば、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、その画素から信号電荷を読み出すことによりX線の照射量の測定が可能である。したがって、C M O Sイメージ

センサを使用する場合には、上記短絡画素のように、X線の照射量測定用の専用の放射線検出部を用いることなく、通常の画素のいずれかを、照射量測定用の放射線検出部として兼用させることが可能となる。

[0096] さらに、本発明に係るX線画像検出装置は、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。

[0097] X線画像検出装置は、病院の撮影室に据え置かれるX線撮影システムに用いられる他、病室を巡回して撮影が可能な回診車に搭載してもよいし、事故、災害等の緊急医療対応が必要な現場や在宅診療を受ける患者の自宅に持ち運んでX線撮影を行うことが可能な可搬型のシステムに適用してもよい。

[0098] 上記例では、X線画像検出装置と、撮影制御装置を別体で構成した例で説明したが、撮影制御装置の機能をX線画像検出装置の制御部に内蔵する等、X線画像検出装置と撮影制御装置を一体化してもよい。

[0099] 上記実施形態では、可搬型のX線画像検出装置を例に説明したが、据え置き型のX線画像検出装置に本発明を適用してもよい。

[0100] 本発明は、X線に限らず、 γ 線等の他の放射線を使用する撮影システムにも適用することができる。

符号の説明

- [0101]
- 1 0 X線撮影システム
 - 1 1 X線発生装置
 - 1 2 X線撮影装置
 - 1 3 X線源
 - 1 4 線源制御装置
 - 2 1 X線画像検出装置
 - 2 2 撮影台
 - 2 3 撮影制御装置
 - 2 4 コンソール
 - 2 8 インジケータ
 - 3 6 F P D

3 7 画素

6 2 a ~ 6 2 i 短絡画素

請求の範囲

- [請求項1] 放射線源によって照射される放射線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素がマトリクスに配列された撮像領域を有し、被写体を透過した放射線の照射を受けて放射線画像を検出する画像検出部と、
- 前記撮像領域内に配置され、放射線の照射量に応じた検出信号を出力する複数の放射線検出部と、
- 前記放射線検出部の検出信号に基づいて前記画像検出部の動作を前記放射線の照射開始のタイミングに同期させる同期制御と、前記放射線検出部の検出信号に基づいて放射線の総照射量を制御する露出制御とを行なう制御部であり、
- 前記同期制御時には、前記撮像領域内の第1検出領域に配置される前記放射線検出部の検出信号を使用し、前記露出制御時には、前記第1検出領域よりも面積が狭い第2検出領域に配置される前記放射線検出部の検出信号を使用する制御部とを備えている放射線画像検出装置。
- [請求項2] 前記第2検出領域は、前記第1検出領域内に含ま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3] 前記制御部は、前記第1検出領域内の複数の前記放射線検出部が出力する検出信号に基づいて、前記第2検出領域を特定する請求の範囲第2項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記同期制御の際に読み出された前記検出信号を利用して前記第2検出領域を特定する請求の範囲第3項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記第1検出領域内の複数の前記放射線検出部が出力した前記検出信号を比較して、比較的小さい前記検出信号を出力する前記放射線検出部が配置されている領域を、前記被写体と対面している領域と判定し、当該領域を前記第2検出領域と特定する請求の範囲

図第 3 項又は第 4 項に記載の放射線画像検出装置。

- [請求項6] 前記撮像領域は、前記放射線検出部がそれぞれ配置された複数の分割領域からなり、前記第 1 検出領域及び前記第 2 検出領域は、複数の前記分割領域が組み合わされてなる請求の範囲第 1 項～第 5 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項7] 前記各分割領域には、前記放射線検出部が同じ数配置されている請求の範囲第 6 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項8] 前記制御部は、前記同期制御時に、前記第 1 検出領域内の前記放射線検出部の検出信号に基づいて前記放射線源による放射線の照射開始を監視し、前記放射線源による放射線の照射開始を検出したときに、前記画像検出部に信号電荷の蓄積を開始させることを特徴とする請求の範囲第 1 項～第 7 項のいずれか 1 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項9] 前記制御部は、前記同期制御において、前記第 1 検出領域内の複数の前記放射線検出部の検出信号のうち、いずれかが閾値を超えたときに前記照射開始を検出する請求の範囲第 8 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項10] 前記制御部は、前記露出制御時に前記放射線検出部の検出信号を積算して放射線の総照射量を測定し、前記総照射量が閾値に達したときに、前記放射線源に放射線の照射を停止させる請求の範囲第 1 項～第 9 項のいずれか 1 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項11] 前記制御部は、放射線の前記総照射量が閾値に達したときに、前記画像検出部による信号電荷の蓄積を終了させる請求の範囲第 1 項～第 10 項のいずれか 1 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項12] 前記制御部は、前記露出制御時に前記放射線検出部の検出信号を積算して放射線の総照射量を測定し、前記総照射量に基づいて、前記画素から信号電荷を読み出す際のゲインを制御する請求の範囲第 1 項～第 11 項のいずれか 1 項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項13] 前記放射線検出部は、前記画素と前記画素から前記信号電荷を読み

