(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 11 月 28 日(28.11.2013)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/176251 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/064474

(22) 国際出願日: 2013 年 5 月 24 日(24.05.2013)

(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 2012-119607 2012 年 5 月 25 日(25.05.2012) 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: 岡田　美広(OKADA, Yoshihiro); 〒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).

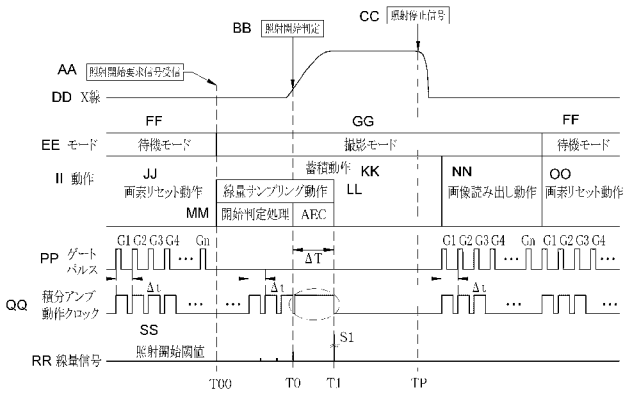
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, 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.

(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 (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**: RADIOLOGICAL IMAGE DETECTING DEVICE, OPERATING METHOD THEREFOR, AND RADIOLOGICAL IMAGING SYSTEM

(54) 発明の名称 : 放射線画像検出装置およびその作動方法、並びに放射線撮影システム



AA Receive start exposure request signal
BB Determine start of exposure
CC Stop exposure signal
DD X-ray
EE Mode
FF Standby mode
GG Imaging mode
II Operation
JJ Pixel resetting operation
KK Storage operation
LL Dose sampling operation
MM Start determining process
NN Image retrieving operation
OO Pixel resetting operation
PP Gate pulse
QQ Operations clock
RR Dose signal
SS Start exposure threshold value

(57) **Abstract**: When a cumulative dose is predicted and automatic exposure control performed, the calculation of the prediction time for the cumulative dose to reach the target dose is calculated in a short period of time. Detection pixels (38b) are provided in a detection panel (30) for detecting X-rays. A signal processing circuit (45) samples the dosage signals indicating the dose of X-rays per unit of time on the basis of output from the detection pixels (38b). An exposure start determining unit (52) determines whether or not X-ray exposure has started on the basis of the results of a comparison of the dosage signals to the exposure start threshold value. An AEC unit (53) measures, on the basis of these dosage signals, the cumulative dose from the time (T0) at which X-ray exposure started to the time (T1) at which a predetermined period of time has elapsed. The prediction time (TP), which predicts when the cumulative dose will reach a predetermined target dose, is calculated based on the measured dose. When the prediction time (TP) is reached, a stop exposure signal is sent to the radiation source control device (11), and X-ray exposure is stopped.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/176251 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

累積線量を予測して自動露出制御を行う場合において、累積線量が目標線量に達する予測時刻の算出を短時間で行う。 検出パネル（３０）にはＸ線を検出する検出画素（３８ｂ）が設けられている。信号処理回路（４５）は検出画素（３８ｂ）の出力に基づいてＸ線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする。照射開始判定部（５２）は、線量信号と照射開始閾値との比較結果に基づき、Ｘ線の照射が開始されたか否かを判定する。ＡＥＣ部（５３）は、Ｘ線の照射が開始された開始時刻（Ｔ０）から所定時間経過した測定時刻（Ｔ１）までの累積線量を線量信号に基づいて測定する。測定した測定線量に基づき、累積線量が予め設定された目標線量に達すると予測される予測時刻（ＴＰ）を算出する。予測時刻（ＴＰ）になっとき、線源制御装置（１１）に照射停止信号を送信し、Ｘ線の照射を停止させる。

明　細　書

発明の名称 ：

放射線画像検出装置およびその作動方法、並びに放射線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、自動露出制御機能をもつ放射線画像検出装置およびその作動方法、並びに放射線撮影システムに関する。

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、Ｘ線を受けて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（患者）に向けて照射するＸ線源、およびＸ線源の駆動を制御する線源制御装置を有している。Ｘ線撮影装置は、被写体を透過したＸ線に基づく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やＸ線画像の保存、表示を行うコンソールを有している。

[0003] Ｘ線画像検出装置は、Ｘ線画像を電気信号として検出する検出パネル（フラットパネルディテクタ（ＦＰＤ；flat panel detector）とも呼ばれる）と、制御基板とを有している。検出パネルには、Ｘ線の線量に応じた信号電荷を蓄積する画素が二次元状に配列されている。制御基板は信号処理回路と制御部とを有する。信号処理回路は、ＴＦＴ（Thin-Film Transistor）等のスイッチング素子を介して画素から行単位で読み出した信号電荷を蓄積して電圧信号に変換する積分アンプを有し、Ｘ線画像を構成する画像信号を出力する。

[0004] 制御部は、画素に蓄積される電荷を掃き出す画素リセット動作と、全画素のスイッチング素子をオフ状態にして信号電荷を画素に蓄積させる蓄積動作と、蓄積動作終了後に、画素の先頭行から最終行まで一行ずつ信号電荷を読み出して一画面分のＸ線画像を出力する画像読み出し動作の三つの動作を検出パネルに実行させる。画像読み出し動作においては、信号電荷に基づく一

行分の画像信号が出力される毎に、積分アンプに蓄積された信号電荷がリセット（破棄）され、次の行の信号電荷の蓄積に備えられる。

[0005] 画素リセット動作は、Ｘ線画像へのノイズの影響を最小にするために、Ｘ線の非照射時にも発生する暗電荷や前回の撮影の残留電荷等による画素の不要蓄積電荷を掃き出す動作である。制御部は、この画素リセット動作をＸ線の照射開始前に繰り返し検出パネルに行わせる。したがってＸ線画像検出装置では、Ｘ線発生装置によるＸ線の照射開始タイミングと、画素リセット動作を終了して蓄積動作を開始するタイミングとの同期をとる必要がある。同期は、例えばＸ線発生装置とＸ線画像検出装置との間の同期信号の通信によって行われる。Ｘ線画像検出装置は同期信号をトリガに検出パネルが画素リセット動作から蓄積動作に移行する。

[0006] また、米国出願公開２０１２／０４９０７７号公報（日本出願特開２０１２－０５２８９６号公報）や日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報に記載されているＸ線画像検出装置には、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線画像の露出を制御する自動露出制御（ＡＥＣ；Automatic Exposure Control）部が設けられている。こうしたＸ線画像検出装置には、検出パネルに到達するＸ線を検出するＸ線検出部と、Ｘ線検出部の出力に基づいてＸ線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする線量サンプリング部が設けられている。Ｘ線検出部は、例えば、検出パネル内の画素の一部を利用した形態であり、線量サンプリング部は、画素から信号電荷を読み出す信号処理回路が利用される。線量サンプリング部は、Ｘ線検出部が線量に応じて出力する電荷を蓄積し、蓄積した電荷に応じた電圧信号を線量信号として出力する積分アンプを有している。線量信号は、積分アンプが電荷を蓄積する期間に相当する所定のサンプリング周期でサンプリングされる。

[0007] ＡＥＣ部は、線量信号に基づいてＸ線の累積線量を測定し、累積線量が予め設定した目標線量に達したか否かを判定する。Ｘ線画像検出装置は、累積線量が目標線量に達した時点で、蓄積動作から読み出し動作に移行する。

[0008] さらに、米国出願公開２０１２０４９０７７号公報に記載のＸ線画像検出装置は、線源制御装置との間に通信機能がない場合に対応するため、線量サンプリング部でサンプリングする線量信号に基づいてＸ線の照射が開始されたことを判定する照射開始判定機能を有している。このＸ線画像検出装置は、Ｘ線の照射が開始される前から線量サンプリング動作を開始し、サンプリングした線量信号と予め設定した照射開始閾値の比較結果に応じてＸ線の照射開始を判定し、照射開始と判定したときには蓄積動作を開始する。

[0009] また、日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報には、累積線量が目標線量に達するまで累積線量を実測する代わりに、目標線量に達する前のある時点における累積線量である測定線量に基づいて、累積線量が目標線量に達すると予測される予測時刻を算出して、予測時刻となったときにＸ線の照射を停止させるＡＥＣ部を有するＸ線画像検出装置が記載されている。

[0010] 予測時刻を算出する場合は、累積線量の時間変化を把握する必要がある。そのため、日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報に記載のＸ線画像検出装置では、Ｘ線の照射中の二つの時点において累積線量を測定し、二つの時点の累積線量から直線外挿により累積線量が目標線量に達すると予測される予測時刻を算出している。具体的には図１３に示すように、Ｘ線画像検出装置は、線量サンプリング部がサンプリングする線量信号に基づいて、線源制御装置からの同期信号を受信した受信時刻Ｔ００から所定時間経過した測定時刻Ｔ１１における累積線量である測定線量Ｓ１１を測定する。さらに測定時刻Ｔ１１から所定時間経過した測定時刻Ｔ１２における測定線量Ｓ１２を測定する。そして、測定時刻Ｔ１１における測定線量Ｓ１１と、測定時刻Ｔ１２における測定線量Ｓ１２を結んだ内挿線Ｌ１を算出し、この内挿線Ｌ１を測定時刻Ｔ１２以降に延伸した外挿線Ｌ２が目標線量である照射停止閾値ＳＴＨに達する時刻を予測時刻ＴＰとして算出している。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] しかしながら、日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報に記載されて

いるＸ線画像検出装置のように予測時刻ＴＰを算出する場合には、次のような問題があった。すなわち、Ｘ線発生装置は、Ｘ線はＸ線画像検出装置が同期信号を受けたと同時に照射される訳ではなく、受信時刻Ｔ００から実際にＸ線が照射される開始時刻Ｔ０まではタイムラグがある。このタイムラグは、オペレータの照射スイッチの操作タイミングの個人差、Ｘ線源の製品毎の仕様や個体差、あるいは撮影条件やＸ線源の経年劣化等に応じて異なる。タイムラグの期間はＸ線が照射されていないため、タイムラグの期間に一回目の累積線量を測定しても意味がない。

[0012] そのため、開始時刻Ｔ０以後のＸ線の照射中に確実に一回目の測定を行うためには、時刻Ｔ０からタイムラグを考慮して一回目の測定を行う必要がある。しかし、タイムラグは種々の条件によって変化するため、どの場合にも対応させるためには、最長のタイムラグを想定して測定時刻Ｔ１１を決定する必要があるが、そうすると、一回目の測定時刻Ｔ１１は開始時刻Ｔ０から大きく遅れることになる。予測時刻ＴＰの算出には少なくとも二つの時点の累積線量が必要であるため、一回目の測定時刻Ｔ１１が遅れた分、二回目の測定時刻Ｔ１２も遅れるため、予測時刻ＴＰの算出に時間が掛かるという問題が生じる。

[0013] また、測定時刻Ｔ１１と測定時刻Ｔ１２の間隔が短すぎると、予測時刻ＴＰの算出精度の信頼性が低下するので、測定時刻Ｔ１１と測定時刻Ｔ１２の間隔はある程度空ける必要がある。測定時刻Ｔ１１と測定時刻Ｔ１２の間隔が大きいほど、予測時刻ＴＰの算出に時間が掛かる。予測時刻ＴＰの算出に時間が掛かると、最悪の場合、累積線量が目標線量に達して本来Ｘ線の照射を停止させる時刻が過ぎてしまうことにもなりかねず、その間被写体が無用な被曝に晒されるおそれがある。また、予測時刻の算出に時間が掛かると、Ｘ線の照射量を低く抑える低線量撮影のように、照射時間が短いＸ線撮影に対応することができないというおそれもある。

[0014] 本発明は、累積線量を予測して自動露出制御を行う場合において、累積線量が目標線量に達する予測時刻の算出を短時間で行うことが可能な放射線画

像検出装置およびその作動方法、並びに放射線撮影システム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

[0015] 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、検出パネル、放射線検出部、線量サンプリング部、照射開始判定部、及び自動露出制御部とを備えている。検出パネルは、被写体の放射線画像を検出するための検出パネルであり、放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列されている。放射線検出部は、検出パネルへ到達する放射線を検出する。線量サンプリング部は、放射線検出部の出力に基づいて放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする。照射開始判定部は、線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、放射線発生装置による放射線の照射が開始されたか否かを判定する。自動露出制御部は、放射線画像の露出を制御する自動露出制御部であり、照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの放射線の累積線量である測定線量を線量信号に基づいて測定し、測定線量に基づき、開始時刻からの放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、予測時刻に放射発生装置による放射線の照射を停止させる制御を行う。

[0016] 自動露出制御部は、例えば、開始時刻を原点とし、原点と測定時刻における測定線量の点を結んだ、累積線量の時間変化を表す内挿線を算出し、内挿線の延長線である外挿線が照射停止閾値に達する時刻を予測時刻として算出する。

[0017] 線量サンプリング部は、開始時刻以後の一回のサンプリングで測定線量を表す線量信号を出力することが好ましい。また、線量サンプリング部は、例えば、放射線検出部が出力する電荷を蓄積し、蓄積した電荷に応じた電圧信号を線量信号として出力する積分アンプを有している。

[0018] 線量サンプリング部において、少なくとも開始時刻以後の線量信号をサン

プリングする第１サンプリング周期は、開始時刻から測定時刻までの期間に設定されることが好ましい。線量サンプリング部は、照射開始判定部が、照射が開始されたと判定するまでの間、第１サンプリング周期よりも短い第２サンプリング周期で線量信号をサンプリングし、開始時刻以後、第１サンプリング周期に変更されることが好ましい。

[0019] 自動露出制御部は、予測時刻を算出後、放射線発生装置による照射を停止させるための自動露出制御信号を出力することが好ましい。自動露出制御信号は、例えば、現在時刻が予測時刻に達したときに出力され、放射線発生装置に対して直ちに照射を停止させるための照射停止信号である。また、自動露出制御信号は、予測時刻、または予測時刻までの残時間でもよい。

[0020] 自動露出制御部は、開始時刻以後、一回目の測定線量が下限値以下であった場合、測定線量を再度測定して予測時刻を算出してもよい。第１サンプリング周期は撮影部位に応じて変更可能であってもよい。

[0021] 放射線検出部は、画素の少なくとも一部を利用した形態であることが好ましい。この場合には、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、放射線検出部として利用され、通常画素とは独立に電荷を出力することが可能な検出画素とが含まれる。また、画素から信号電荷を読み出す信号処理回路を有しており、信号処理回路を、線量サンプリング部として機能させることが好ましい。

[0022] 放射線画像検出装置は、例えば、検出パネルが可搬型の筐体に収納された電子カセッテである。

[0023] 本発明の放射線画像検出装置の作動方法は、被写体の放射線画像を検出するために、放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列された検出パネルを有する放射線画像検出装置の作動方法において、放射線検出ステップと、線量サンプリングステップと、照射開始判定ステップと、自動露出制御ステップとを備えている。放射線検出ステップは、検出パネルへ到達する放射線を放射線検出部で検出

する。線量サンプリングステップは、放射線検出部の出力に基づいて放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号を線量サンプリング部でサンプリングする。照射開始判定ステップは、線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、放射線発生装置による放射線の照射が開始されたか否かを照射開始判定部で判定する。自動露出制御ステップは、放射線画像の露出を制御するステップであり、照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの放射線の累積線量である測定線量を線量信号に基づいて測定し、測定線量に基づき、開始時刻からの放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、予測時刻に放射発生装置による放射線の照射を停止させる制御を行う。

