

(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8月28日(28.08.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/129442 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/053721
- (22) 国際出願日: 2014年2月18日(18.02.2014)
- (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 2013-030588 2013年2月20日(20.02.2013) 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: 榎本 淳(ENOMOTO, Jun); 〒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, IR, 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.

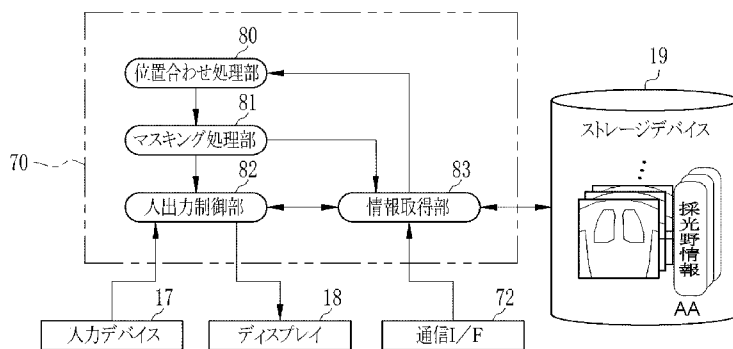
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: RADIATION IMAGE PROCESSING DEVICE AND METHOD, AND RADIATION IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線画像処理装置および方法、並びに放射線撮影装置



- 17 Input device
18 Display
19 Storage device
72 Communication interface
80 Positioning processing unit
81 Masking processing unit
82 Input/output control unit
83 Information acquisition unit
AA Receptor field information

(57) Abstract: A radiation image processing device which, even when a receptor field is automatically set during imaging, can acquire display images appropriate for observation over time with a simple method is provided. An electronic cassette is provided with a receptor field setting unit which, during X-ray irradiation, automatically and on the basis of an exposure amount signal from the detection pixels, sets the receptor field, which is a region of detection pixels that detects the exposure amount for AEC. A console acquires with an information acquisition unit an X-ray image and the receptor field information set in the receptor field setting unit. On the basis of receptor field information, a positioning processing unit positions the same imaging sites of the same imaging subject such that, for multiple display images corresponding to multiple X-ray images obtained by imaging multiple times with a time delay, the positions of the subject rendered in the multiple X-ray images match.

(57) 要約:

[続葉有]



撮影中に採光野を自動設定する場合でも、簡便な方法で経過観察に適した表示用画像を得ることができ放射線画像処理装置を提供する。電子カセットには、AECのために線量を検出する検出画素の領域である採光野を、検出画素からの線量信号に基づきX線の照射中に自動的に設定する採光野設定部が設けられている。コンソールは、採光野設定部で設定された採光野情報とX線画像を情報取得部で取得する。位置合わせ処理部は、採光野情報に基づき、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚のX線画像に対応する複数枚の表示用画像について、複数枚のX線画像に描出された被写体の位置を一致させる位置合わせを行う。

明 細 書

発明の名称：

放射線画像処理装置および方法、並びに放射線撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像処理装置および方法、並びに放射線撮影装置に関する。

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線に応じた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線画像に対する画像処理、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、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備え、X線画像を電子的に検出する。このセンサーパネルは、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TFETなど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] 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線の照射中にX線の線量を検出して、線量の積算

値である累積線量が目標線量に達したときに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X線の累積線量は、X線の照射時間とX線源が単位時間あたりに照射するX線の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。照射時間や管電流などの撮影条件は、胸部や頭部といった被写体の撮影部位、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。

[0005] AECを行う場合には、被写体を透過したX線の線量を検出する線量検出装置が用いられる。線量検出装置としては、X線画像検出装置と組み合わせて使用することが可能なイオンチャンバーが知られている。イオンチャンバーは、例えば、胸部撮影の際に左右の肺野にあたる対称な2つの上部位置とその下部位置の合計3箇所に配置された線量検出センサを有しており、X線画像検出装置の前面または背面を覆うように取り付けられる。例えば胸部撮影の際には、撮影前の準備作業として、上部位置の2つの線量検出センサが、AECにおける線量検出の基準となる採光野として選択される。そして、この選択された採光野と被写体の左右の肺野とが対向するように被写体とX線画像検出装置との相対的な位置関係を合わせるポジショニングが行われる。ポジショニングが正確に行われなかった場合は、肺野と採光野の位置がずれて適正なAECができないので、ポジショニングは慎重に行われる。こうしたポジショニングが終了した後に、撮影が開始される。撮影中は、採光野として選択された線量検出センサから出力される線量信号に基づきX線の照射停止のタイミングが判定される。