出すための信号線とを常時短絡させた短絡画素であり、前記放射線の照射量に応じた信号電荷を前記信号線に常時出力する短絡画素である請求の範囲第1項～第12項のいずれか1項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項14] 前記放射線検出部は、放射線の照射量に応じた検出信号を出力する複数の検出素子が配置され、前記画像検出部に積層されたフォトセンサレイである請求の範囲第1項～第12項のいずれか1項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項15] 前記フォトセンサレイは、有機光電変換材料で形成されている請求の範囲第14項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項16] 前記フォトセンサレイは、前記撮像領域よりも放射線源側に配置されている請求の範囲第15項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項17] 静止画撮影に加えて動画撮影も可能である請求の範囲第1項～第16項のいずれか1項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項18] 前記放射線源は複数の放射線パルスを連続照射し、
前記制御部は、前記同期制御と前記露出制御を、前記放射線パルス毎に実行する請求の範囲第1項～第17項のいずれか1項に記載の放射線画像検出装置。

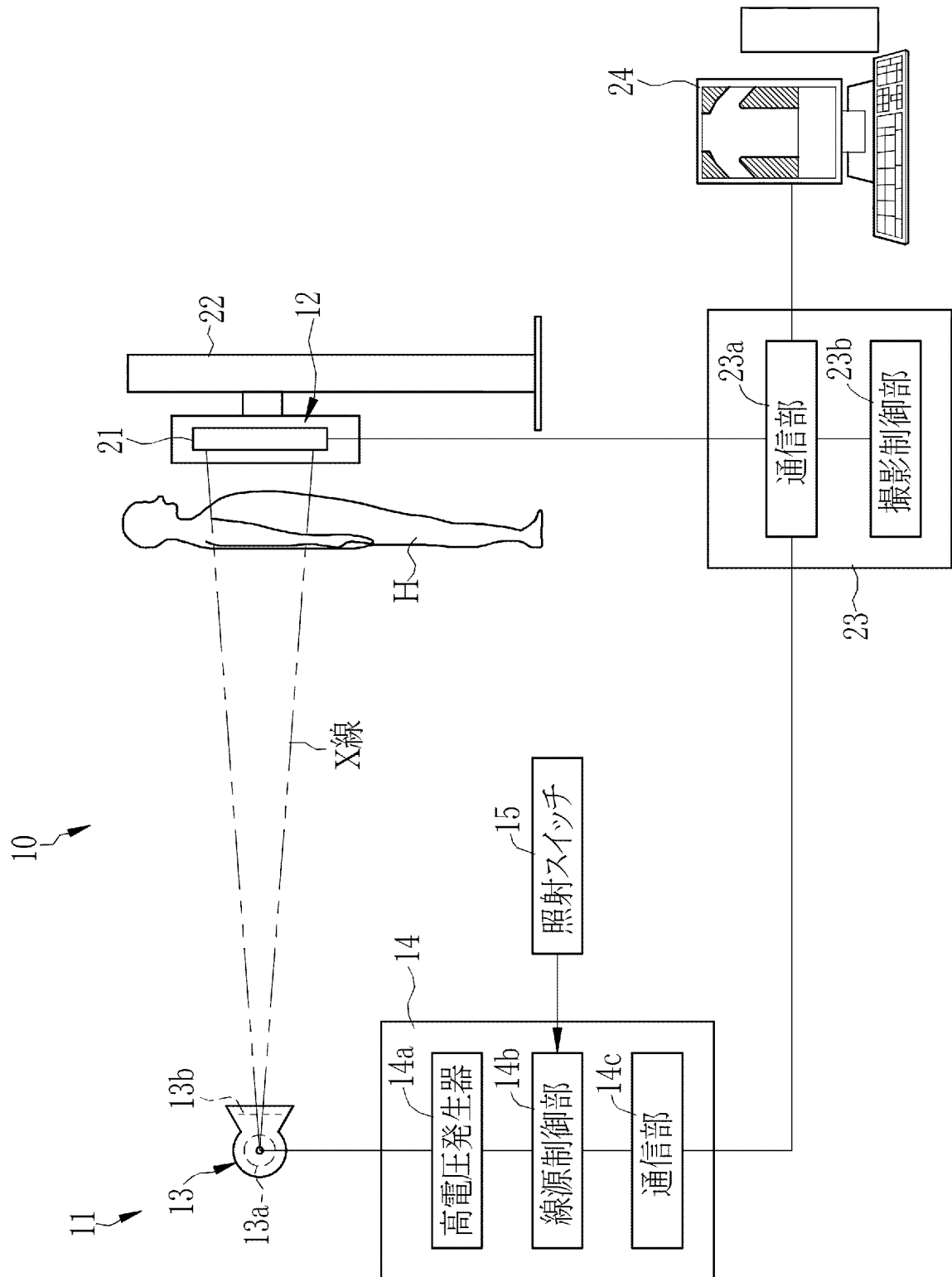
[請求項19] 放射線源によって照射される放射線の照射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素がマトリクスに配列された撮像領域を有し、被写体を透過した放射線の照射を受けて放射線画像を検出する放射線画像検出装置の制御方法において、