[0024] 放射線を照射する放射線発生装置と被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置とを備えた放射線撮影システムにおいて、放射線画像検出装置は、検出パネル、放射線検出部、線量サンプリング部、照射開始判定部、及び自動露出制御部とを備えている。検出パネルは、被写体の放射線画像を検出するための検出パネルであり、放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列されている。放射線検出部は、検出パネルへ到達する放射線を検出する。線量サンプリング部は、放射線検出部の出力に基づいて放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする。照射開始判定部は、線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、放射線発生装置による放射線の照射が開始されたか否かを判定する。自動露出制御部は、放射線画像の露出を制御する自動露出制御部であり、照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの放射線の累積線量である測定線量を線量信号に基づいて測定し、測定線量に基づき、開始時刻からの放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、予測時刻に放射発生装置による放射線の照射を停止させる制御を行う。

発明の効果

[0025] 本発明によれば、放射線の照射が開始されたことを判定し、照射が開始されたと判定された開始時刻から測定時刻までの累積線量である測定線量を測定し、測定線量に基づいて、累積線量が目標線量に達する予測時刻の算出を行うから、予測時刻の算出を短時間で行うことが可能な放射線画像検出装置およびその作動方法、並びに放射線撮影システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]Ｘ線撮影システムの構成を示す概略図である。

[図2]線源制御装置の内部構成を示す図である。

[図3]電子カセッテを示す斜視図である。

[図4]電子カセッテの内部構成を示すブロック図である。

[図5]Ｘ線撮影における検出パネルの動作の推移を示す図である。

[図6]Ｘ線の累積線量が予め設定された目標線量に達すると予測される時刻の算出方法を説明するための図である。

[図7]コンソールで設定される撮影条件を示す図である。

[図8]電子カセッテの動作の推移を示すフローチャートである。

[図9]図４とは別形態の検出画素を設けた検出パネルを示す図である。

[図10]図８の例のＸ線撮影における検出パネルの動作の推移を示す図である。

[図11]検出画素をグループ毎に選択的に駆動可能な検出パネルを示す図である。

[図12]図１０の例で作成した線量マップを示す図である。

[図13]Ｘ線の累積線量が予め設定された目標線量に達すると予測される時刻の従来の算出方法を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0027] 図１において、Ｘ線撮影システム２は、Ｘ線発生装置２ａとＸ線撮影装置２ｂとを備える。Ｘ線発生装置２ａは、Ｘ線を放射するＸ線管を内蔵した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線の照射

開始を指示するための照射スイッチ１２とで構成されている。Ｘ線撮影装置２ｂは、可搬型のＸ線画像検出装置であり、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テ１３と、電子カセッテ１３の動作制御やＸ線画像の保存や表示処理を担うコンソール１４とで構成されている。後述するように、電子カセッテ１３は、Ｘ線画像の露出を制御するために、Ｘ発生装置２ａによるＸ線の照射を停止させるための自動露出制御信号（ＡＥＣ信号）を出力するＡＥＣ機能を備えている。

[0028] 電子カセッテ１３は、被写体を立位姿勢で撮影するための立位撮影台１５のホルダ１５ａや、被写体を臥位姿勢で撮影するための臥位撮影台１６のホルダ１６ａに着脱自在に取り付けられる。電子カセッテ１３は、前面３４ａ（図３参照）がＸ線源１０と対向する姿勢で各撮影台１５、１６のホルダ１５ａ、１６ａに取り付けられる。被写体は、撮影部位がＸ線源１０と電子カセッテ１３との間に位置するよう、放射線技師などのオペレータによりポジショニングされる。Ｘ線源１０は、線源移動装置（図示せず）により所望の方向および位置にセット可能であり、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。

[0029] コンソール１４は、有線方式や無線方式により電子カセッテ１３と通信可能に接続されている。コンソール１４は、キーボードやマウスといった入力デバイス１４ａ、ディスプレイ１４ｂ、ストレージデバイス１４ｃなどを有する。入力デバイス１４ａは、撮影条件などのオペレータからの各種操作指示を受け付ける。ディスプレイ１４ｂは、電子カセッテ１３で検出したＸ線画像を表示する他、撮影条件の入力画面といった各種操作画面を表示する。ストレージデバイス１４ｃは例えばハードディスクドライブであり、電子カセッテ１３からのＸ線画像やＸ線撮影に必要な各種情報を記憶する。なお、Ｘ線画像は、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（図示せず）に記憶することも可能である。

[0030] コンソール１４は、被写体Ｈの性別、年齢、頭部、胸部、腹部、手、指といった撮影部位などの情報が含まれる検査オーダの入力を受け付けて、検査

オーダをディスプレイ１４ｂに表示する。検査オーダは、病院情報システム（ＨＩＳ；Hospital Information System）や放射線情報システム（ＲＩＳ；Radiology Information System）などの、被写体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（図示せず）から入力される。検査オーダは、入力デバイス１４ａを介してオペレータが手動入力することも可能である。

[0031] Ｘ線源１０は、Ｘ線を放射する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（コリメータともいう）とを有する。Ｘ線管には、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。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る。各鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさが変化し、照射野が変更される。

[0032] 図２に示すように、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、この高電圧発生器２０の動作を制御する制御部２１と、コンソール１４との主要な情報、信号の送受信を媒介する通信Ｉ／Ｆ（InterFace）２２とを備える。

[0033] 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と照射信号Ｉ／Ｆ２５が接続されている。照射スイッチ１２は、オペレータによって操作される、例えば二段階押しのスイッチであり、一段階押しでＸ線源１０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１０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制御部２１に入力される。

[0034] タッチパネル２４は、オペレータがＸ線の照射条件を入力する際に操作される。照射条件には、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、単位時間当たりの照射量を決める管電流、およびＸ線の照射時間（管電圧を印可する時間）が含まれる。制御部２１は、タッチパネル２

４から入力された照射条件に基づき、高電圧発生器２０で発生する管電圧、管電流、およびＸ線の照射時間を制御する。

[0035] 照射信号Ｉ／Ｆ２５は、電子カセッテ１３と有線または無線接続され、電子カセッテ１３と同期信号の通信を行うためのＩ／Ｆである。同期信号は、Ｘ線発生装置２ａによるＸ線の照射開始タイミングを同期させるための信号で、照射開始要求信号と照射許可信号がある。照射開始要求信号は、線源制御装置１１がＸ線の照射を開始してよいか否かを電子カセッテ１３に対して問い合わせるための同期信号であり、Ｘ線照射開始前に、照射信号Ｉ／Ｆ２５から電子カセッテ１３に向けて送信される。照射許可信号は、電子カセッテ１３でＸ線の照射を受ける準備が完了したときに電子カセッテ１３から線源制御装置１１に向けて送信される同期信号である。

[0036] 照射信号Ｉ／２５で照射開始要求信号や照射許可信号の通信後直ちに、Ｘ線発生装置２ａからＸ線の照射が開始される訳ではなく、照射許可信号の送信後、実際にＸ線が照射されるまでの間にはタイムラグがある（図５の受信時刻Ｔ００と開始時刻Ｔ０参照。このタイムラグは、オペレータの操作による個人差、Ｘ線源の製品毎の仕様や個体差、あるいは撮影条件やＸ線源の経年劣化等に応じて異なる。

[0037] また、照射信号Ｉ／Ｆ２５は、電子カセッテ１３から線源制御装置１１に対して照射停止信号を送信する場合に利用される。照射停止信号は、電子カセッテ１３のＡＥＣ機能を利用する場合において、Ｘ線発生装置２ａによるＸ線の照射を直ちに停止させるためのＡＥＣ信号である。照射停止信号は、電子カセッテ１３においてＸ線の累積線量が目標線量に達したと判定されたときに出力される。照射信号Ｉ／Ｆ２５は、照射許可信号と照射停止信号を受信し、これら各信号を制御部２１に入力する。

[0038] 照射スイッチ１２からウォームアップ開始信号が入力された場合、制御部２１は、高電圧発生器２０を動作させてＸ線源１０のウォームアップを開始させる。具体的には、フィラメントに所定の電圧を印加させてフィラメントを予熱し、同時にターゲットの回転を開始させる。フィラメントの予熱が完

了し、ターゲットが規定の回転数となったときにウォームアップが終了する。

[0039] 制御部２１は、照射信号Ｉ／Ｆ２５で電子カセッテ１３からの照射許可信号が受信され、かつ照射スイッチ１２から照射開始信号を受けたときに高電圧発生器２０を動作させてＸ線源１０によるＸ線の照射を開始させる。照射信号Ｉ／Ｆ２５で電子カセッテ１３からの照射停止信号が受信された場合、制御部２１は、高電圧発生器２０を動作させてＸ線源１０によるＸ線の照射を停止させる。

[0040] メモリ２３は、管電圧、管電流、照射時間あるいは管電流照射時間積（いわゆるｍＡｓ値）等の照射条件を予め数種類格納している。照射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。線源制御装置１１は、設定された照射条件に応じてＸ線を照射する。ただし、線源制御装置１１は、照射停止信号を受信した場合には、設定された照射時間あるいは管電流照射時間積以下であっても、Ｘ線の照射を停止する。また、ＡＥＣ機能を使用する場合において、照射停止信号を受信する前にＸ線の照射が終了してしまうことがないように、線源制御装置１１に設定される照射時間あるいは管電流照射時間積は、十分に大きい値が設定される。例えば、被写体への過大な被曝を避けるため線源制御装置１１に撮影部位毎にプリセットされている安全規制上の最大照射時間が設定される。

[0041] 制御部２１はＸ線の照射が開始されたときに計時を開始するタイマー（図示せず）を有する。制御部２１は、照射信号Ｉ／Ｆ２５で照射停止信号が受信されないまま、タイマーで計時した時間が照射条件で設定された照射時間となった場合や、安全規制上、線源制御装置１１に設定されている最大照射時間となった場合、照射信号Ｉ／Ｆ２５で照射停止信号が受信された場合と同様にＸ線の照射を停止させる。

[0042] 図３において、電子カセッテ１３は、検出パネル３０と、制御基板３１と、バッテリ３２と、通信部３３と、これらを収容する可搬型の筐体３４とを備えている。筐体３４はほぼ矩形状で偏平な形状を有し、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３４の前面３４ａ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３５が取り付けられている。透過板３５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３４の平面サイズは、例えば、フイルムカセッテやＩＰカセッテ（ＣＲカセッテとも呼ばれる）と同様の大きさ（国際規格ＩＳＯ４０９０：２００１に準拠した大きさ）である。このため、フイルムカセッテやＩＰカセッテ用の既存の撮影台にも取り付け可能である。

[0043] 電子カセッテ１３はＸ線撮影システム２が設置される撮影室一部屋に複数台、例えば立位撮影台１５、臥位撮影台１６用に二台配備され、二台の電子カセッテ１３のうち使用する電子カセッテ１３が撮影前にコンソール１４で選択される。電子カセッテ１３は、撮影台にセットする他に、被写体が仰臥するベッド上に置いたり被写体自身に持たせたりして単体で使用することもある。

[0044] バッテリ３２は、電源回路（図示せず）を通じて電子カセッテ１３の各部に電力を供給する。バッテリ３２は、薄型の筐体３４内に収まるよう比較的小型のものが使用される。バッテリ３２は、筐体３４内から外部に取り出し可能であり、専用の充電器（図示せず）にセットして充電することが可能である。なお、バッテリ３２を電子カセッテ１３に装着したまま無線給電可能な構成としてもよい。

[0045] 通信部３３は、線源制御装置１１およびコンソール１４と有線または無線接続され、線源制御装置１１およびコンソール１４との間で、前述の同期信号や撮影条件、Ｘ線画像などの各種情報を送受信する。通信部３３は、バッテリ３２の残量不足等で電子カセッテ１３とコンソール１４との無線通信が不可能になった場合にコンソール１４と有線接続される。通信部３３にコンソール１４からのケーブルを接続した場合、コンソール１４との有線通信が可能になる。この際、コンソール１４からの電力を電源回路から電子カセッテ１３の各部に給電してもよい。

[0046] 検出パネル３０は、シンチレータ（蛍光体）３６と、光検出基板３７とで

構成される。シンチレータ３６と光検出基板３７は、Ｘ線の入射側からみてシンチレータ３６、光検出基板３７の順に積層されている。シンチレータ３６は、ＣｓＩ：Ｔｌ（タリウム賦活ヨウ化セシウム）やＧＯＳ（Gd_2O_2S：Ｔｂ、テルビウム賦活ガドリウムオキシサルファイド）などの蛍光体を有し、透過板３５を介して入射したＸ線を可視光に変換して放出する。

[0047] 光検出基板３７は、シンチレータ３６から放出された可視光を検出して電気信号に変換する。制御基板３１は、光検出基板３７の駆動を制御するとともに、光検出基板３７から出力された電気信号に基づきＸ線画像を生成する。なお、シンチレータ３６と光検出基板３７は、本実施形態のようにＸ線の入射する側からみてシンチレータ３６、光検出基板３７の順に配置されるＰＳＳ（Penetration Side Sampling）方式でもよいし、逆に光検出基板３７、シンチレータ３６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３６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検出パネルを用いてもよい。

[0048] 図４において、光検出基板３７は、ガラス基板（図示せず）上にＸ線の線量に応じた電荷を蓄積する複数の画素３８を配列してなる撮像面３９を備えている。複数の画素３８は、所定のピッチで二次元にｎ行（Ｘ方向）×ｍ列（Ｙ方向）、のマトリクス状に配列されている。ｎ、ｍは２以上の整数であり、例えばｎ、ｍ≒１０２４である。なお、画素３８の配列は、本例のように正方配列でなくともよく、ハニカム配列でもよい。

[0049] 画素３８は、可視光の入射によって電荷（電子ー正孔対）を発生してこれを蓄積する光電変換素子であるフォトダイオード４０フォトダイオード４０、およびスイッチング素子であるＴＦＴ４１を備える。

[0050] フォトダイオード４０は、電荷を発生する半導体層（例えばＰＩＮ（p-intrinsic-n）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。フォトダイオード４０は、下部電極にＴＦＴ４１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３８の行数分（ｎ行

分）設けられて一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、バイアス電源からフォトダイオード４０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る。フォトダイオード４０は逆バイアスの状態で使用される。光電変換により半導体層内で発生した電荷（電子ー正孔対）のうちの電子は、上部電極に移動してバイアス線に吸収され、正孔は、下部電極に移動して信号電荷として収集される。

[0051] ＴＦＴ４１は、ゲート電極が走査線４２に、ソース電極が信号線４３に、ドレイン電極がフォトダイオード４０の下部電極にそれぞれ接続される。走査線４２は、画素３８の行方向に沿うＸ方向に延伸し、かつ画素３８の列方向に沿うＹ方向に所定のピッチで配置されている。信号線４３は、Ｙ方向に延伸し、かつＸ方向に所定のピッチで配置されている。走査線４２と信号線４３は撮像面３９内で格子状に配線されており、走査線４２と信号線４３の交差点に対応して画素３８が設けられている。走査線４２は画素３８の行数分（ｎ行分）、信号線４３は画素３８の列数分（ｍ列分）それぞれ設けられている。走査線４２はゲートドライバ４４に接続され、信号線４３は信号処理回路４５に接続される。