[0006] また、線量検出装置の機能をセンサーパネルに一体化したものも知られている (特開平07-201490号公報、特開2002-000590号公報参照)。特開平07-201490号公報、特開2002-000590号公報に記載のセンサーパネルは、X線画像を検出するための撮像領域内の画素を線量検出センサとして動作させるものであり、複数の画素の中から任

意の画素を採光野として選択することが可能である。特開平０７－２０１４９０号公報、特開２００２－０００５９０号公報のセンサーパネルの線量検出機能を使用してＡＥＣを行う場合においても、イオンチャンバーを使用する場合と同様に、撮影前の準備作業として採光野の選択と選択された採光野に応じた被写体のポジショニングとを行った後に、撮影が開始される。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 発明者らは、特開平０７－２０１４９０号公報、特開２００２－０００５９０号公報に記載されているセンサーパネルの画素を線量検出センサとして動作させる技術をさらに推し進めて、撮影中に採光野を自動設定する技術を検討している。より具体的には、センサーパネルの画素のうちの一部を線量検出センサとして機能する検出画素とし、これを撮像領域に分散して配置する。そして、撮影中に検出画素から出力される線量信号に基づき採光野を設定する。例えば胸部撮影では、肺野の位置に対向する検出画素の出力は肺野に隣接する他の部分と比べて高出力となるので、線量信号が他の部分と比べて高出力の検出画素を採光野として自動設定する。その後、採光野として設定された検出画素からの線量信号に基づきＡＥＣを行う。この技術によれば、従来撮影の準備作業として必要であった採光野の選択が不要となる。また、被写体とＸ線画像検出装置との相対位置関係に応じて採光野が自動設定されるため、被写体のポジショニングを従来ほど慎重に行う必要もなくなる。

[0008] ところで、画像診断においては、例えば手術前と手術後など、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚のＸ線画像を比較読影する経過観察が行われる。経過観察においては、ディスプレイの表示画面に複数枚のＸ線画像を並列表示したり、あるいは、１枚ずつ切り替え表示するなどして、複数枚のＸ線画像を比較読影可能に表示する。

[0009] 例えば、手術前のＸ線画像では被写体がほぼ中央に位置しているのに対して、手術後のＸ線画像では被写体が右または左に寄っているなど、複数枚のＸ線画像に描出される被写体の位置が一定でないと比較読影がやりにくい。

このため、経過観察に利用される複数枚のX線画像間では、X線画像内の被写体の位置が一定であることが好ましい。

[0010] ところが、発明者らが目下検討中の撮影中に採光野を自動設定する技術を採用した場合、従来のように被写体のポジショニングに気を使う必要がない反面、経過観察を目的とした複数回の撮影において被写体とX線画像検出装置との相対位置関係がばらばらになり、結果として複数枚のX線画像間で被写体の位置がずれるおそれがあった。

[0011] この問題の解決策として、複数枚のX線画像に対してパターン認識などの画像解析を施して各X線画像内の被写体の位置を認識し、認識した被写体の位置に基づいて、各X線画像の被写体の位置を一致させる位置合わせ処理を行うことが考えられる。しかし、画像解析によってX線画像内の被写体の位置を認識する方法は処理が複雑で時間も掛かる。そこで、上記問題に対してより簡便な解決策が求められていた。

[0012] 本発明は、撮影中に採光野を自動設定する技術を用いた場合においても、簡便な方法で経過観察に適した表示用画像を得ることができる放射線画像処理装置および方法、並びに放射線撮影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

[0013] 上記目的を達成するために、本発明の放射線画像処理装置は、複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理装置であり、画像取得部、採光野情報取得部、および位置合わせ処理部を備える。画像取得部は、複数枚の放射線画像を取得する。採光野情報取得部は、放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ポジショニングされる被写体の位置に応じて撮像領域内に自動設定され、複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報を取得する。位置合わせ処理部は、採光野情報取得部で取得した採光野情報に基づき、複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、複数枚の放射