前記撮像領域の第1検出領域内に配置されている放射線検出部の検出信号に基づいて、前記画像検出部の動作を前記放射線の照射開始のタイミングに同期させる同期制御を行ない、

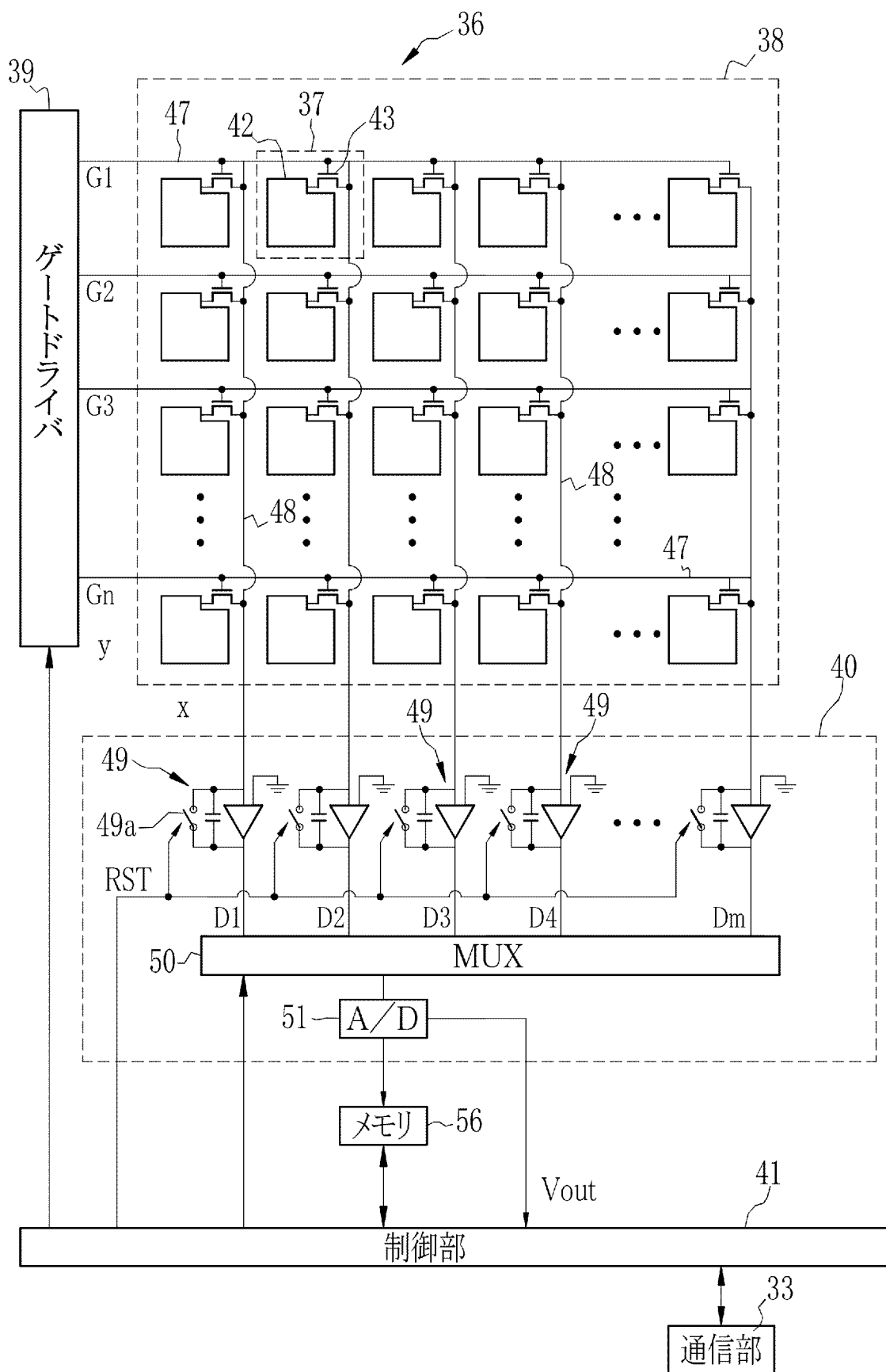
前記第1検出領域よりも面積が狭い第2検出領域に配置されている前記放射線検出部の検出信号に基づいて、放射線の総照射量を制御する露出制御を行なうことを特徴とする放射線画像検出装置の制御方法