[0052] 画素３８は通常画素３８ａと検出画素３８ｂとに分けられる。通常画素３８ａはＸ線画像を生成するために用いられる。一方、検出画素３８ｂは、撮像面３９に到達するＸ線の単位時間当たりの線量（Ｘ線強度）を検出するためのＸ線検出部として機能し、Ｘ線の照射開始判定およびＡＥＣのために用いられる。検出画素３８ｂのＴＦＴ４１は、ソース電極とドレイン電極とが短絡線５５により接続されて短絡されている。一方通常画素３８ａのＴＦＴ４１は短絡されていない。図では検出画素３８ｂにハッチングを施し通常画素３８ａと区別している。

[0053] 検出画素３８ｂのＴＦＴ４１は、ソース・ドレイン電極間が短絡されていることにより、ゲート電極への印加電圧に関わらず常時オン状態である。このため、フォトダイオード４０の下部電極に収集された電荷は、短絡線５５

を介して信号線４３に流出する。一方、通常画素３８ａでは、電荷はＴＦＴ４１のゲート電極の印加電圧に応じて信号線４３に読み出される。

[0054] 検出画素３８ｂは、ＴＦＴ４１のソース・ドレイン電極間が短絡されているだけが相違点で、フォトダイオード４０などの他の基本的な構成は通常画素３８ａと全く同じである。したがって両者は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３８ｂは、ＴＦＴ４１を設けずに、フォトダイオード４０を信号線４３に直接接続することにより構成することも可能であるが、本実施形態では、通常画素３８ａと検出画素３８ｂとで構造および特性に差異を生じさせないために、通常画素３８ａと同様にＴＦＴ４１を設けたうえでソース・ドレイン電極間を短絡線５５で短絡して検出画素３８ｂとしている。

[0055] 検出画素３８ｂの個数は、全画素３８の個数に対して、例えば数百万分の１から数百分の１程度である。信号線４３は、複数個の検出画素３８ｂが接続された第２の信号線４３ａと、通常画素３８ａのみが接続された第２の信号線４３ｂとに分けられる。第２の信号線４３ａは、複数本の第２の信号線４３ｂを挟んで周期的に設けられている。画素３８が１０２４行×１０２４列のマトリクス配置であった場合、例えば１２８列毎の８本の信号線４３に対して１６個ずつ均等に検出画素３８ｂを配置すれば、検出画素３８ｂの占める割合は約０．０１％となる。

[0056] 検出画素３８ｂは、撮像面３９に満遍なく散らばるように配置されている。このため、Ｘ線の照射範囲が撮像面３９の一部に限定される場合でも、いずれかの検出画素３８ｂによってＸ線を検出することができる。検出画素３８ｂの位置は検出パネル３０の製造時に既知であり、電子カセッテ１３では全検出画素３８ｂのＸＹ座標を制御部３２の内部メモリに予め記憶している。なお、本実施形態とは逆に検出画素３８ｂを局所に集中して配置してもよく、検出画素３８ｂの配置は適宜変更可能である。例えば乳房を撮影対象とするマンモグラフィ装置では胸壁側に集中して検出画素３８ｂを配置するとよい。

[0057] 制御基板３１には、ゲートドライバ４４と、信号処理回路４５と、メモリ５１と、照射開始判定部５２と、ＡＥＣ部５３と、これらを制御する制御部３２とが設けられている。制御部３２は、ゲートドライバ４４を通じてＴＦＴ４１を駆動することにより、Ｘ線の線量に応じた信号電荷を通常画素３８ａに蓄積させる蓄積動作と、通常画素３８ａから信号電荷を読み出す画像読み出し（本読み）動作と、通常画素３８ａから暗電荷を読み出してリセット（破棄）する画素リセット（空読み）動作とを検出パネル３０に行わせる。

[0058] 蓄積動作では、ゲートドライバ４４はいずれの走査線４２にもゲートパルスを与えず、したがって通常画素３８ａのＴＦＴ４１がオフ状態にされ、その間に通常画素３８ａに信号電荷が蓄積される。画像読み出し動作および画素リセット動作では、ゲートドライバ４４から同じ行のＴＦＴ４１を一斉に駆動するゲートパルスＧ１～Ｇｎを所定の間隔Δｔ（図５参照）で順次発生して、走査線４２を一行ずつ順に活性化し、各走査線４２に接続された通常画素３８ａのＴＦＴ４１を一行分ずつオン状態とする。ＴＦＴ４１が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、ＴＦＴ４１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。通常画素３８ａに蓄積された電荷は、ＴＦＴ４１がオン状態になると信号線４３に読み出されて、信号処理回路４５に入力される。

[0059] 信号処理回路４５は、積分アンプ４６、ＣＤＳ回路（ＣＤＳ；Correlated Double Sampling）４７、マルチプレクサ（ＭＵＸ）４８、およびＡ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄ）４９等を備える。積分アンプ４６は、各信号線４３に対して個別に接続される。積分アンプ４６は、オペアンプ４６ａとオペアンプ４６ａの入出力端子間に接続されたキャパシタ４６ｂと、キャパシタ４６ｂに並列接続されたアンプリセットスイッチ４６ｃとを有する。信号線４３はオペアンプ４６ａの一方の入力端子に接続される。オペアンプ４６ａのもう一方の入力端子はグランド（ＧＮＤ）に接続される。積分アンプ４６は、信号線４３から入力される電荷をキャパシタ４６ｂに蓄積することにより積算し、積算値に対応するアナログ電圧信号Ｖ１～Ｖｍに変換して出力する。アンプリ

セットスイッチ４６ｃは、制御部３２により駆動制御される。アンプリセットスイッチ４６ｃをオン状態とすることで、キャパシタ４６ｂに蓄積された電荷がリセット（破棄）される。各列のオペアンプ４６ａの出力端子には、増幅器５０、ＣＤＳ４７を介してＭＵＸ４８が接続される。ＭＵＸ４８の出力側には、Ａ／Ｄ４９が接続される。

[0060] 増幅器５０は、積分アンプ４６から出力されたアナログ電圧信号を所定のゲイン値で増幅する。ゲイン値は、コンソール１４からの撮影条件に基づいて制御部３２により設定される。

[0061] ＣＤＳ４７は、増幅器５０の出力端子に接続されており、増幅器５０により増幅された電圧信号に対して相関二重サンプリングを施して、電圧信号から積分アンプ４６のリセットノイズを除去するとともに、電圧信号を所定期間保持（サンプルホールド）する。具体的には、ＣＤＳ４７は、二つのサンプルホールド回路（図示せず）と、一つの差分回路（図示せず）とを有している。一方のサンプルホールド回路で増幅器５０から出力される電圧信号をサンプルして保持し、他方のサンプルホールド回路で積分アンプ４６がリセットされた際に増幅器５０から出力される積分アンプ４６のリセットノイズ成分をサンプルして保持する。差分回路で両者の差分を取ることにより、ノイズが除去された電圧信号を得る。

[0062] ＭＵＸ４８は、各ＣＤＳ４７の出力端子に接続されており、シフトレジスタ（図示せず）からの動作制御信号に基づき、一列目からｍ列目のＣＤＳ４７を順に一つずつ電子スイッチで選択し、選択したＣＤＳ４７から出力される電圧信号Ｖ１～Ｖｍをシリアルに Ａ／Ｄ４９に入力する。Ａ／Ｄ４９は、入力された電圧信号Ｖ１～Ｖｍをデジタル電圧信号に変換して、メモリ５１出力する。なお、ＭＵＸ４８とＡ／Ｄ４９の間に増幅器を接続してもよい。

[0063] 図５に示すように、画像読み出し動作において、制御部３２は、ゲートドライバ４４、および信号処理回路４５の各部（積分アンプ４６、ＣＤＳ４７、ＭＵＸ４８、Ａ／Ｄ４９）をそれぞれ所定の周期で駆動する。ゲートドライバ４４から走査線４２に対してゲートパルスＧ１～Ｇｎを所定の間隔Δｔ

で順次発生して走査線４２を一行目からｎ行目まで順に選択して、その結果Ａ／Ｄ４９から出力された一行分の電圧信号をメモリ５１に順次に記憶させる。一行目からｎ行目までの画像読み出し動作が終了すると、メモリ５１には、それぞれの画素３８のＸＹ座標に対応付けられて、一枚分のＸ線画像を表す電圧信号が記憶される。この電圧信号のデータはメモリ５１から制御部３２に読み出され、制御部３２で各種画像処理を施された後、通信部３３を通じてコンソール１４に向けて送信される。こうして被写体のＸ線画像が検出される。以下では、画像読み出し動作で読み出される電圧信号を画像信号という。

[0064] フォトダイオード４０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通常画素３８ａに蓄積される。通常画素３８ａにおいて発生する暗電荷は、Ｘ線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所定時間間隔で画素リセット動作が行われる。画素リセット動作は、通常画素３８ａにおいて発生する暗電荷を、信号線４３を通じて掃き出す動作である。

[0065] 画素リセット動作は、例えば、一行ずつ通常画素３８ａ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、画像読み出し動作と同様、ゲートドライバ４４から走査線４２に対してゲートパルスＧ１～Ｇｎを所定の間隔Δｔで順次発生して、画素３８のＴＦＴ３９を一行ずつオン状態にする。ＴＦＴ４１がオン状態になっている間、通常画素３８ａから暗電荷が信号線４３を通じて積分アンプ４６のキャパシタ４６ｂに流れる。画素リセット動作では、画像読み出し動作と異なり、ＭＵＸ４８による信号電荷の読み出しは行われず、各ゲートパルスＧ１～Ｇｎの立ち下がりと同期して、制御部３２からアンプリセットパルスＲＳＴが出力されてアンプリセットスイッチ４６ｃがオンされ、キャパシタ４６ｂに蓄積された暗電荷が放電されて積分アンプ４６がリセットされる。

[0066] 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画素リセット動作を高速化することができる。

[0067] 前述のように、検出画素３８ｂのフォトダイオード４０の下部電極に収集された電荷は、短絡線５５を介して第２の信号線４３ａに常時流出する。一本の第２の信号線４２ａには複数個の検出画素３８ｂが接続されているので、複数個の検出画素３８ｂからの電荷が加算されて積分アンプ４６のキャパシタ４６ｂに流入し、キャパシタ４６ｂに蓄積される。すなわち同じ列にある通常画素３８ａがＴＦＴ４１をオフ状態とされ、電荷を蓄積する蓄積動作中であっても、信号処理回路４５の各部を駆動させることで、検出画素３８ｂの電荷を読み出すことが可能である。

[0068] 制御部３２は、照射開始要求信号を受信すると、画素リセット動作を停止させる。そして、信号処理回路４５に線量サンプリング動作を開始させる。線量サンプリング動作は、後述するように、照射開始判定部５２による開始判定処理及びＡＥＣ部５３によるＡＥＣのために行われる。

[0069] 信号処理回路４５は、制御部３２により設定されたサンプリング周期で、検出画素３８ｂの電荷に応じた電圧信号を読み出す線量サンプリング動作を行う。検出画素３８ｂの電荷は、撮像面３９へのＸ線の入射量に応じて変化するため、一回のサンプリングで得られる電圧信号は、撮像面３９に到達するＸ線の単位時間当たりの線量を表す。以下では、この線量サンプリング動作で読み出される電圧信号を線量信号という。このように信号処理回路４５は線量信号をサンプリングする線量サンプリング部として機能する。

[0070] 線量サンプリング動作において、積分アンプ４６のアンプリセットスイッチ４６ｃには、一回のサンプリングが行われる毎に、制御部３２からアンプリセットパルスＲＳＴが入力されて蓄積電荷がリセットされる。線量サンプリング動作の一回のサンプリングでは、画像読み出し動作の一行分の画像信号の読み出し時と同様に、複数のＣＤＳ回路４７がＭＵＸ４８によって順次選択されて、一行分の線量信号がサンプリングされる。撮像面３９内に分散

配置されている複数の検出画素３８ｂの出力は、第２の信号線４２ａに常時流出するので、線量サンプリング動作で読み出される一行分の線量信号には、全ての検出画素３８ｂに対応する線量信号が含まれる。メモリ５１には、こうした一行分の線量信号が記録される。

[0071] 制御部３２には、画像読み出し動作でメモリ５１に記憶されたＸ線画像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線を照射せずに画像読み出し動作を行って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、各フォトダイオード４０の暗電流特性に起因するオフセットノイズを除去する。

[0072] 感度補正回路はゲイン補正回路とも呼ばれ、各画素３８のフォトダイオード４０の感度のばらつきや信号処理回路４５の出力特性のばらつき等を補正する。感度補正は被写体がいない状態で所定の線量のＸ線を照射して得た画像から上記オフセット補正画像を差し引いた画像を元に生成した感度補正データに基づき行う。感度補正データは、被写体がいない状態で所定の線量のＸ線を照射したときに、オフセット補正後のＸ線画像に乗算することで各画素出力が一律同じになるよう、基準値からのずれを補正する係数を画素毎にもつ。例えば画素Ａの出力が基準の１であるのに対して画素Ｂの出力が０．８であった場合、画素Ｂの係数は１．２５（１／０．８＝１．２５）となる。

[0073] 欠陥補正回路は、出荷時に添付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、Ｘ線の照射開始判定とＡＥＣに用いられる検出画素３８ｂも欠陥画素として扱う。検出画素３８ｂが配置された第２の信号線４３ａの列の通常画素３８ａの画素値も、常時流出する検出画素３８ｂの出力の影響を受けるため、欠陥補正回路は、検出画素３８ｂの画素値や、検出画素３８ｂが配置された第２の信号線４３ａの列の通常画素３８ａの画素値に対しても同様に補間する。

[0074] オフセット補正画像、感度補正データは、例えば電子カセッテ１３の出荷時に取得されるか、定期メンテナンス時にメーカのサービスマンが、あるいは病院の始業時間帯にオペレータが取得し、制御部３２の内部メモリに記録されて補正時に読み出される。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。

[0075] 照射開始判定部５２およびＡＥＣ部５３は、制御部３２により駆動制御される。照射開始判定部５２およびＡＥＣ部５３は、信号処理回路４５により線量信号がサンプリングされてメモリ５１に一行分の線量信号が記録される毎に、メモリ５１から線量信号を読み出す。

[0076] 照射開始判定部５２およびＡＥＣ部５３は、まず、メモリ５１から読み出した１行分の線量信号からダミー信号を除去する。上述のとおり、検出画素３８ｂが設けられた第２の信号線４３ａの列は、検出画素３８ｂが設けられない第２の信号線４３ｂの列を複数列挟んで設けられているため、１行分の線量信号には、第２の信号線４３ａの列の有意な線量信号の間に、第２の信号線４３ｂの列に対応するダミー信号が含まれている。ダミー信号は通常画素３８ａから漏れ出るリーク電荷に基づくものでほぼゼロである。このため、照射開始判定部５２およびＡＥＣ部５３は、データとして意味のないダミー信号を除去したうえで、開始判定処理およびＡＥＣを行う。なお、メモリ５１から１行分の線量信号を読み出した後にダミー信号を除去する代わりに、メモリ５１から読み出す際に第２の信号線３ａの列に対応する線量信号のみを選択してもよい。

[0077] 照射開始判定部５２は、線量信号に基づいて、Ｘ線発生装置２ａが実際にＸ線の照射を開始したか否か、より具体的には、実際にＸ線が照射されて検出パネル３０に到達し、検出パネル３０がＸ線を感知したか否かを判定する開始判定処理を行う。開始判定処理は、照射開始判定部５２は、線源制御装置１１からの照射開要求始信号を受けて検出パネル３０が画素リセット動作を繰り返す待機モードから蓄積動作を開始する撮影モードに切り替わったときに開始される。