線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を実行する。

[0014] 位置合わせ処理部は、複数枚の放射線画像の採光野の位置を合わせることで、複数枚の表示用画像内における被写体の位置を一致させることが好ましい。

[0015] 採光野情報は、放射線画像内における採光野の位置を表す座標情報が好ましい。

[0016] 位置合わせ処理部は、採光野内から位置合わせの基準点を求めて、位置合わせ処理を実行することが好ましい。基準点は、例えば採光野の外形と外接し、採光野の全体を取り囲む外接矩形枠の中心である。

[0017] 位置合わせ処理部は、複数枚の放射線画像のうちの1枚を基準画像とし、基準画像の採光野の位置を基準として位置合わせ処理を実行することが好ましい。基準画像は、マニュアル設定または自動設定により複数枚の放射線画像の中から選択された1枚の放射線画像である。

[0018] 位置合わせ処理部は、表示用画像を描画する表示枠に対して、表示用画像の描画位置を変位させることにより位置合わせ処理を実行することが好ましい。描画位置の変位により生じた空白部分に対してマスキング処理を施すマスキング処理部を備えることが好ましい。

[0019] 位置合わせ処理後の表示用画像、または位置合わせ処理における描画位置のずらし量を、放射線画像と関連付けて記憶する記憶部を備えることが好ましい。

[0020] 本発明の放射線画像処理方法は、複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理方法であり、画像取得ステップ、採光野情報取得ステップ、および位置合わせ処理ステップを備える。画像取得ステップは、複数枚の放射線画像を画像取得部で取得する。採光野情報取得ステップは、放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ポ

ジョニングされる被写体の位置に応じて撮像領域内に自動設定され、複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報を採光野情報取得部で取得する。位置合わせ処理ステップは、採光野情報取得ステップで取得した採光野情報に基づき、複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、複数枚の放射線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を位置合わせ処理部で実行する。

[0021] 本発明の放射線撮影装置は、複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置と、放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理装置とを備える。放射線画像処理装置は、画像取得部、採光野情報取得部、および位置合わせ処理部を備える。画像取得部は、複数枚の放射線画像を取得する。採光野情報取得部は、放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ジョニングされる被写体の位置に応じて撮像領域内に自動設定され、複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報を取得する。位置合わせ処理部は、採光野情報取得部で取得した採光野情報に基づき、複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、複数枚の放射線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を実行する。

[0022] 放射線画像検出装置は、パネル部、複数の線量検出センサ、採光野設定部、およびAEC部を有することが好ましい。パネル部には、撮像領域が形成される。複数の線量検出センサは、撮像領域に分散して配置され、撮像領域に到達する放射線の線量を検出してこれに応じた線量信号を出力する。採光野設定部は、撮影中に複数の線量検出センサから出力される線量信号に基づいて採光野を自動的に設定する。AEC部は、採光野設定部で設定された採光野内の線量検出センサから出力される線量信号に基づいてAECを行う。

発明の効果

[0023] 本発明によれば、撮影中に自動設定された採光野情報に基づき、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対応する表示用画像の位置合わせ処理を行うので、撮影中に採光野を自動設定する技術を用いた場合においても、簡便な方法で経過観察に適した表示用画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1] X線撮影システムの概略図である。