o

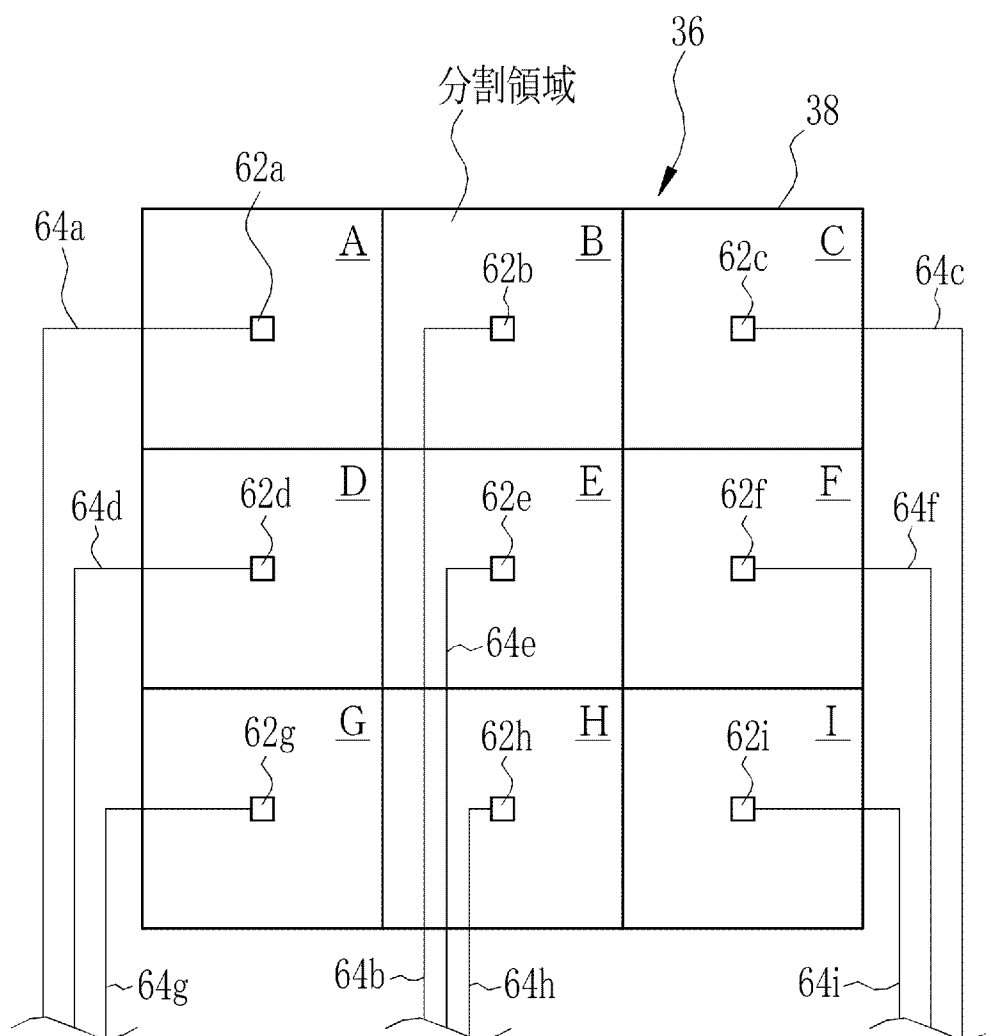
[図1]



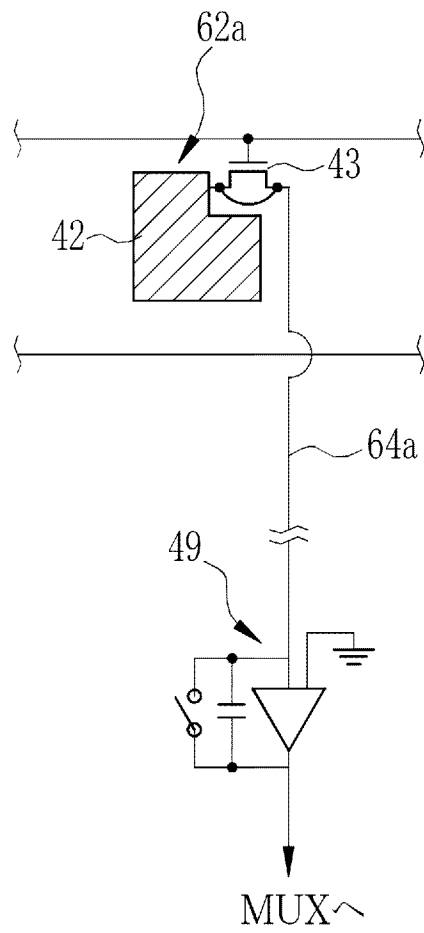
[図3]