[0078] 開始判定処理において、照射開始判定部５２は、全検出画素３８ｂ、あるいは検出パネル３０内の特定の領域（例えばＸ線が被写体を透過せずに直接照射される素抜け領域）に存在する検出画素３８ｂからの線量信号の代表値と、予め設定された照射開始閾値（図５参照）とを比較する。線量信号の代表値は、平均値、最大値、最頻値、または合計値などである。照射開始判定部５２は、線量信号の代表値が照射開始閾値を上回った場合、Ｘ線源１０から実際にＸ線の照射が開始されたと判定する。照射開始判定部５２は、照射が開始されたと判定した時点の現在時刻を図示しない時計回路から読み出して、読み出した現在時刻を開始時刻Ｔ０として記録する。なお、開始時刻Ｔ０として、現在時刻の代わりにそれ後の計時の基準となる時刻を記録してもよい。

[0079] 図５に示すように、制御部３２は、照射開始判定部５２による開始判定処理においては、線量信号のサンプリング周期を、ゲートパルスＧ１～Ｇｎの発生間隔Δｔと同じサンプリング周期Δｔ（第２サンプリング周期）に設定する。このため、Δｔ毎に一行分の線量信号がメモリ５１に記録され、Δｔ毎に線量信号と照射開始閾値の比較が行われる。制御部３２は、開始時刻Ｔ０後において、線量信号のサンプリング周期を、ΔｔからΔＴに切り替える。

[0080] ＡＥＣ部５３は、Ｘ線の照射中において、サンプリング周期ΔＴでサンプリングされる線量信号に基づいて累積線量を測定する。そして、測定した累積線量に基づいて、累積線量が目標線量に達する時刻を予測する。ＡＥＣ部５３は、照射開始判定部５２でＸ線の照射が開始されたと判定したときに動作を開始する。ＡＥＣ部５３は、開始時刻Ｔ０からサンプリング周期ΔＴが経過した測定時刻Ｔ１においてサンプリングされる線量信号に基づいて累積線量を測定する。累積線量は、全検出画素３８ｂ、あるいは検出パネル３０内の特定の領域（例えば診断時に最も注目すべき関心領域）に存在する検出画素３８ｂからの線量信号の代表値に基づいて測定される。線量信号の代表値は、線量信号の平均値、最大値、最頻値、または合計値などである。Ｘ線

の累積線量が目標線量に達すると予測される時刻を直線外挿により予測演算する。

[0081] 具体的には、図６に示すように、開始時刻Ｔ０を原点とし、原点と、測定時刻Ｔ１において測定された累積線量である測定線量Ｓ１とを結んで累積線量の時間変化を表す内挿線Ｌ１を算出する。開始時刻Ｔ０は、Ｘ線の照射が開始されたと判定された時刻であるため、開始時刻Ｔ０における累積線量はほぼゼロとみなすことができる。そして、ＡＥＣ部５３は、内挿線Ｌ１を測定時刻Ｔ１以降に延伸させた直線である外挿線Ｌ２を算出し、外挿線Ｌ２が、目標線量である照射停止閾値ＳＴＨに達する時刻を予測時刻ＴＰとして算出する。さらに、予測時刻ＴＰと測定時刻Ｔ１との差である残時間ＴＲを求める。

[0082] なお、開始時刻Ｔ０は、照射開始判定部５２が線量信号と照射開始閾値との比較により照射が開始されたと判定した時刻であり、実際にＸ線が開始された時刻から僅かに遅れる。そのため、厳密には、開始時刻Ｔ０における累積線量は完全にゼロではない。そのため、予測演算をより正確に行う場合には、開始時刻Ｔ０における累積線量をゼロとみなすのではなく、照射開始閾値との比較に使用した線量信号に基づいて、開始時刻Ｔ０における累積線量である測定線量Ｓ０を測定してもよい。この場合には、ＡＥＣ部５３は、開始時刻Ｔ０における累積線量を測定線量Ｓ０とし、測定線量Ｓ０と、測定時刻Ｔ１における測定線量Ｓ１とに基づいて、予測時刻Ｔ２を算出する。

[0083] サンプリング周期ΔＴ（第１サンプリング周期）は、開始時刻Ｔ０と開始時刻Ｔ０後の測定時刻Ｔ１までの時間であり、積分アンプ４６において検出画素３８ｂが出力する電荷を蓄積する蓄積期間である。ＡＥＣにおいてサンプリング周期をΔＴとすることにより、ＡＥＣ部５３は、信号処理回路４５が一回のサンプリングで出力する線量信号に基づいて測定時刻Ｔ１における測定線量Ｓ１を測定することができる。サンプリング周期ΔＴが短すぎるとＡＥＣ部５３で予測演算の信頼性が低下する。というのも、電荷を蓄積する蓄積期間が短いほど、得られる線量信号のＳ／Ｎ比が低下するからである。

一方、サンプリング周期ΔＴが長すぎるとその間に累積線量が目標線量に達してしまうおそれがある。そのため、サンプリング周期ΔＴは、予測演算の信頼性と照射時間を考慮した適切な値が設定される。

[0084] ＡＥＣ部５３は予測演算した残時間ＴＲがセットされるタイマーを有しており、残時間ＴＲがゼロとなったことをタイマーが計時したときに制御部３２を介して通信部３３に照射停止信号を出力する。

[0085] 通信部３３には、照射信号Ｉ／Ｆ５４が設けられている（図４参照）。照射信号Ｉ／Ｆ５４には線源制御装置１１の照射信号Ｉ／Ｆ２５が有線または無線接続される。照射信号Ｉ／Ｆ５４は、照射開始要求信号の受信、照射開始要求信号に対する照射許可信号の送信の他、ＡＥＣ部５３から出力される照射停止信号の送信を行う。なお、照射停止信号ではなく予測時刻ＴＰの情報をＡＥＣ信号として線源制御装置１１に送信してもよい。また、ＡＥＣ信号として残時間ＴＲを線源制御装置１１に送信してもよい。線源制御装置１１は、予測時刻ＴＰや残時間ＴＲを受信した場合には、予測時刻ＴＲの計時やタイマーで残時間ＴＲをカウントダウンして、予測時刻ＴＰに達したとき、または残時間ＴＲがゼロになったときにＸ線の照射を停止する。

[0086] 図７に示すように、コンソール１４のストレージデバイス１４ｃには、撮影条件テーブル６０が格納されている。撮影条件には、撮影部位、被写体の性別、年齢などの被写体に関する情報（図７では撮影部位のみ図示）と、管電圧、管電流、照射時間を含むＸ線の照射条件と、電子カセッテ１２でＡＥＣを行う際に使用される照射停止閾値、およびＡＥＣ時のサンプリング周期ΔＴ等が記憶されている。なお、照射開始閾値は撮影部位によらず同じ値が設定される。

[0087] 撮影条件テーブル６０には、胸部や腹部などの撮影部位と、撮影部位に応じた照射条件その他との対応関係が記録されており、入力デバイス１４ａで指定された撮影部位に対応する照射条件その他がストレージデバイス１４ｃから読み出されてディスプレイ１４ｂの操作画面に表示される。撮影条件テーブル６０から読み出した照射条件の各値を、被写体の性別、年齢、体厚に

応じて微調整することも可能である。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入力デバイス１４ａで入力する。設定された撮影条件の情報は、コンソール１４から電子カセッテ１３に送信される。線源制御装置１１の照射条件は、オペレータがこのコンソール１４で設定した照射条件を参照して同様の照射条件を手動設定する。

[0088] なお、ＡＥＣ機能を使用する場合、コンソール１４に設定される照射時間は、その照射時間にＸ線の照射が停止されることを意味するものではなく、撮影部位や被写体の体厚に応じた単なる推奨値である。また、本例の撮影条件テーブル６０では、管電流と照射時間が個別に記録されているが、管電流と照射時間の積でＸ線の照射線量の総量が決まるため、両者の積である管電流照射時間積（ｍＡｓ値）の値を記録しておいてもよい。

[0089] 次に、上記構成による作用を、図５のタイミングチャートおよび図８のフローチャートを参照して説明する。Ｘ線撮影システム２においてＸ線撮影を行う場合は、まず、被写体を立位撮影台１５の前の所定の位置に立たせるか臥位撮影台１６に仰臥させ、立位または臥位撮影台１５、１６にセットされた二台の電子カセッテ１３のうち、撮影に使用する電子カセッテ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。また、電子カセッテ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。次いで使用する電子カセッテ１３をコンソール１４で選択し、コンソール１４に撮影条件を設定する。また、コンソール１４に設定したものと同じＸ線の照射条件を線源制御装置１１に設定する。コンソール１４で設定された撮影条件は、電子カセッテ１３に送信される。

[0090] コンソール１４への撮影条件の設定および線源制御装置１１への照射条件の設定が完了すると、オペレータは照射スイッチ１２を一段階押しする。照射スイッチ１２が一段階押しされると、線源制御装置１１にウォームアップ開始信号が入力され、Ｘ線源１０のウォームアップが開始される。また、線

源制御装置１１から電子カセッテ１３に照射開始要求信号が送信される。

[0091] 電子カセッテ１３は、例えば通信部３３のみが駆動するスリープモードでコンソール１４からの撮影条件を待ち受けている。図８において、コンソール１４からの撮影条件を受信したとき（ステップＳ１００でＹＥＳ）、検出パネル３０は画素リセット動作を開始し、スリープモードから待機モードに移行する（ステップＳ１１０）。画素リセット動作では、ゲートドライバ４４からゲートパルスが発せられ、一行分の通常画素３８ａの不要電荷が信号線４３に読み出されて、積分アンプ４６で破棄される動作が所定の周期で繰り返し行われる。この状態で電子カセッテ１３は照射信号Ｉ／Ｆ２５からの照射開始要求信号を照射信号Ｉ／Ｆ５４で待ち受けている。

[0092] 照射スイッチ１２が一段階押しされて照射信号Ｉ／Ｆ２５から照射開始要求信号が送信され、これが照射信号Ｉ／Ｆ５４で受信されたとき（ステップＳ１２０でＹＥＳ、受信時刻Ｔ００）、検出パネル３０は、画素リセット動作をｎ行目まで終わらせた後、蓄積動作を開始し、待機モードから撮影モードに切り替わる（ステップＳ１３０）。同時に照射信号Ｉ／Ｆ５４から照射許可信号が送信される。蓄積動作では、ゲートドライバ４４からゲートパルスは与えられず、したがって通常画素３８ａ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。

[0093] 蓄積動作の開始と同時に、サンプリング周期Δｔで照射開始判定のための線量サンプリング動作が開始される（ステップＳ１４０）。検出画素３８ｂの電荷は、ＴＦＴ４１のソース電極とドレイン電極とが短絡されているので、信号線４３に流出して積分アンプ４６に蓄積される。線量サンプリング動作は、この積分アンプ４６に蓄積された検出画素３８ｂの電荷に応じた線量信号をサンプリングする。積分アンプ４６に蓄積された検出画素３８ｂの電荷は、一回のサンプリング毎にリセットされる。一回のサンプリングでは、複数のＣＤＳ回路４７がＭＵＸ４８によって順次選択されて、一行分の線量信号がメモリ５１に記録される。

[0094] オペレータは、照射スイッチ１２を一段階押しした後、ウォームアップに

要する時間を見計らって、照射スイッチ１２を二段階押しする。照射スイッチ１２が二段階押しされると、線源制御装置１１に照射開始信号が入力され、Ｘ線源１０からＸ線の照射が開始される。

[0095] 撮影モードへの切り替わりと同時に照射開始判定部５２で線量信号に基づく開始判定処理が開始される（ステップＳ１５０）。メモリ５１に記録された一行分の線量信号は、サンプリング毎に照射開始判定部５２に読み出される。照射開始判定部５２では、サンプリング毎に線量信号の代表値が計算され、これと予め設定された照射開始閾値とが比較される。照射開始要求信号を受信した受信時刻Ｔ００から実際に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３８ｂ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線が照射されて検出パネル３０に到達すると、検出画素３８ｂが感応して発生電荷量が増え、そのときの線量信号Ｓ０も高い値となり照射開始閾値を上回る。こうして照射開始判定部５２によりＸ線の照射が開始されたと判定される（ステップＳ１６０でＹＥＳ、開始時刻Ｔ０）。

[0096] 照射開始判定部５２によりＸ線の照射が開始されたと判定されたとき、制御部３２により線量信号のサンプリング周期がΔｔからΔＴに変更され、引き続き線量サンプリング動作が行われる（ステップＳ１７０）。図５の積分アンプ動作クロックの行に楕円の点線で示すように、照射開始判定部５２でＸ線の照射が開始されたと判定された場合、制御部３２は、積分アンプ４６をリセットした後、直ちに積分アンプ４６に信号線４３から入力される検出画素３８ｂからの電荷の蓄積を開始させる。制御部３２は、開始時刻Ｔ０から予め設定されたサンプリング周期ΔＴ経過後の測定時刻Ｔ１に、積分アンプ４６の蓄積電荷に応じた線量信号をサンプリングする。線量信号はメモリ５１に記録される（Ｓ１８０）。線量信号の出力後、検出パネル３０は線量サンプリング動作を終了する。蓄積動作は引き続き行われる。

[0097] 測定時刻Ｔ１にサンプリングされた線量信号は、開始時刻Ｔ０から測定時刻Ｔ１までの累積線量Ｓ１を表す信号であるので、その線量信号に基づいて

ＡＥＣ部５３は累積線量Ｓ１を測定する。ＡＥＣ部５３は、開始時刻Ｔ０を原点とし、測定時刻Ｔ１における累積線量Ｓ１とを結んだ内挿線Ｌの延長線である外挿線Ｌ２が照射停止閾値ＳＴＨに達する予測時刻Ｔ２を算出する。そして、予測時刻ＴＰと測定時刻Ｔ１との差である残時間ＴＲを算出する（ステップＳ１９０）。

[0098] 残時間ＴＲは、ＡＥＣ部５３のタイマーにセットされる。残時間ＴＲがゼロとなったとき（ステップＳ２００でＹＥＳ、時刻ＴＰ）、ＡＥＣ部５３から照射停止信号が出力される（ステップＳ２１０）。これにより照射信号Ｉ／Ｆ５４から照射信号Ｉ／Ｆ２５に向けて照射停止信号が送信される。線源制御装置１１では照射停止信号を受けてＸ線源１０によるＸ線の照射が停止される。なお、線源制御装置１１で照射停止信号が受信されない場合は、線源制御装置１１に設定された照射時間経過後にＸ線の照射が停止される。

[0099] 照射停止信号を送信してから所定時間経過後、制御部３２は、検出パネル３０の動作を蓄積動作から画像読み出し動作へ移行させる（Ｓ２２０）。画像読み出し動作では、ゲートドライバ４４からゲートパルスが発せられ、一行分の通常画素３８ａの信号電荷が信号線４３に読み出されて、信号電荷に応じた一行分の画像信号が積分アンプ４６から取り出されてＡ／Ｄ変換後メモリ５１に記録される動作が所定の周期で繰り返し行われる。これによりメモリ５１には一枚分のＸ線画像を表す画像信号が記録される。検出パネル３０は画素リセット動作を行う待機モードに戻る。なお、Ｘ線の単位時間当たりの線量の経時変化を表す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画像読み出し動作に移行させている。

[0100] 画像読み出し動作でメモリ５１に出力されたＸ線画像は、制御部３２の各種画像処理回路により各種画像処理が行われた後、通信部３３を介してコンソール１４に有線または無線送信され、ディスプレイ１４ｂに表示されて診断に供される。これにて一回のＸ線撮影が終了する。