[図2] 撮影条件テーブルを示す図である。

[図3] 線源制御装置の内部構成を示すブロック図である。

[図4] 電子カセットを示す外観斜視図である。

[図5] 電子カセットの内部構成を示すブロック図である。

[図6] 検出画素の配置を説明するための説明図である。

[図7] 照射野の大きさを算出する際のパラメータを示す説明図である。

[図8] 採光野設定部の機能を示す説明図である。

[図9] 採光野内に存在する検出画素の配置を示す説明図である。

[図10] 採光野の累積線量が目標線量に達すると予測される時間の算出方法を説明するためのグラフである。

[図11] コンソールの内部構成を示すブロック図である。

[図12] コンソールのCPUの機能を示すブロック図である。

[図13A] 被写体のポジショニングとX線画像に描出される被写体の位置の関係を示す説明図である。

[図13B] 図13Aと比較される、被写体のポジショニングとX線画像に描出される被写体の位置の関係を示す説明図である。

[図14A] 図13AのX線画像に対応する表示用画像の生成方法の説明図である。

。

[図14B] 図13BのX線画像に対応する表示用画像の生成方法の説明図である。

。

[図15] 位置合わせ処理をしない場合のX線画像の表示例を示す説明図である。

。

[図16] X線画像の表示処理の説明図である。

[図17]位置ずれ量の算出方法の説明図である。

[図18]位置合わせ処理の説明図である。

[図19]マスキング処理の説明図である。

[図20]比較読影ウィンドウを示す図である。

[図21] X線撮影におけるセンサーパネルの動作の推移を示す説明図である。

[図22] X線撮影の手順を示すフローチャートである。

[図23]コンソールの処理手順を示すフローチャートである。

[図24]検出画素の別の例を示す電子カセットのブロック図である。

発明を実施するための形態

[0025] 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、X線の累積線量が目標線量に達したときにX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、本発明の放射線画像処理装置に相当するコンソール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。

[0026] 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、出射されるX線の角度範囲を縦横の2方向で調整する。これにより、X線の照射野が限定される。

[0027] 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、キーボードなどの入力デバイス17を介した放射線技師などの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18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19、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などに記憶される。

[0028] コンソール14は、被写体の氏名、性別、年齢、撮影部位、撮影目的など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18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）など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、オペレータにより手動入力される。検査オーダーには、頭部、胸部、腹部、手、指などの撮影部位の項目がある。撮影部位には、正面、側面、斜位、PA（X線を被写体の背面から照射）、AP（X線を被写体の正面から照射）などの撮影方向も含まれる。オペレータは、検査オーダーの内容をディスプレイ18で確認し、その内容に応じた撮影条件をディスプレイ18に映された操作画面を通じて入力デバイス17で入力する。

[0029] 図2において、ストレージデバイス19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20が格納されている。撮影条件には、撮影部位、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）、X線の照

射時間（単位；s）、および照射停止閾値が含まれる。管電流と照射時間の積でX線の累積線量が決まるため、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（mA s 値）の値が入力される場合もある。これら管電圧、管電流、照射時間の値を微調整することも可能である。照射停止閾値は、AEC部57（図5参照）がX線の照射停止を判定するための情報である。なお、図2では撮影部位として胸部AP、胸部PAのみを例示しているが、実際には頭部、腹部、脚部といった他の撮影部位に対応する撮影条件や、それに応じた照射停止閾値も記憶されている。

[0030] コンソール14には、撮影条件とともに、X線源10の照射野限定器に設定された縦横2方向のX線の角度範囲、および電子カセット13の撮像領域40（図5参照）の位置からX線管の焦点の位置までの距離であるSID（Source Image Distance）の情報が入力デバイス17で入力される。

[0031] 図3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21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22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/F25とを備える。

[0032] 制御部22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22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22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21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。

[0033] 照射スイッチ12が1段階押し（半押し）されると、制御部22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、制御部22は照射開始信号を高電圧発生器21に発して、X線源10によるX線の照射を開始させる。

[0034] メモリ23は、管電圧、管電流、照射時間など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。コンソール 14 の場合と同様、撮影条件の値を微調整することも可能である。制御部 22 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 26 を内蔵している。なお、線源制御装置 11 とコンソール 14 とを接続し、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。

[0035] 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。制御部 22 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。

[0036] 照射信号 I/F 25 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 22 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 25 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 AEC 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 25 の通信方式は有線方式でもよいし無線方式でもよい。

[0037] 図 4 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 31a 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 線画像など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。

[0038] 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 ISO 4090 : 2001 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 31a が X 線源 10 と対向する姿勢で保持され、X 線の照射野と撮像領域 40 の中心が一致するよう、各撮影台 15、16 のホルダ 15a、16a（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。

[0039] 図 5 において、センサーパネル 30 は、パネル部 35 と回路部 36 とで構成される。パネル部 35 は、TFT 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。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、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。

[0040] パネル部35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）などからなり、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など）を用いた直接変換型のパネル部を用いてもよい。