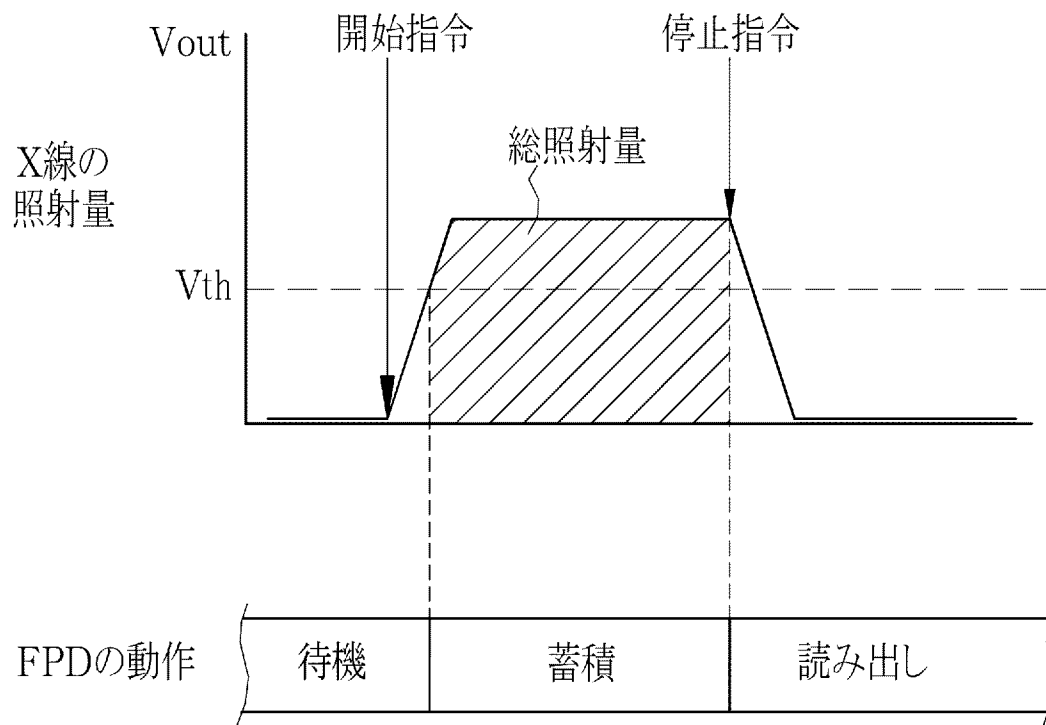
[図4]



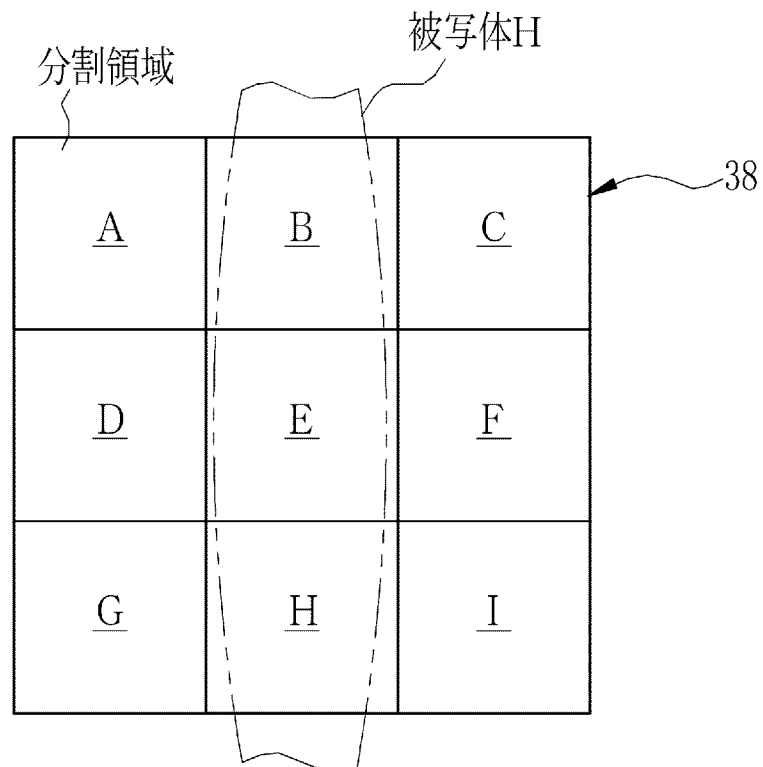
[図5]