[0101] 以上説明したように、本発明は、照射開始判定部５２で実際にＸ線の照射が開始されたことを判定して開始時刻Ｔ０を検出し、ＡＥＣ部５３により、開始時刻Ｔ０から測定時刻Ｔ１までの累積線量である測定線量Ｓ１を測定し、測定線量Ｓ１に基づいて開始時刻Ｔ０からの累積線量が照射停止閾値ＳＴＨに達する予測時刻ＴＰを算出するため、ＡＥＣにおいて予測時刻ＴＰの算出を短時間で行うことができる。

[0102] すなわち、直線外挿などにより累積線量が照射停止閾値ＳＴＨに達する時刻を予測するためには、少なくとも二つの時点における累積線量を把握することが必要である。従来技術（日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報）においては、開始時刻Ｔ０を把握できないため、開始時刻Ｔ０以後の二つの時点において累積線量を測定する必要がある。これに対して、本発明では、照射開始判定部５２により累積線量がほぼゼロである開始時刻Ｔ０を検出している。そのため、開始時刻Ｔ０以後の一時点における累積線量（測定線量Ｓ１）を測定すれば、開始時刻Ｔ０を原点とする累積線量の時間変化が分かるため、累積線量が照射停止閾値ＳＴＨに達する予測時刻ＴＰを算出することができる。このように、照射開始判定を行うことにより、開始時刻Ｔ０以後の累積線量の測定が最低一回で済むため、予測時刻ＴＰの算出を短時間で行うことができる。

[0103] また、本発明は、最低一回の累積線量の測定で予測時刻ＴＰの算出が可能であるので、照射中に二回の測定が必要な従来技術（日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報）と比べて、測定に使用する信頼性の高い線量信号を得るための十分な時間を確保することができる。また、最低一回の累積線量の測定で予測時刻ＴＰの算出が可能であるため、照射時間が短い低線量撮影にも対応することが可能である。

[0104] また、照射開始要求信号などの同期信号を受信してから実際にＸ線が照射されるまでのタイムラグは撮影条件等により変化する。従来技術（日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報）では、タイムラグを考慮して一回目の累積線量を測定する測定時刻を決定する必要があったが、本発明は、開始時

刻Ｔ０を検出するため、タイムラグを考慮する必要も無い。そのため、従来技術と比べて、測定時刻を開始時刻Ｔ０に近づけることができるため、予測時刻の算出を短時間で行うことができる。

[0105] 予測時刻ＴＰの算出に時間が掛かると、予測演算が終了しないうちに、累積線量が目標線量に達して本来Ｘ線の照射を停止させる時刻が過ぎてしまい、その間被写体を無用な被曝に晒すおそれがあるが、本発明ではこうした事態に陥る可能性は従来技術よりも少なくなる。

[0106] また、開始時刻Ｔ０において、積分アンプ４６をいったんリセットした後、検出画素３８ｂからの電荷の蓄積をはじめるので、測定時刻Ｔ１において、開始時刻Ｔ０までの暗電荷成分がない線量信号を得ることができる。こうした線量信号に基づいて測定線量Ｓ１が測定されるので、予測時刻Ｔ２の信頼性を高めることができる。

[0107] また、本実施形態では、開始時刻Ｔ０から測定時刻Ｔ１までの期間をサンプリング周期ΔＴとし、一回のサンプリングで測定線量Ｓ１を表す線量信号を取得しているので、複数回のサンプリングで得た線量信号を加算して測定線量Ｓ１を測定する場合と比較して、サンプリング周期が長い分、高いＳ／Ｎ比の線量信号が得られる。そのため、予測時刻Ｔ２の信頼性も高い。

[0108] また、本実施形態では、照射開始判定部５２が、照射が開始されたと判定するまでの間、サンプリング周期ΔＴよりも短いサンプリング周期Δｔで線量信号をサンプリングし、開始判定時刻Ｔ０以後、サンプリング周期ΔＴに変更している。これにより、照射開始判定の際には、短い間隔で線量信号がサンプリングされることになるため、迅速な照射開始判定が可能になる。一方、ＡＥＣの際には、サンプリング周期が長くなり、高いＳ／Ｎ比の線量信号が得られるため、予測時刻Ｔ２の信頼性を確保することができる。

[0109] 本実施形態では、Ｘ線の照射開始判定およびＡＥＣのためのＸ線検出部を検出画素３８ｂが兼用するので、照射開始判定とＡＥＣ用にＸ線検出部を別々に設ける場合よりもコストを低く抑えることができる。

[0110] また、検出画素３８ｂは、画素３８の一部を利用した形態であるので、検

出パネル３０とは別にＸ線検出部を設ける場合よりもコストを低く抑えることができる。さらに、検出画素３８ｂを、画素３８の一部を利用した形態とすることで、線量サンプリング部を画像信号読み出し用の信号処理回路４５で兼用させることが可能となり、その点でもコストを低く抑えることができる。

[0111] 上記実施形態では、ＴＦＴ４１のソース電極とドレイン電極が短絡された検出画素３８ｂを例示したが、ＴＦＴ４１自体がなくフォトダイオード４０が直接信号線４３に接続された画素を検出画素としてもよい。または図９に示す検出パネル７０のように、ＴＦＴ４１を駆動するための走査線４２およびゲートドライバ４４とは別の走査線７１およびゲートドライバ７２により駆動されるＴＦＴ７３がＴＦＴ４１に加えて接続された画素７４を検出画素としてもよい。

[0112] 走査線７１は検出画素７４がある行に走査線４２と平行に設けられている。各走査線７１はゲートドライバ７２の手前で一本の母線７５に接続され、母線７５はゲートドライバ７２に繋がれている。ゲートドライバ７２から母線７５に対してゲートパルスｇ１を与えると、全ＴＦＴ７３がオン状態となり検出画素７４で発生した電荷が第２の信号線４３ａを通じて積分アンプ４６のキャパシタ４６ｂに流れる。ゲートドライバ７２はゲートドライバ４４とは独立して駆動することが可能であり、ＴＦＴ４１がオフ状態で通常画素３８ａが蓄積動作中であっても、検出画素７４で発生した電荷を読み出すことができる。なお、検出画素７４はＴＦＴ４１をなくしてＴＦＴ７３のみとしてもよい。

[0113] この場合は図１０に示すように、照射開始判定時はゲートドライバ７２から母線７５に対してゲートパルスｇ１を与え続けてＴＦＴ７３をオン状態とし、検出画素７４で発生した電荷を、第２の信号線４３ａを介して積分アンプ４６のキャパシタ４６ｂに流入させる。そして、上記実施形態と同様、ゲートパルスＧ１～Ｇｎの発生間隔Δｔと同じサンプリング周期で、検出画素７４で発生する電荷に応じた線量信号をサンプリングする。

[0114] 線量信号が照射開始閾値を上回り、照射開始判定部５２により実際にＸ線の照射が開始されたと判定されたとき（開始時刻Ｔ０）、ゲートパルスｇ１の出力を止めて検出画素７４を蓄積動作状態とする。この状態をサンプリング周期ΔＴ経過後の測定時刻Ｔ１までキープする。測定時刻Ｔ１となったら再びゲートパルスｇ１を与えてサンプリング期間ΔＴの間に検出画素７４に発生した電荷を積分アンプ４６のキャパシタ４６ｂに流入させ、これに基づく線量信号をＡＥＣ部５３に出力させる。その後の処理は上記実施形態と同様であるため説明を省略する。

[0115] なお、全走査線７１を一本の母線７５でまとめて一つのゲートパルスｇ１のみで全検出画素７４からの電荷を読み出し可能としているが、母線７５をなくして、ゲートドライバ４４と同様、各走査線７１にゲートパルスを与える構成としてもよい。あるいは図１１に示す検出パネル９０のように、隣接する複数行の走査線７１を母線９１でまとめて一つのグループとし、各グループの母線９１にゲートドライバ９２からゲートパルスを与える構成としてもよい。ここでは撮像面３９を横に八等分した８グループの母線９１にゲートパルスｇ１～ｇ８を与える構成を例示している。

[0116] 図１１の構成によれば、照射開始判定の際にゲートパルスｇ１のみを与えて上端のグループから選択的に線量信号をサンプリングしたり、ＡＥＣの際に例えばゲートパルスｇ４、ｇ５のみを与えて中央のグループから選択的に線量信号をサンプリングする等、用途に応じて線量信号をサンプリングする領域を変更することが可能となる。

[0117] また、本番のＸ線撮影に先立って低線量のＸ線を被写体に照射するプレ撮影を行い、プレ撮影の結果に基づいてＡＥＣの際に線量信号をサンプリングするグループを決定してもよい。具体的には、プレ撮影後にゲートパルスｇ１～ｇ８を順次発生させて検出画素７４の電荷を読み出して線量信号をサンプリングする。そして、例えば撮像面３９を縦横に八等分したブロック９３毎にこの線量信号の平均値を求め、図１２に示す線量マップ１００を作成する。

[0118] 線量マップ１００は検出パネル９０が受けたＸ線の線量の大きさをブロック９３毎に表したものであり、Ｘ線が被写体を透過せずに直接照射される素抜け領域にあたるブロック９３は濃いハッチングで示すように値が大きくなり、比較的被写体の体厚が厚い部分を透過したＸ線が照射される領域にあたるブロック９３は白抜きで示すように値が小さくなる。素抜け領域と被写体の境界や比較的被写体の体厚が薄い領域にあたるブロック９３は薄いハッチングで示すように中間の値をとる。本番のＸ線撮影でＡＥＣを行う際には、この線量マップ１００を参照して、例えば白抜きで示すブロック９３の属するグループから選択的に線量信号をサンプリングする。

[0119] 上記実施形態では、開始時刻Ｔ０後に一回だけ累積線量（測定線量Ｓ１）を測定して、予測時刻Ｔ２を算出しているが、予測演算の確度を高めるために複数回累積線量を測定してもよい。複数回累積線量を測定する場合でも、本発明は、開始時刻Ｔ０を検出するため、従来技術（日本出願特開２０１０－０７５５５６号公報）と比べて、一回目の測定時刻Ｔ１を開始時刻Ｔ０に近づけることができるため、その分、予測時刻の算出を短時間で行うことができる。もちろん、複数回測定する場合にはそれだけ時間が掛かることになり、予測時刻ＴＰの算出を短時間で行うという本発明の効果が薄まるので、二回か三回の測定にとどめておくことが好ましい。

[0120] あるいは、通常は一回の測定で済ませておき、測定時刻Ｔ１における一回目の測定線量Ｓ１が予め設定された下限値以下であった場合のみ二回目の測定を実行してもよい。下限値は、例えば、測定線量Ｓ１がそれ以下であると予測時刻Ｔ２の予測演算の確度が許容範囲を超えてしまう値である。サンプリング周期がΔＴに設定されている場合には、線量信号が下限値以下の場合には、測定時刻Ｔ１からサンプリング周期ΔＴが経過した測定時刻Ｔ２において二回目の測定を行う。二回目の測定が必要な場合には、測定時刻Ｔ１において線量信号をサンプリングした後、積分アンプ５０をリセットせずに蓄積を継続させる。予測演算においては、一回目と二回目の測定結果を取り入れてもよいし、二回目の測定結果のみを使用してもよい。

[0121] 一回目と二回目の測定結果を取り入れる場合には、具体的には、測定時刻Ｔ１、Ｔ２の２点の測定線量Ｓ１、Ｓ２と、開始時刻Ｔ０における累積線量の３点に基づいて予測時刻ＴＰを算出する。また、二回目の測定結果のみを使用する場合には、具体的には、測定線量Ｓ１については誤検出として破棄して、測定線量Ｓ１を除く２点に基づいて予測時刻ＴＰを算出する。こうすれば、一回目の測定線量Ｓ１が下限値よりも大きい場合は予測時刻ＴＰの算出を短時間で可能になるという効果を発揮し、下限値以下の場合は予測時刻Ｔ２の予測演算の確度を高めることができる。

[0122] なお、上記実施形態では、Ｘ線検出部として、通常画素３８ａとは別の検出画素３８ｂを利用しているが、検出パネルに検出画素３８ｂを設けずに、通常画素３８ａをＸ線検出部として利用してもよい。通常画素３８ａは、ＴＦＴをオフしている場合でも、微量なリーク電荷が信号線に漏れ出る。リーク電荷の量は、通常画素３８ａの電荷蓄積量（Ｘ線の入射量に対応する）に応じて大きくなる。そのため、信号線に流れるリーク電荷を積分アンプで蓄積すれば線量信号をサンプリングすることが可能となり、サンプリングした線量信号を照射開始判定およびＡＥＣに利用することができる。また、検出パネルにおいて各画素３８の間に、画素３８とは別に照射開始判定およびＡＥＣ専用のＸ線検出部を設けてもよい。

[0123] また、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に基づき線量信号をサンプリングしてもよい。この場合はバイアス線の電流を検出する電流検出部がＸ線検出部となる。また、電流検出部で検出した電流を積分する線量サンプリング部を設けて線量信号をサンプリングする。さらには、検出パネルとは別体で従来周知のイオンチャンバ（電離箱）等のＸ線検出部を用いた場合も本発明は有効である。

[0124] 上記実施形態では、線源制御装置と電子カセッテ間で照射停止信号等を遣り取りする態様を記載しているが、電子カセッテからコンソールを経由して線源制御装置と照射停止信号等を遣り取りしてもよい。

[0125] 上記実施形態では、コンソール１４と電子カセッテ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、電子カセッテ１３にコンソール１４の機能を搭載してもよい。同様に線源制御装置１１とコンソール１４を一体化した装置としてもよい。また、可搬型のＸ線画像検出装置である電子カセッテに限らず、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。

[0126] 上記実施形態では、ＴＦＴ型の検出パネルを例示しているが、ＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）型の検出パネルを用いてもよい。ＣＭＯＳ型の場合、画素に蓄積される電荷を信号線に流出させることなく、電荷を各画素に保持したまま各画素に設けられたアンプを通じて信号電圧として読み出す、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、任意の画素を選択して、その画素から線量信号をサンプリングすることが可能である。ＣＭＯＳ型の場合はアンプを含む信号電圧を読み出す回路が線量サンプリング部として機能する。また、ＣＭＯＳ型の場合には、全画素をＸ線検出部として機能させることができる。

[0127] さらに本発明は、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。

請求の範囲

[請求項1] 被写体の放射線画像を検出するために、放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列された検出パネルと、

前記検出パネルへ到達する前記放射線を検出する放射線検出部と、

前記放射線検出部の出力に基づいて前記放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする線量サンプリング部と、

前記線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、前記放射線発生装置による前記放射線の照射が開始されたか否かを判定する照射開始判定部と、

前記放射線画像の露出を制御する自動露出制御部であり、前記照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの前記放射線の累積線量である測定線量を前記線量信号に基づいて測定し、前記測定線量に基づき、前記開始時刻からの前記放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、前記予測時刻に前記放射発生装置による前記放射線の照射を停止させる制御を行う自動露出制御部とを、

備えていることを特徴とする放射線画像検出装置。

[請求項2] 前記自動露出制御部は、前記開始時刻を原点とし、前記原点と前記測定時刻における前記測定線量の点を結んだ、前記累積線量の時間変化を表す内挿線を算出し、前記内挿線の延長線である外挿線が前記照射停止閾値に達する時刻を前記予測時刻として算出することを特徴とする請求の範囲第２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項3] 前記線量サンプリング部は、前記開始時刻以後の一回のサンプリングで前記測定線量を表す前記線量信号を出力することを特徴とする請求の範囲第２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項4] 前記線量サンプリング部は、前記放射線検出部が出力する電荷を蓄