[0041] 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。

[0042] 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42に電荷が蓄積される。

[0043] TFT43は、ゲート電極が走査線44に、ソース電極が信号線45に、ドレイン電極が光電変換部42にそれぞれ接続される。走査線44と信号線45は格子状に配線されており、走査線44は1行分の画素41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。

[0044] 回路部 3 6 は、ゲートドライバ 4 6、信号処理回路 4 7、制御部 4 8などを有している。ゲートドライバ 4 6 は、制御部 4 8 の制御の下に T F T 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 T F T 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 T F T 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 T F T 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、T F T 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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を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。

[0048] 信号処理回路47は、積分アンプ49、CDS (correlated double sampling) 回路(CDS)50、マルチプレクサ(MUX)51、およびA/D変換器(A/D)52などを備える。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算し、アナログ電圧信号V1~VMに変換して出力する。

[0049] 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1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。

[0050] 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。

[0051] MUX 51 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 CDS 50 のサンプルホールド回路の 1 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 CDS 50 のもう 1 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。

[0052] 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/F 55 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。

[0053] 通信 I/F 55 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/F 55 は、照射停止閾値を含む撮影条件、照射野の大きさや素抜け領域特定用閾値などの情報をコンソール 14 から受信して制御部 48 に入力する。制御部 48 は、照射停止閾値の情報を AEC 部 57 に、照射野および素抜け領域特定用閾値の情報を採光野設定部 56 にそれぞれ提供する。

[0054] 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 G1 ~ GN 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。

[0055] 制御部48には、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などを補正する。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] 図6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60に沿って設けられている。検出画素41bは、同じ信号線45が接続された画素41の列に1個ずつ設けられ、検出画素41bが設けられた列は、検出画素41bが設けられない列を例えば2～3列挟んで設けられる。

[0058] 通常画素41aと検出画素41bは光電変換部42などの基本的な構成は全く同じである。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41bはTF T43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、TFT43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TFT43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発生電荷に基づく電圧信号を読み出すことが可能である。

[0059] 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。検出画素41bは通常画素41aより数は少ないものの撮像領域40に分散して配置されているので、各検出画素41bによって得られる線量信号を検出画素41bの画素値として見れば、メモリ54に記録される線量信号は、解像度が低いX線画像と捉えることができる。

[0060] センサーパネル30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/F58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。なお、線量信号のサンプリング周期は、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。

[0061] 採光野設定部56およびAEC部57は、制御部48により駆動制御される。採光野設定部56およびAEC部57は、所定のサンプリング周期で取得される線量信号をメモリ54から読み出して、読み出した線量信号に基づいて採光野の設定およびAECを行う。

[0062] 採光野設定部56は、メモリ54から読み出した各検出画素41bからの線量信号に基づき、AECのためにX線の線量を検出する領域である採光野

を設定する。採光野は、例えば診断時に最も注目すべき関心領域にあたる位置に設定される。関心領域は、撮影部位が胸部で、肺の状態を診断するような場合には、左右の肺野である。

[0063] 胸部を撮影する場合には、被写体の胸部を撮像領域40と対面させて撮影を行うが、撮像領域40に対面するのは胸部ばかりでなく、腕や腹部の一部が含まれる。X線源10の照射野限定器によって、胸部、腕、腹部などを含む被写体が含まれるように照射野が設定される。照射野は、撮像領域40の全範囲を含むように設定される場合もあるが、無駄な被曝を防止するために、撮像領域40よりも小さく設定される場合がある。照射野が撮像領域40よりも小さい場合は、撮像領域40内において照射野の周囲には、X線が照射されない非照射野が生じる。また、照射野内では、例えば胸部と腕の間など、被写体が存在せずX線が直接入射する素抜け領域が生じる。

[0064] 採光野設定部56は、まず、撮像領域40内の照射野を特定し、さらに素抜け領域を除く被写体領域を特定して、特定した被写体領域の中から、最終的に画像認識により採光野を特定する。こうして段階的に採光野以外の領域を排除していくことで、最後の採光野の特定がしやすくなり、その確度も増す。