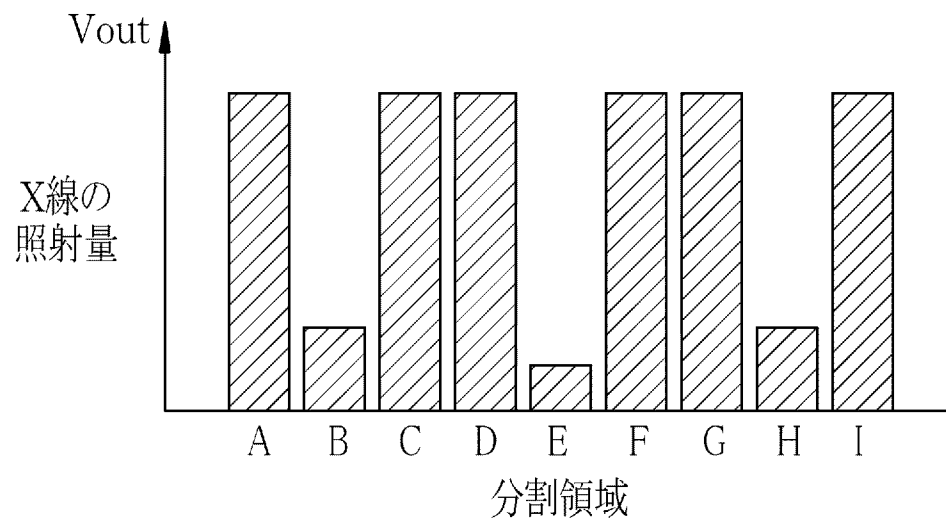
[図6]



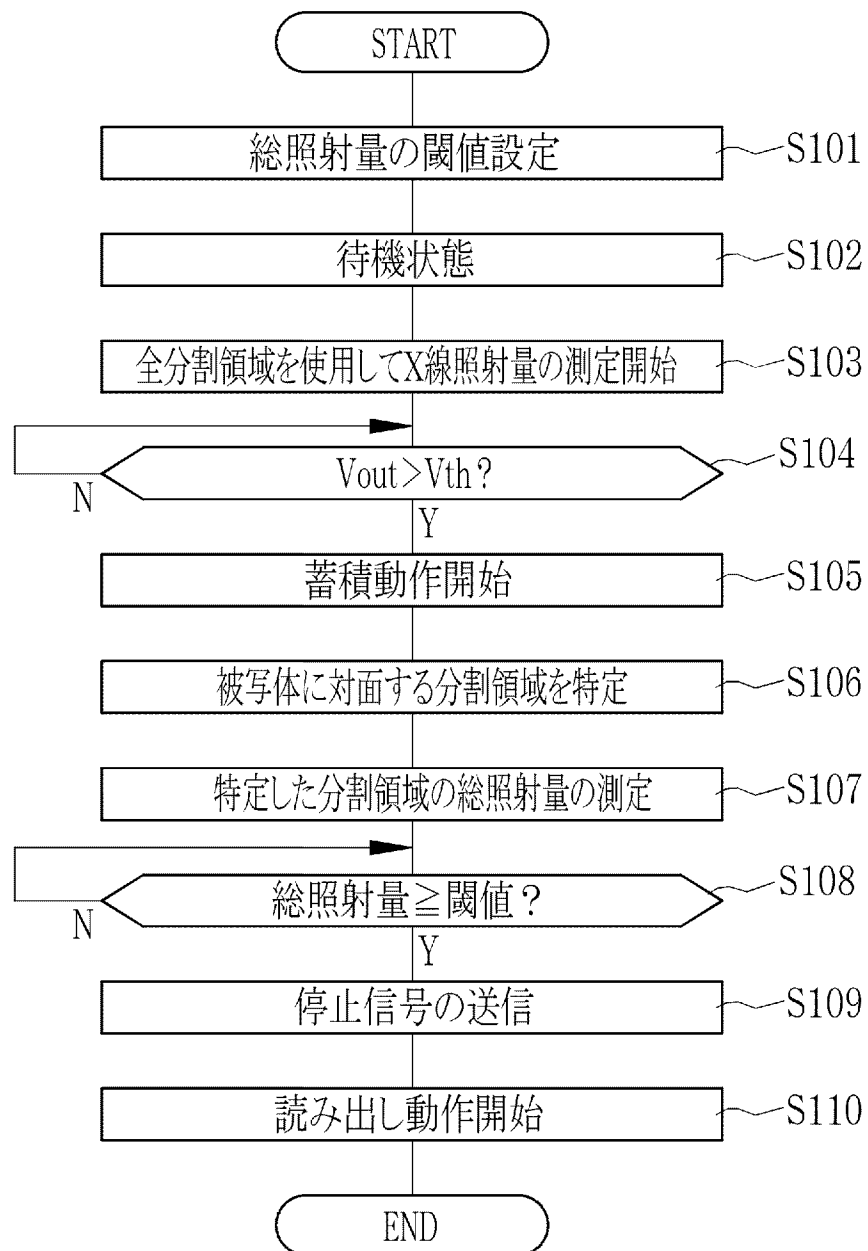
[図7]