積し、蓄積した電荷に応じた電圧信号を前記線量信号として出力する積分アンプを有していることを特徴とする請求の範囲第３項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項5］ 前記線量サンプリング部において、少なくとも前記開始時刻以後の前記線量信号をサンプリングする第１サンプリング周期は、前記開始時刻から前記測定時刻までの期間に設定されることを特徴とする請求の範囲第３項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項6］ 前記線量サンプリング部は、前記照射開始判定部が、前記照射が開始されたと判定するまでの間、前記第１サンプリング周期よりも短い第２サンプリング周期で前記線量信号をサンプリングし、前記開始時刻以後、前記第１サンプリング周期に変更されることを特徴とする請求の範囲第５項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項7］ 前記自動露出制御部は、前記予測時刻を算出後、前記放射線発生装置による照射を停止させるための自動露出制御信号を出力することを特徴とする請求の範囲第１項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項8］ 前記自動露出制御信号は、現在時刻が前記予測時刻に達したときに出力され、前記放射線発生装置に対して直ちに照射を停止させるための照射停止信号であることを特徴とする請求の範囲第７項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項9］ 前記自動露出制御信号は、前記予測時刻、または前記予測時刻までの残時間であることを特徴とする請求の範囲第７項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項10］ 前記自動露出制御部は、前記開始時刻以後、一回目の前記測定線量が下限値以下であった場合、前記測定線量を再度測定して前記予測時刻を算出することを特徴とする請求の範囲第５項に記載の放射線画像検出装置。

［請求項11］ 前記第１サンプリング周期は撮影部位に応じて変更可能であることを特徴とする請求の範囲第５項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項12] 前記放射線検出部は、前記画素の少なくとも一部を利用した形態であることを特徴とする請求の範囲第２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項13] 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、

前記放射線検出部として利用され、前記通常画素とは独立に電荷を出力することが可能な検出画素とが含まれていることを特徴とする請求の範囲第２２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項14] 前記画素から前記信号電荷を読み出す信号処理回路を有しており、

前記信号処理回路は、前記線量サンプリング部として機能することを特徴とする請求の範囲第２２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項15] 前記検出パネルが可搬型の筐体に収納された電子カセッテであることを特徴とする請求の範囲第２項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項16] 被写体の放射線画像を検出するために、放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列された検出パネルを有する放射線画像検出装置の作動方法において、

前記検出パネルへ到達する前記放射線を放射線検出部で検出する放射線検出ステップと、

前記放射線検出部の出力に基づいて前記放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号を線量サンプリング部でサンプリングする線量サンプリングステップと、

前記線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、前記放射線発生装置による前記放射線の照射が開始されたか否かを照射開始判定部で判定する照射開始判定ステップと、

前記放射線画像の露出を制御する自動露出制御ステップであり、前記照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの前記放射線の累積線量である測定線量を前

記線量信号に基づいて測定し、前記測定線量に基づき、前記開始時刻からの前記放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、前記予測時刻に前記放射発生装置による前記放射線の照射を停止させる制御を行う自動露出制御ステップとを、

備えていることを特徴とする放射線画像検出装置の作動方法。

[請求項17] 放射線を照射する放射線発生装置と被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置とを備えた放射線撮影システムにおいて、

前記放射線画像検出装置は、

被写体の放射線画像を検出するために、前記放射線発生装置から照射された放射線の線量に応じた画像信号を表す信号電荷を蓄積する画素が配列された検出パネルと、

前記検出パネルへ到達する前記放射線を検出する放射線検出部と、

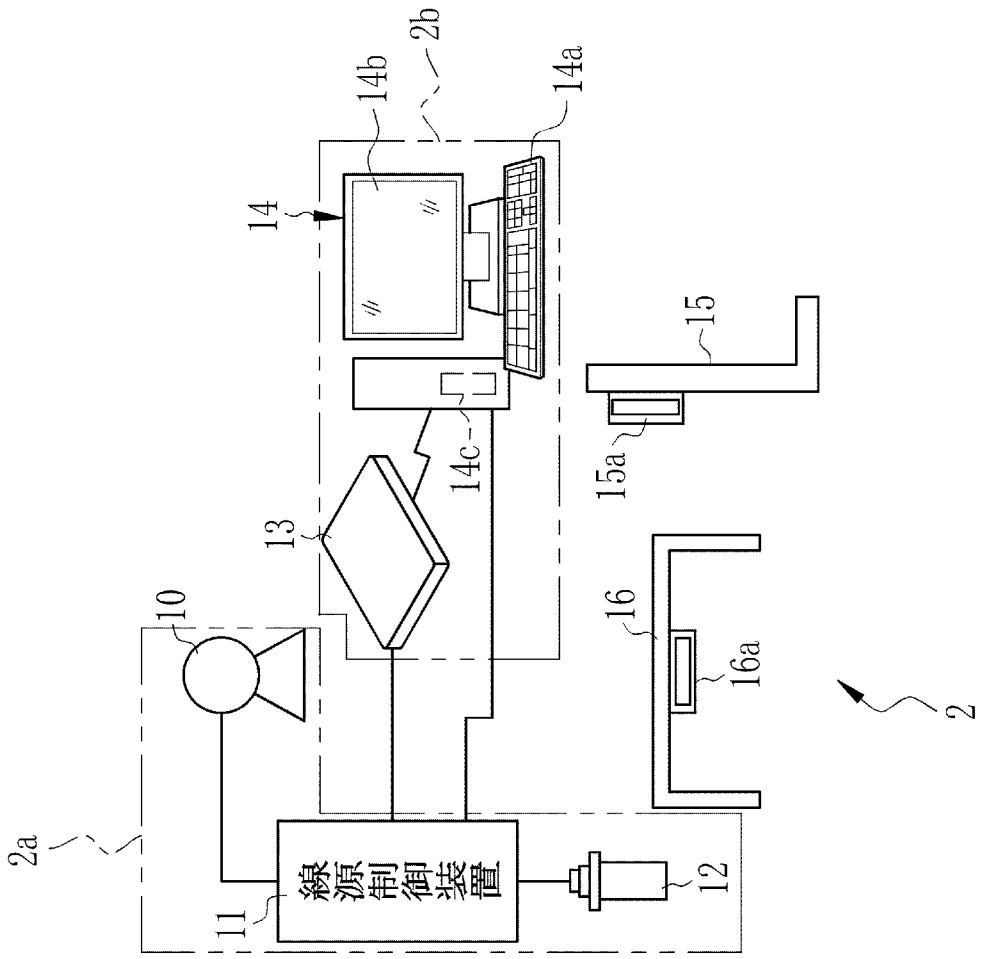
前記放射線検出部の出力に基づいて前記放射線の単位時間当たりの線量を表す線量信号をサンプリングする線量サンプリング部と、

前記線量信号と予め設定された照射開始閾値との比較結果に基づき、前記放射線発生装置による前記放射線の照射が開始されたか否かを判定する照射開始判定部と、

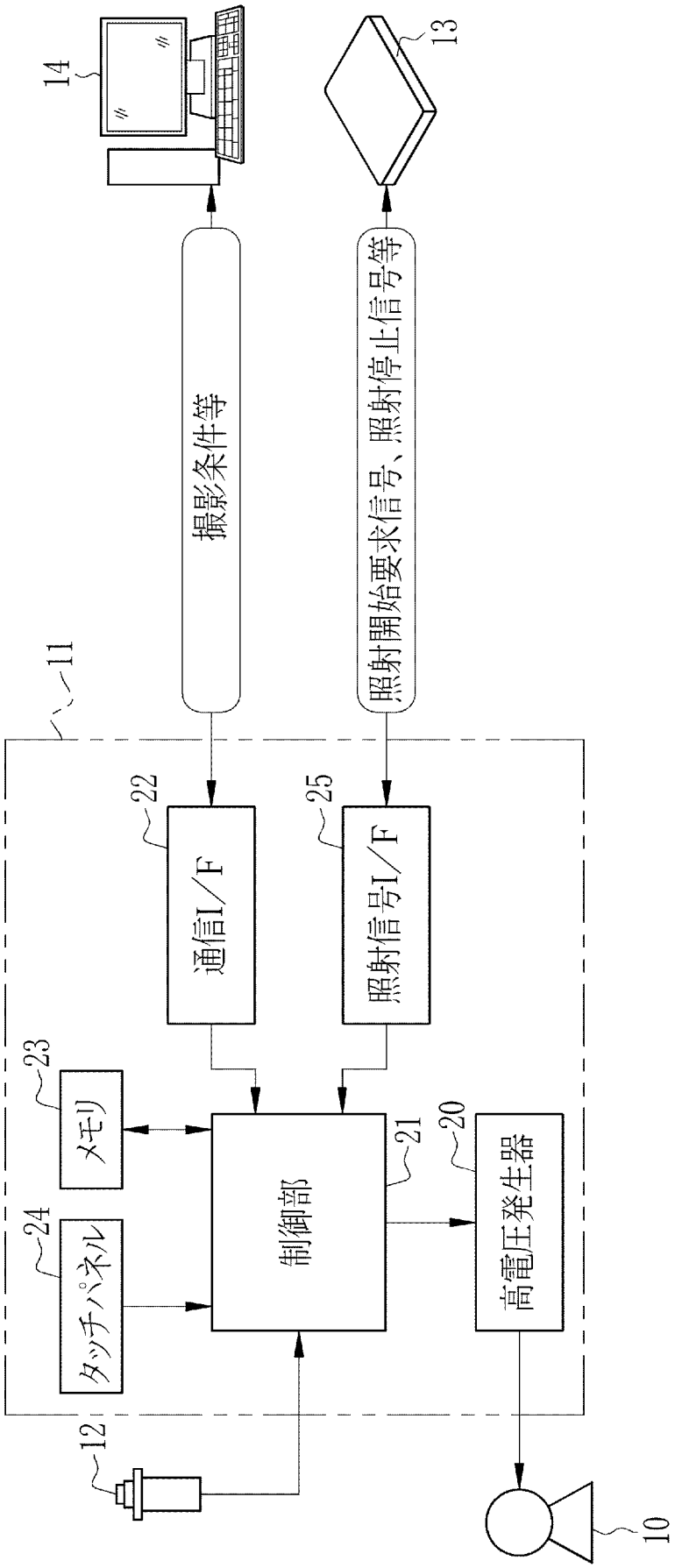
前記放射線画像の露出を制御する自動露出制御部であり、前記照射開始判定部が照射が開始されたと判定した開始時刻から所定時間経過した測定時刻までの前記放射線の累積線量である測定線量を前記線量信号に基づいて測定し、前記測定線量に基づき、前記開始時刻からの前記放射線の累積線量が、予め設定された目標線量である照射停止閾値に達すると予測される予測時刻を算出し、前記予測時刻に前記放射発生装置による前記放射線の照射を停止させる制御を行う自動露出制御部とを、

備えていることを特徴とする放射線撮影システム。

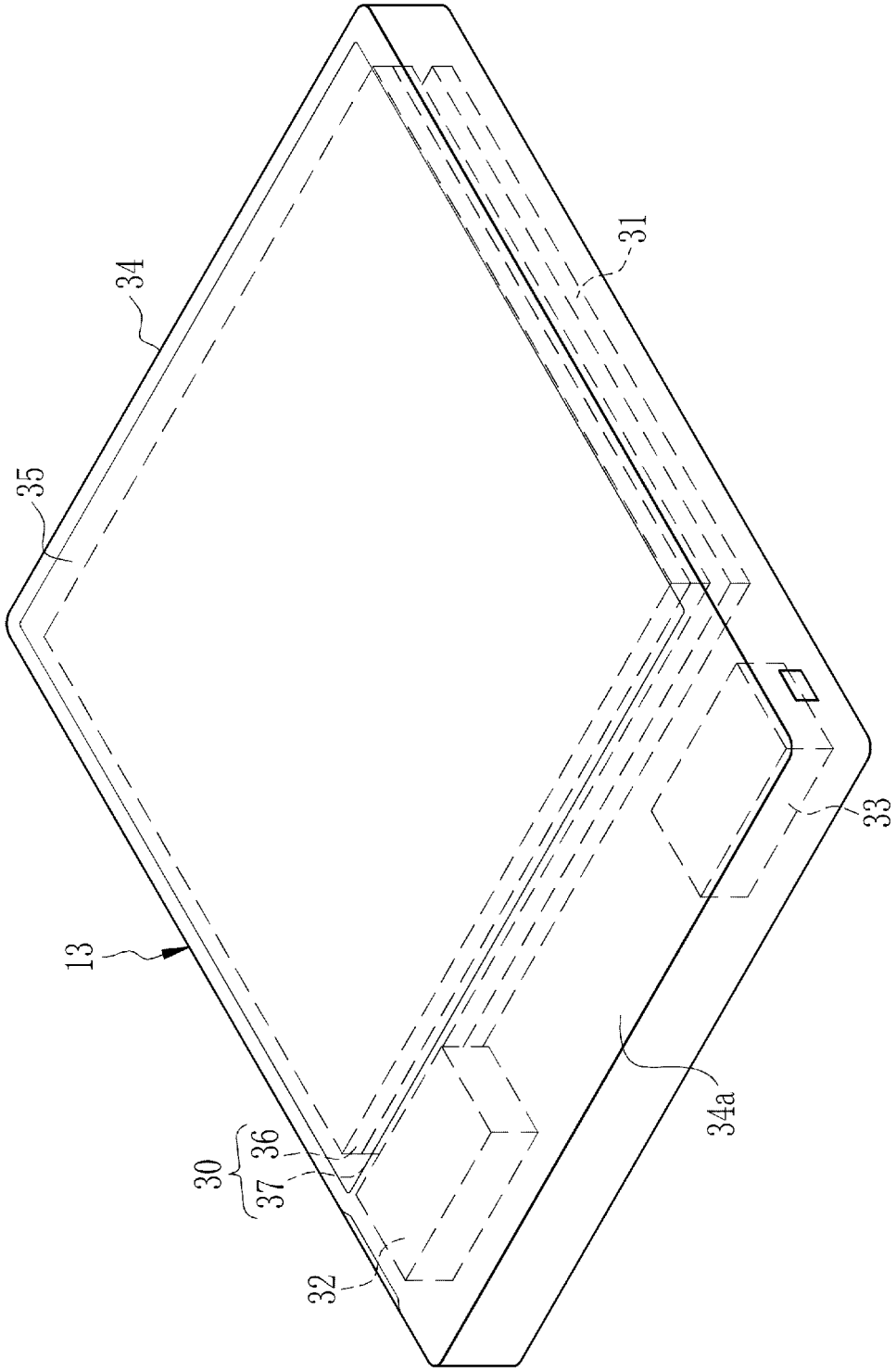
[図1]