[0065] 照射野の大きさは、照射野限定器から出射されるX線の角度範囲とSIDとが分かれば、計算で導き出すことができる。図7に示すように、縦横2方向のX線の角度範囲をそれぞれ θa 、 θb とした場合、照射野の縦横2方向の長さ $D a$ 、 $D b$ は、次式(1)、(2)により求まる。

$$D a = 2 \cdot S I D \cdot \tan (\theta a / 2) \cdots (1)$$

$$D b = 2 \cdot S I D \cdot \tan (\theta b / 2) \cdots (2)$$

[0066] コンソール14は、オペレータにより入力される、照射野限定器に設定された縦横2方向のX線の角度範囲、およびSIDを式(1)、(2)に代入して照射野の縦横2方向の長さ $D a$ 、 $D b$ を求め、これを照射野の情報として電子カセット13に送信する。

[0067] 素抜け領域は、被写体を透過せずに直接X線が入射する領域であるため、

素抜け領域に到達するX線の線量の予測値は、被写体の撮影部位とは無関係に、SID、撮影条件（管電圧および管電流）などから、例えばNDD法（Numerical Dose Determination method）による面積線量計算式を用いて計算で求めることができる。コンソール14は、上記予測値を計算してこれを検出画素41bが出力する線量信号と比較可能な値（以下、素抜け領域特定用閾値という）に換算して、この情報を電子カセット13に提供する。採光野設定部56は、検出画素41bが出力する線量信号と素抜け領域特定用閾値とを比較し、この比較結果に基づいて素抜け領域を特定し、特定した素抜け領域を除く領域を被写体領域と特定する。

[0068] 採光野設定部56の機能をより具体的に示す図8において、採光野設定部56は、コンソール14から送られた照射野の長さDa、Dbに対応する、撮像領域40内における照射野A1を特定する。そして、メモリ54に記録された線量信号のうち、照射野A1に存在する検出画素41bの線量信号をピックアップする。言い換えれば、非照射野A2の部分に存在する検出画素41bの線量信号を採光野の候補から除外する。

[0069] なお、照射野特定用の閾値を設定し、この閾値と線量信号とを比較することにより照射野を特定してもよい。この場合、X線が当たらない非照射野は線量信号がほぼゼロとなるため、閾値にはゼロに近い値を設定する。そして、線量信号が閾値以下の領域を非照射と特定し、残りの領域を照射野と特定する。

[0070] 続いて採光野設定部56は、照射野A1に存在する検出画素41bの線量信号と、コンソール14から提供される素抜け領域特定用閾値とを比較し、この比較結果に基づき、素抜け領域A3に存在する検出画素41bの線量信号を採光野の候補から除外する。言い換えれば、被写体を透過したX線が照射される被写体領域A4に存在する検出画素41bの線量信号をピックアップする。

[0071] 最後に採光野設定部56は、周知の画像認識技術を用いて、先に特定された被写体領域A4の中から、関心領域の形状に忠実に沿った形で採光野A5

を特定する。例えば、リファレンスとなるX線画像を予め用意しておき、特定された被写体領域A 4 とリファレンス画像とのパターン認識によって採光野A 5 を特定する。胸部撮影の場合には、関心領域にあたる左右の肺野が採光野A 5 として特定される。撮像領域4 0 内において左右の肺野と対面する領域はおおよそその位置や大きさは分かるが、被写体の体格によって肺野の位置や大きさには個人差がある。例えば、成人と子供、あるいは性別の違いによっても体の位置や大きさは異なるため、肺野の位置や大きさも異なる。また、成人男性間でも身長や体の横幅に個人差があるため、肺野の位置や大きさにも個人差がある。そのため、1つのリファレンス画像の肺野の位置や大きさを基準に採光野を設定すると、被写体が子供の場合には成人男性と比較して肺野が小さいため、肺野以外の部分が採光野に含まれてしまうといったことが起こり、肺野に対する適切な線量を検出することができないおそれがある。この問題に対処するため、リファレンス画像を複数種類用意しておき、最もパターン認識の一致度合いが高いものを採用することが好ましい。なお、リファレンス画像については、年齢、性別、身長などの患者情報に基づいて、被写体となる患者の体格に合ったリファレンス画像を選択してもよい。