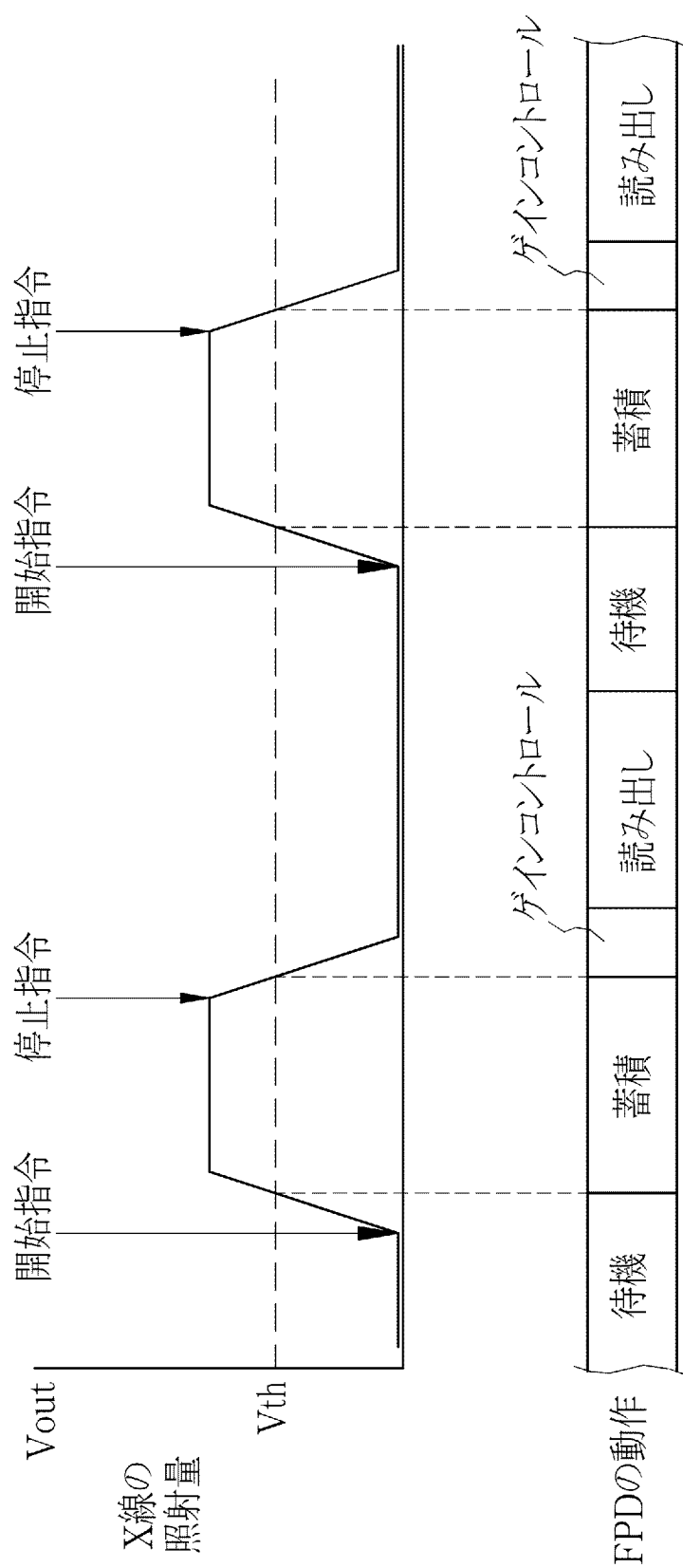


[図8]

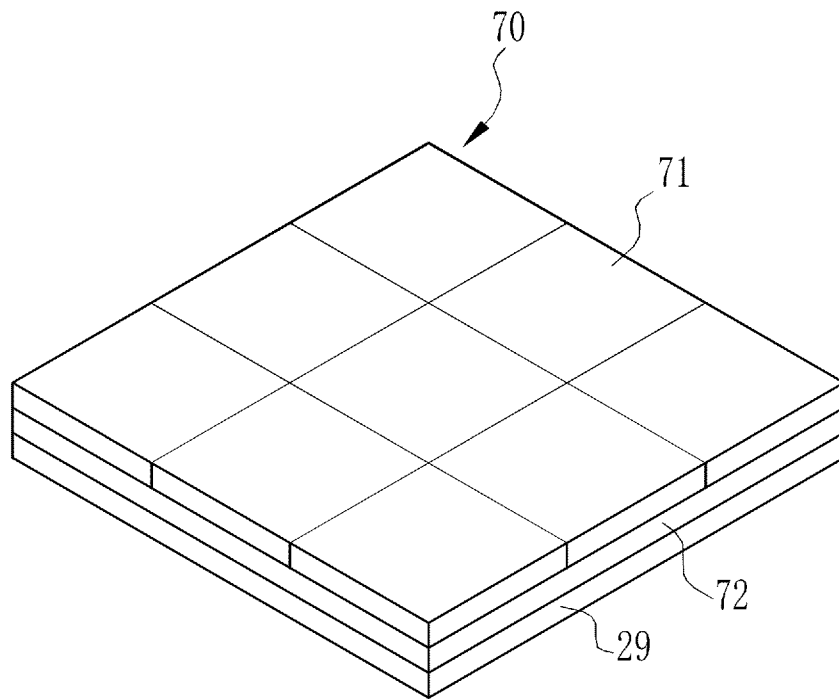


[図9]