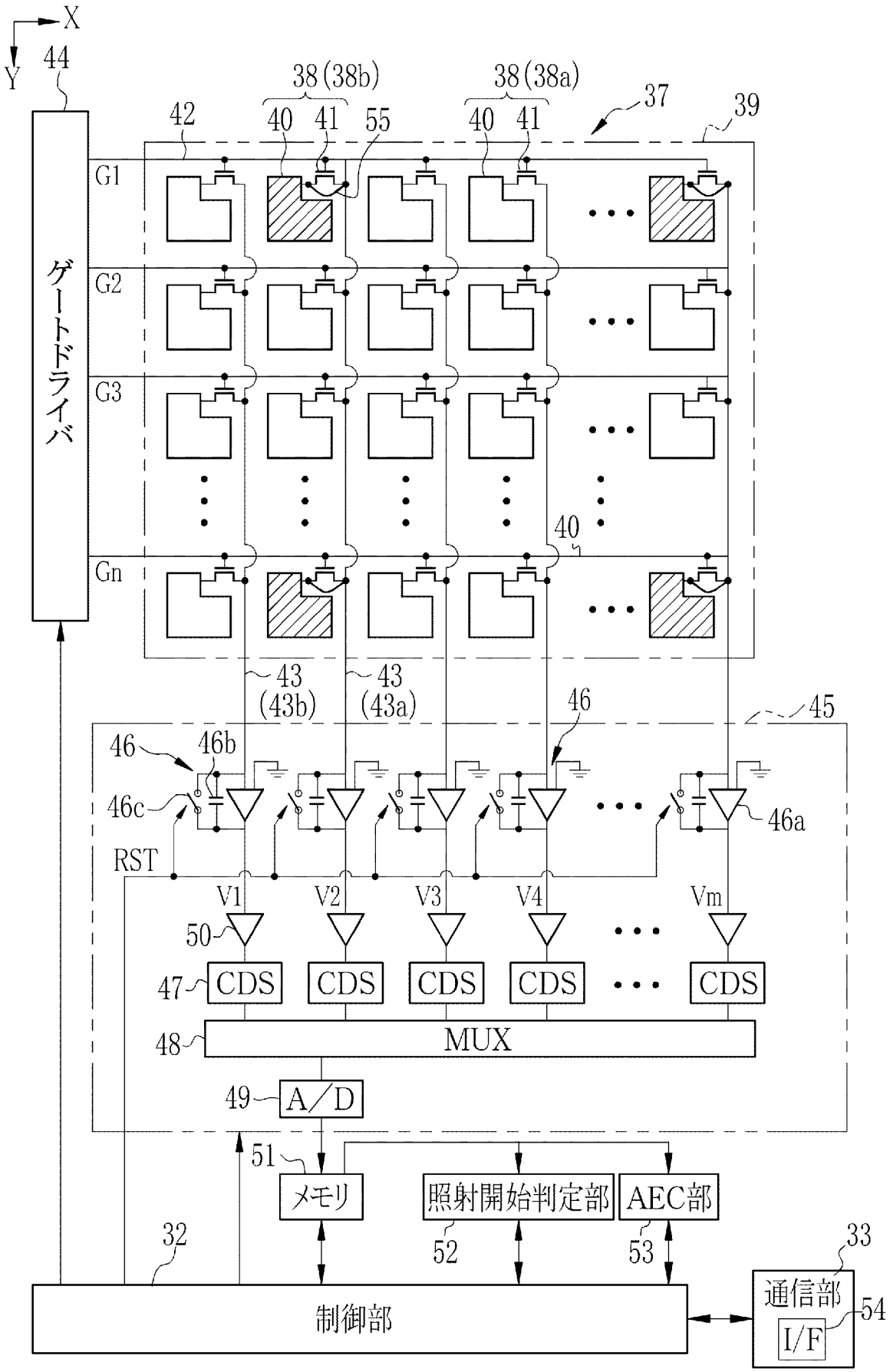
[図2]


14
13
撮影条件等
照射開始要求信号、照射停止信号等
11
22
通信I/F
25
照射信号I/F
23
メモリ
24
タッチパネル
制御部
21
20
高電圧発生器
12
10

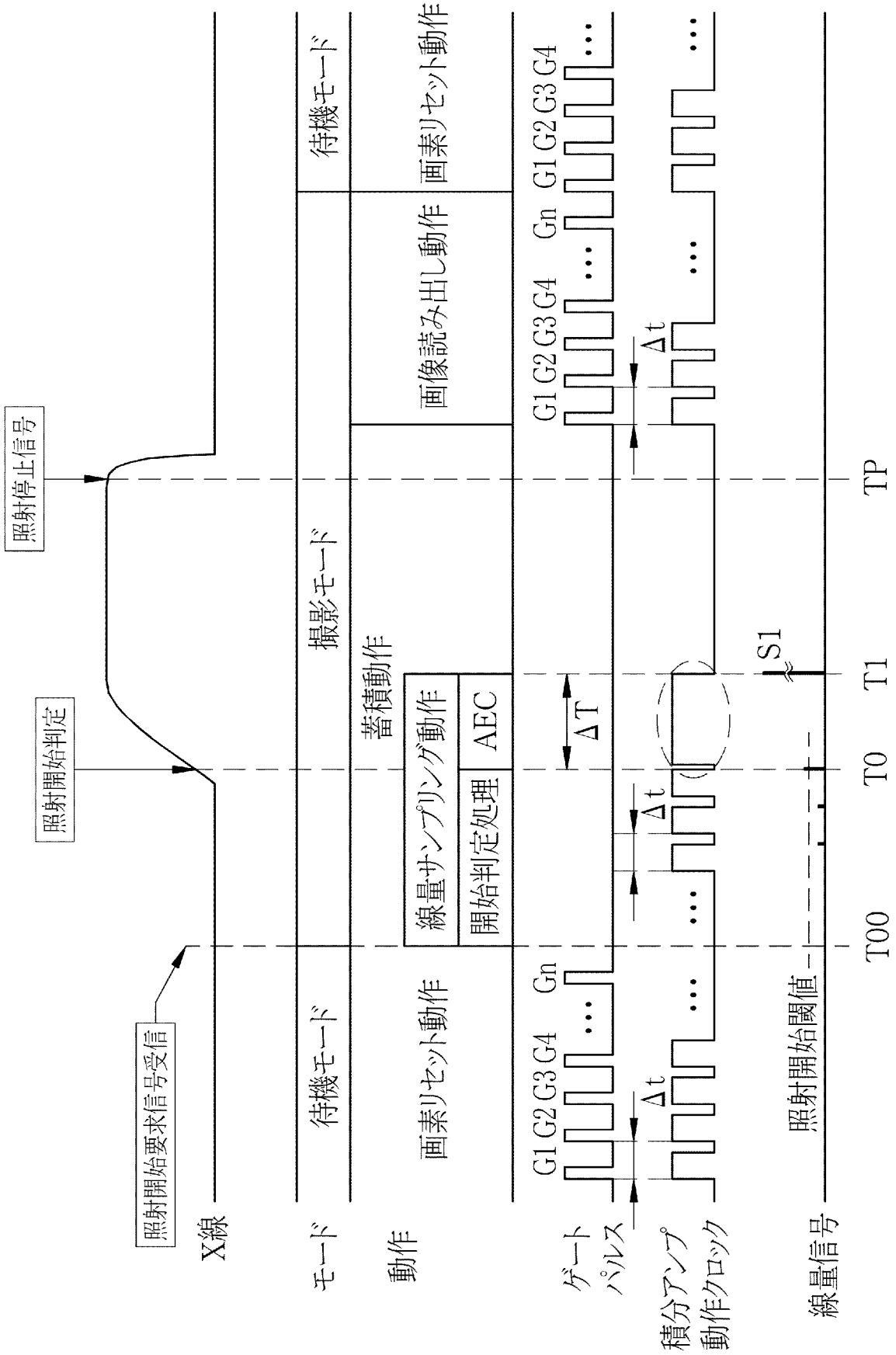
[図3]



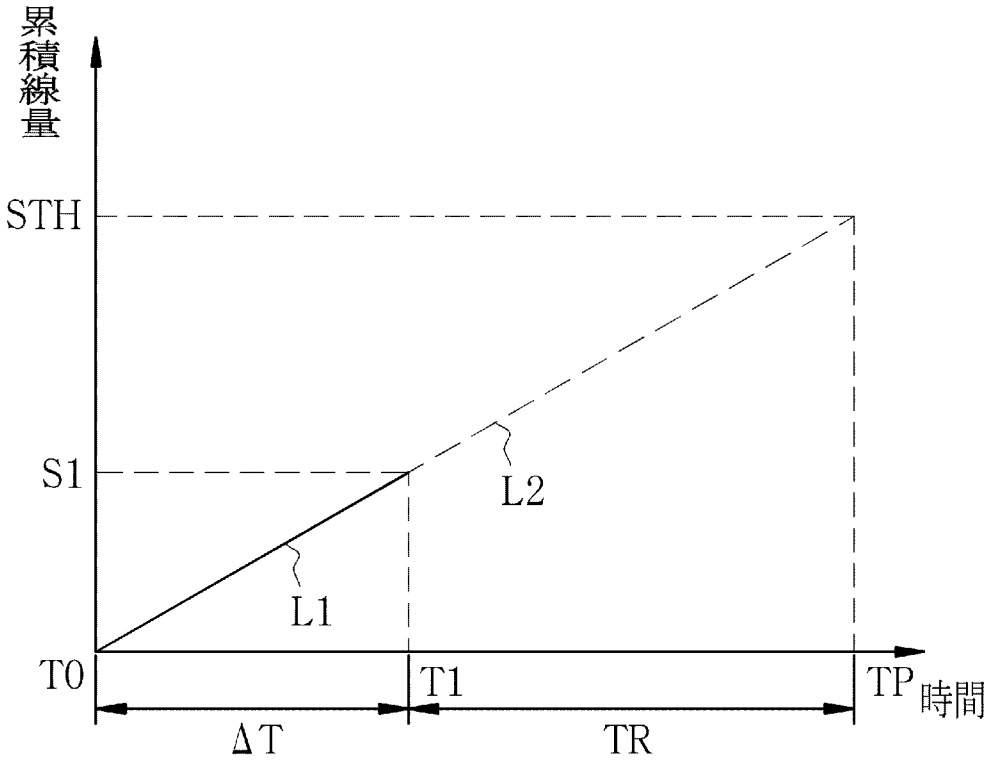
[図4]


X
Y
44
ゲートドライバ
38(38b)
38(38a)
37
39
42
40
41
55
G1
G2
G3
Gn
43
(43b)
43
(43a)
45
46
46b
46c
46a
RST
V1
V2
V3
V4
Vm
50
47
CDS
48
MUX
49
A/D
51
メモリ
照射開始判定部
AEC部
52
53
32
33
通信部
I/F
54
制御部

[図5]


照射停止信号
照射開始判定
照射開始要求信号受信
X線
モード
待機モード
撮影モード
待機モード
動作
画素リセット動作
蓄積動作
線量サンプリング動作
開始判定処理
AEC
画像読み出し動作
画素リセット動作
ゲートパルス
G1 G2 G3 G4 Gn
G1 G2 G3 G4 Gn G1 G2 G3 G4
積分アンプ動作クロック
線量信号
照射開始閾値
ΔT
Δt
Δt
Δt
S1
T00
T0
T1
TP

[図6]

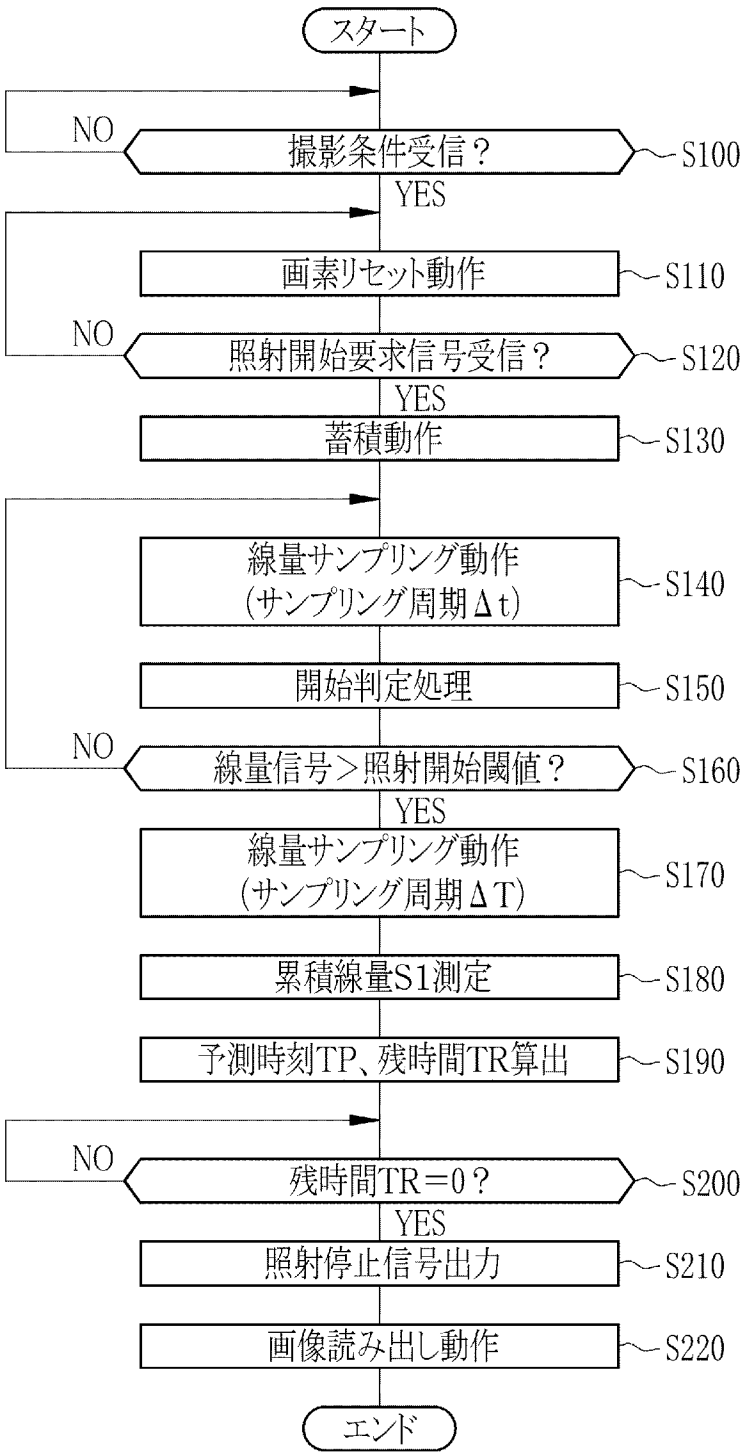


[図7]