[0072] 検出画素4 1 bは図6に示すように撮像領域4 0に分散して配置されているので、特定した採光野A 5 には、図9に示すように検出画素4 1 bが複数個存在している。採光野設定部5 6は、特定した採光野の情報（以下、採光野情報という）を制御部4 8に出力する。採光野情報は、特定した採光野内に存在する通常画素4 1 aおよび検出画素4 1 bのXY座標で表されている。XY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、例えば画素4 1が2 0 0 0×2 0 0 0の行列状に配置されていた場合は、左上の画素4 1（本例では検出画素4 1 b）の座標を（1、1）、右上の画素4 1の座標を（1、1 9 9 9）などと表現する。制御部4 8は、採光野情報をA E C部5 7に出力する。また、制御部4 8は、X線画像と採光野情報とを関連付けて、これらを一緒に通信I/F 5 5を介してコ

ンソール 1 4 に送信する。

[0073] なお、図 8 では、胸部を撮影した際、撮像領域 4 0 の上下左右端の非照射野 A 2 の部分の検出画素 4 1 b の線量信号を除外し、次に被写体の肩上部および腕と胴の間の素抜け領域 A 3 の検出画素 4 1 b の線量信号を除外し、最後に被写体領域 A 4 内で採光野 A 5 である左右の肺野を特定する様子を示している。

[0074] 採光野設定部 5 6 で採光野を特定するタイミングとしては、X 線の照射が開始された直後で線量が増加している期間、または X 線源 1 0 の駆動が安定化し、設定された管電流に応じた一定値に線量が落ち着いてからの期間のいずれでもよい。線量が増加している期間に採光野を設定する場合は、線量信号の値が比較的小さいためにノイズの影響を受けやすいが、X 線の照射開始とほぼ同時に採光野の設定を終えることができ、スムーズに A E C に移行することができる。線量が一定値になってからの期間に採光野を設定する場合は、前回のサンプリングで得た線量信号を一時的に記憶しておき、今回得た線量信号と比較する。そして、前回と今回の線量信号が等しくなったら線量が一定値になったと判断し、採光野の設定を開始する。線量が一定値になるまで待つ分時間は掛かるが、線量信号の出力が安定して S / N がよいので、採光野の設定結果への信頼性が高まる。

[0075] A E C 部 5 7 は、複数回のサンプリングによってメモリ 5 4 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、採光野に到達する X 線の累積線量（以下、単に採光野の累積線量という）を測定する。より具体的には、A E C 部 5 7 は、採光野設定部 5 6 で設定された採光野内に存在する検出画素 4 1 b からの線量信号の代表値（平均値、最大値、最頻値、合計値など）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。この際、正確を期すため、採光野の設定のためにメモリ 5 4 から採光野設定部 5 6 に読み出された線量信号も含めて積算する。

[0076] A E C 部 5 7 は、採光野の累積線量を時刻の異なる 2 点で測定し、これら 2 点のデータ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

時刻を算出する。具体的には図10に示すように、採光野設定部56で採光野が設定されてから所定時間経過した時刻T1に採光野の累積線量S1を測定し、さらに時刻T1から所定時間経過した時刻T2に累積線量S2を測定する。そして、累積線量S1、時刻T1の点と、累積線量S2、時刻T2の点を結んだ直線Lの延長線Leが目標線量から換算された照射停止閾値の線と交わる時刻T3を累積線量が目標線量に達する時刻として求める。AEC部57は、求めた時刻T3となり、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。

[0077] 照射信号I/F58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/F58は、線源制御装置11との間の同期制御のための同期信号の送受信、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57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。

[0078] 図11において、コンソール14を構成するコンピュータは、上記の入力デバイス17、ディスプレイ18、およびストレージデバイス19の他に、CPU70、メモリ71、および通信I/F72を備えている。これらはデータバス73を介して相互接続されている。

[0079] ストレージデバイス19には、制御プログラムやアプリケーションプログラム（以下、APという）74が記憶される。AP74は、検査オーダやX線画像の表示処理、X線画像に対する画像処理、撮影条件の設定など、X線撮影に関する様々な機能をコンソール14に実行させるためのプログラムである。

[0080] メモリ71は、CPU70が処理を実行するためのワークメモリである。CPU70は、ストレージデバイス19に記憶された制御プログラムをメモリ71へロードして、プログラムに従った処理を実行することにより、コンピュータの各部を統括的に制御する。通信I/F72は、RIS、HIS、