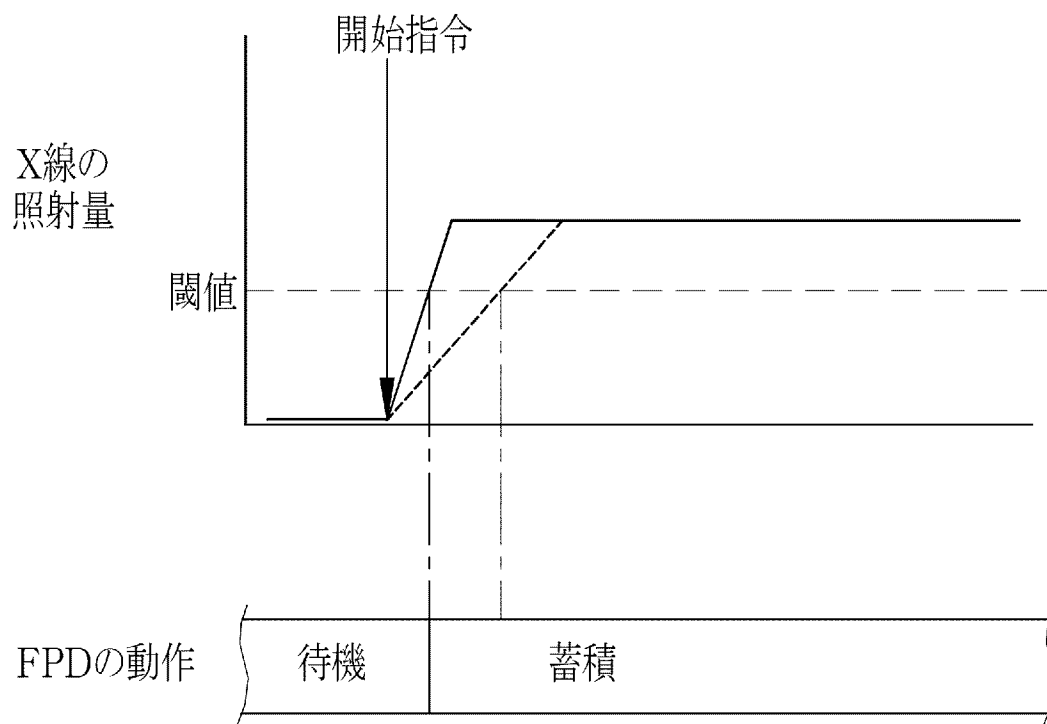




[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/068671

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i, G03B42/04(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, G01T7/00, G03B42/04

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-151233 A (Canon Inc.), 08 June 1999 (08.06.1999), paragraphs [0019] to [0020], [0041], [0075] to [0086]	1-3, 5-11, 17-19
A	& US 2002/0050568 A1 & US 2003/0081823 A1	4, 12-16
Y	JP 2011-10870 A (Hitachi Medical Corp.), 20 January 2011 (20.01.2011), claims; paragraphs [0006], [0013] to [0042] (Family: none)	1-3, 5-11, 17-19
A	JP 11-155847 A (Canon Inc.), 15 June 1999 (15.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-19



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
20 September, 2012 (20.09.12)

Date of mailing of the international search report
02 October, 2012 (02.10.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/068671

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-181942 A (Canon Inc.), 26 June 2002 (26.06.2002), entire text; all drawings & US 2002/0101527 A1 & US 2006/0076499 A1	1-19
A	JP 2002-590 A (Shimadzu Corp.), 08 January 2002 (08.01.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-19
A	JP 2003-529425 A (General Electric Co.), 07 October 2003 (07.10.2003), entire text; all drawings & US 6404851 B1 & EP 1275241 A & WO 2001/076228 A1 & AT 528915 T	1-19

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, G01T7/00(2006.01)i, G03B42/04(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, G01T7/00, G03B42/04

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 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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 A	JP 11-151233 A（キヤノン株式会社）1999.06.08, 段落【0019】～【0020】，【0041】，【0075】～【0086】 & US 2002/0050568 A1 & US 2003/0081823 A1	1-3, 5-11, 17-19 4, 12-16
Y	JP 2011-10870 A（株式会社日立メディコ）2011.01.20, 特許請求の範囲, 段落【0006】，【0013】～【0042】（ファミリーなし）	1-3, 5-11, 17-19

☒ 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 0 . 0 9 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

0 2 . 1 0 . 2 0 1 2

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

井上 香緒梨

2 Q

3 6 1 4

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-155847 A (キヤノン株式会社) 1999.06.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-19
A	JP 2002-181942 A (キヤノン株式会社) 2002.06.26, 全文, 全図 & US 2002/0101527 A1 & US 2006/0076499 A1	1-19
A	JP 2002-590 A (株式会社島津製作所) 2002.01.08, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-19
A	JP 2003-529425 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2003.10.07, 全文, 全図 & US 6404851 B1 & EP 1275241 A & WO 2001/076228 A1 & AT 528915 T	1-19