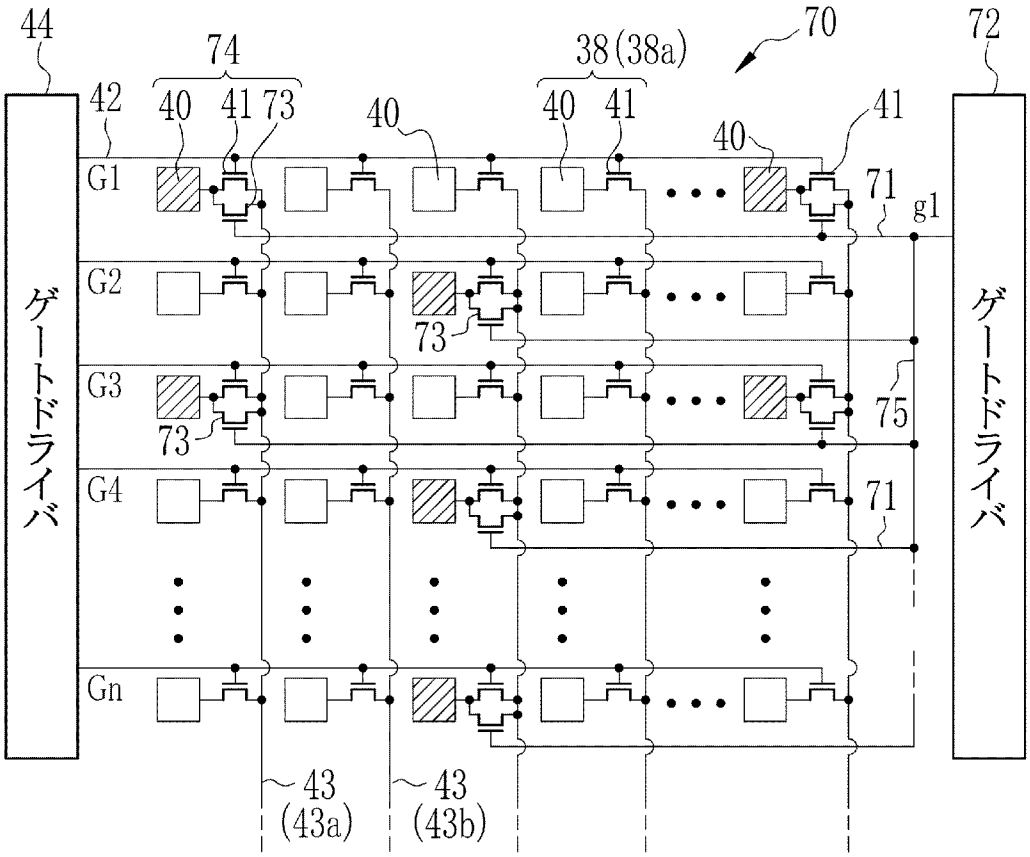
60

撮影部位	管電圧	管電流	照射時間	照射停止閾値	ΔT
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
胸部	Va	Ia	ta	THa	Ta
腹部	Vb	Ib	tb	THb	Tb
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

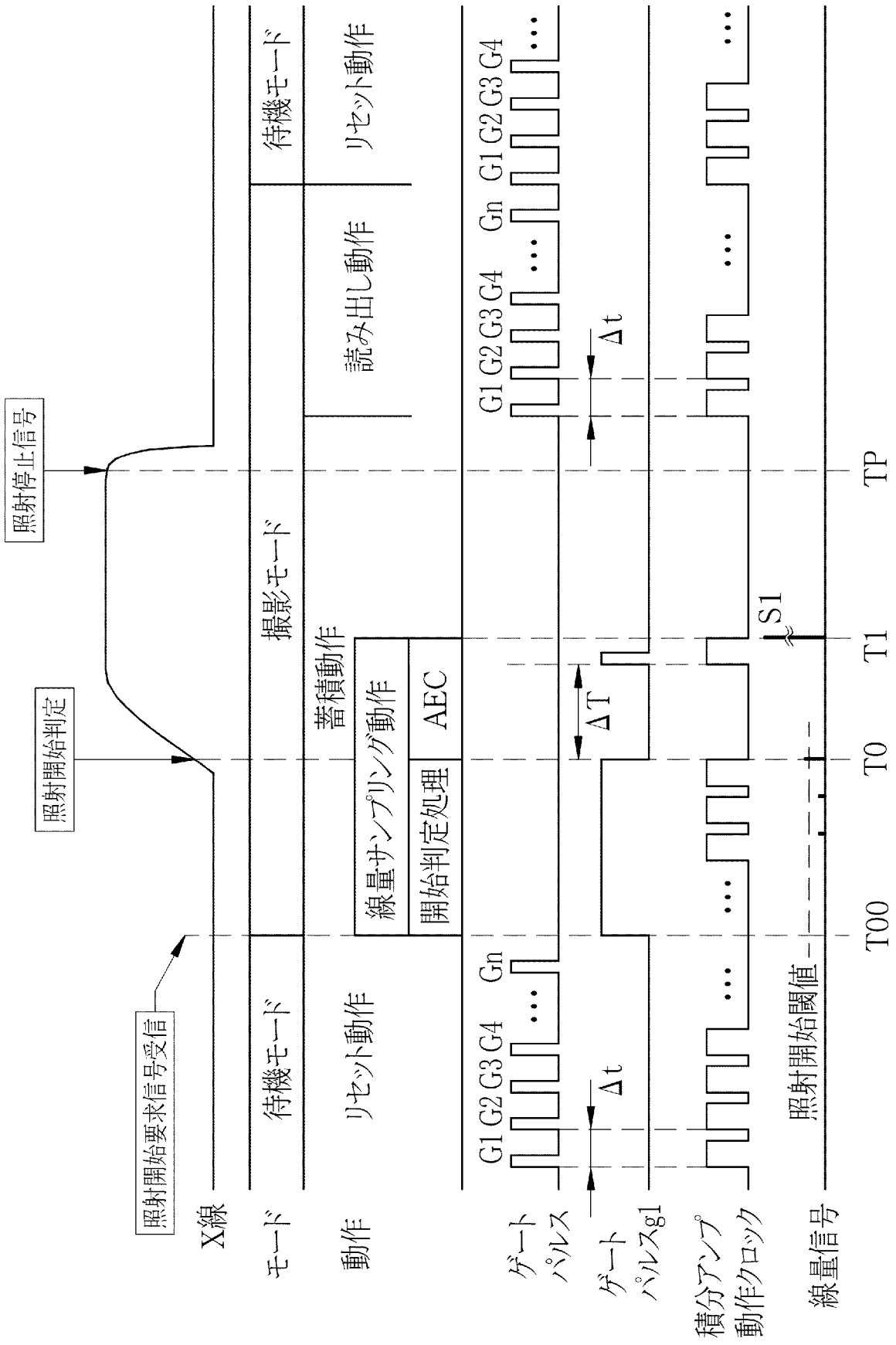
[図8]


スタート
NO
撮影条件受信？
S100
YES
画素リセット動作
S110
NO
照射開始要求信号受信？
S120
YES
蓄積動作
S130
線量サンプリング動作
(サンプリング周期Δt)
S140
開始判定処理
S150
NO
線量信号＞照射開始閾値？
S160
YES
線量サンプリング動作
(サンプリング周期ΔT)
S170
累積線量S1測定
S180
予測時刻TP、残時間TR算出
S190
NO
残時間TR＝0？
S200
YES
照射停止信号出力
S210
画像読み出し動作
S220
エンド

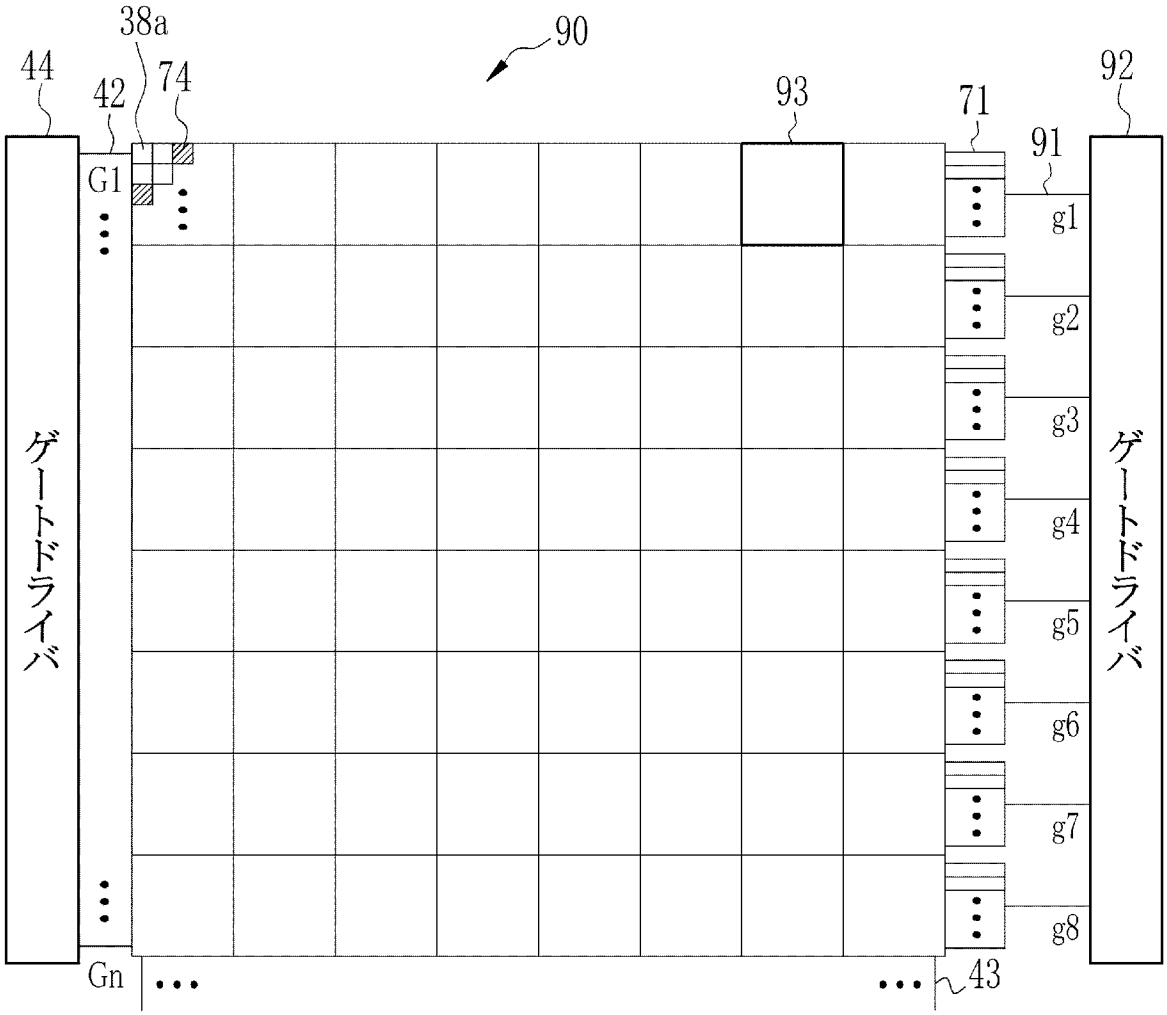
[図9]


44
74
42
40
41
73
40
38(38a)
70
72
40
41
40
41
G1
71
g1
G2
73
G3
75
73
G4
71
Gn
ゲートドライバ
ゲートドライバ
43
(43a)
43
(43b)

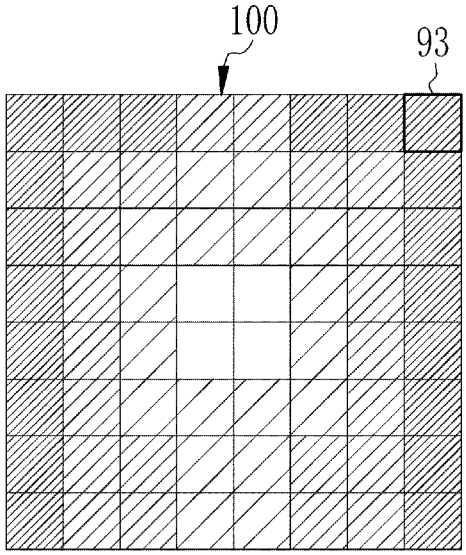
[図10]


照射停止信号
照射開始判定
照射開始要求信号受信
X線
モード
動作
待機モード
リセット動作
撮影モード
蓄積動作
線量サンプリング動作
AEC
開始判定処理
読み出し動作
待機モード
リセット動作
G1 G2 G3 G4 Gn
G1 G2 G3 G4 Gn G1 G2 G3 G4
ゲート
パルス
ゲート
パルスg1
積分アンプ
動作クロック
照射開始閾値
線量信号
Δt
ΔT
Δt
S1
T00
T0
T1
TP

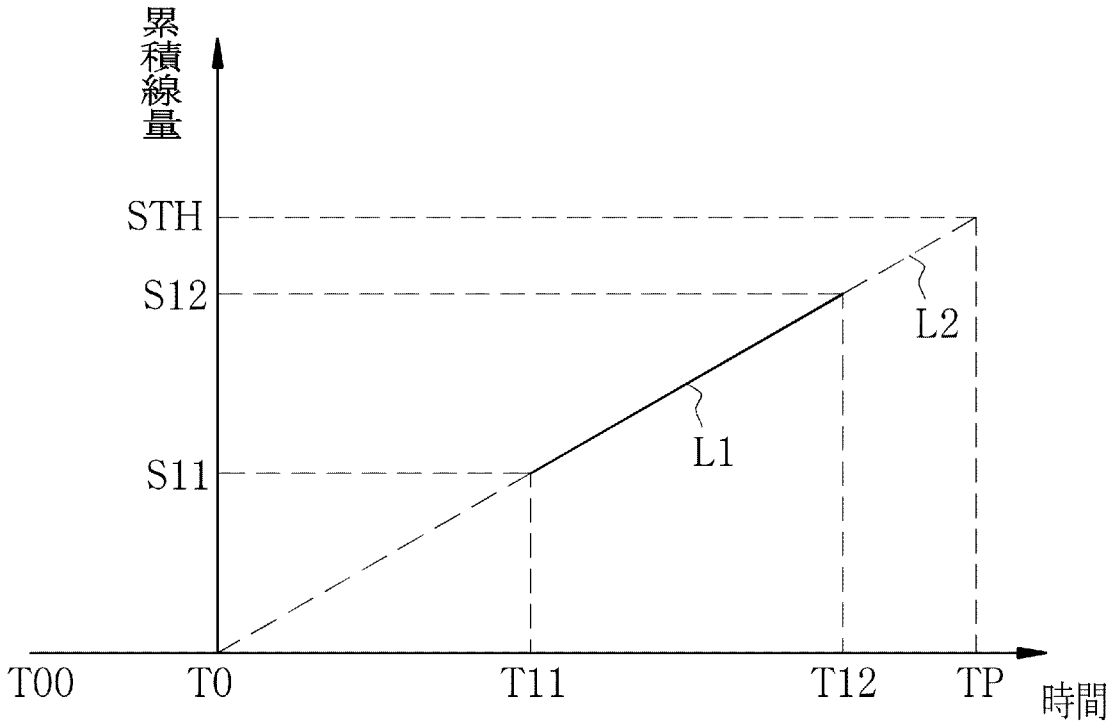
[図11]


38a
90
44
42
74
93
71
91
92
G1
g1
g2
g3
g4
g5
g6
g7
g8
ゲートドライバ
ゲートドライバ
Gn
43

[図12]


100
93

[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/064474

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 1996-2013
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.
Y A	JP 2010-75556 A (Toshiba Corp.), 08 April 2010 (08.04.2010), paragraph [0045] (Family: none)	1-4,7-9,12, 14-17 5,6,10,11,13
Y A	JP 2011-172606 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 08 September 2011 (08.09.2011), paragraph [0085] (Family: none)	1-4,7-9,12, 14-17 5,6,10,11,13

☐ 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	Date of mailing of the international search report
15 August, 2013 (15.08.13)	27 August, 2013 (27.08.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０６４４７４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

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（ＩＰＣ））

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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 2010-75556 A（株式会社東芝）2010.04.08,　【００４５】（ファミリーなし）	1-4,7-9,12,14-17
A		5,6,10,11,13
Y	JP 2011-172606 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2011.09.08,　【００８５】（ファミリーなし）	1-4,7-9,12,14-17
A		5,6,10,11,13

☐　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 １５．０８．２０１３	国際調査報告の発送日 ２７．０８．２０１３
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　４０７７ 伊藤　昭治 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２