画像蓄積サーバ、電子カセット 13 などの外部装置との無線または有線による伝送制御を行うネットワークインターフェースである。

[0081] 図 12 において、コンソール 14 の CPU 70 は、AP 74 を起動すると、位置合わせ処理部 80、マスキング処理部 81、入出力制御部 82、および情報取得部 83 として機能する。

[0082] 位置合わせ処理部 80、マスキング処理部 81 は、電子カセット 13 からの X 線画像に対して、後述する位置合わせ処理、マスキング処理などの各種画像処理を施す。入出力制御部 82 は、入力デバイス 17 の操作に応じた画面データをストレージデバイス 19 から読み出し、読み出した画面データに基づいて各種操作画面をディスプレイ 18 に出力する。入出力制御部 82 は、操作画面に配された GUI (Graphical User Interface) を通じて入力デバイス 17 からの操作指示の入力を受け付ける。操作指示には、ディスプレイ 18 に表示する X 線画像の検索要求や、位置合わせ処理部 80 に位置合わせ処理を実行させる処理要求などがある。検索要求には、所望の X 線画像を指定する検索キーワード、例えば被写体の氏名や患者 ID、撮影日時、撮影部位などが含まれる。

[0083] 情報取得部 83 は画像取得部および採光野情報取得部として機能し、電子カセット 13 からの X 線画像および採光野情報を通信 I/F 72 を介して取得し、これらをストレージデバイス 19 に格納する処理を実行する。また、情報取得部 83 は、入力デバイス 17 を通じた X 線画像の検索要求に応答して、指定された検索キーワードに対応する X 線画像および採光野情報をストレージデバイス 19 から検索・抽出する機能も有している。情報取得部 83 は、抽出した X 線画像を位置合わせ処理部 80 または入出力制御部 82 に受け渡す。

[0084] 位置合わせ処理部 80 は、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影し、これにより得られた複数枚の X 線画像に対応する複数枚の表示用画像について、複数の X 線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を実行する。図 13 A、13 B に示すよ

うに、撮像領域40に対してポジショニングされる被写体Hの位置が変わると、X線画像XP1、XP2に描出される被写体Hの位置も当然ながら変わる。図13Aでは、撮像領域40の中心線CL1と被写体の中心線CL2が一致しており、X線画像XP1に描出される被写体Hは、X線画像XP1の中央に位置する。具体的には、被写体Hの中心線CL2とX線画像XP1の中心線CL3がほぼ一致している。対して図13Bでは、被写体HがX方向の左側に寄ってポジショニングされ、撮像領域40の中心線CL1に対して被写体Hの中心線CL2がX方向の左側にずれている。X線画像XP2に描出される被写体HもX線画像XP2の中心線CL3に対して左側にずれている。

[0085] 入出力制御部82は、X線画像をディスプレイ18に表示する場合には、X線画像に基づき表示用画像を生成する。一般的に、ディスプレイ18に画像を表示する場合には、入出力制御部82は、ビデオメモリ上に画像を描画して、描画した画像をビデオ信号としてディスプレイ18に出力する。ビデオメモリ上に描画される画像は、ディスプレイ18や画像表示機能を有するAP74などの仕様に応じて、あるいは、ユーザによる設定に応じて、解像度、画素数、表示サイズなどが定められる。表示用画像は、X線画像をディスプレイ18に表示するために、ビデオメモリ上に描画されて、ビデオ信号として出力されるものであり、ディスプレイ18や画像表示機能を有するAP74などの仕様に応じて、X線画像に対して、解像度、画素数、表示サイズなどの補正を施したものである。ビデオメモリとしては、例えば、メモリ71の一部が使用される。もちろん、メモリ71とは別に専用のビデオメモリを設けてもよい。

[0086] 図14A、14Bは、X線画像XP1、XP2から、それぞれ表示用画像DXP1、DXP2を生成し、生成した表示用画像DXP1、DXP2がディスプレイ18の画面18aに表示されるまでの表示処理の概要を説明したものである。表示処理は、入出力制御部82によって実行される。表示枠Fは、画面18a内における表示用画像DXP1、DXP2の表示位置や表示

サイズを規定するための表示枠であり、ビデオメモリ上に設定される。ここで、ビデオメモリ上に設定される表示枠Fと、画面18aに表示される表示枠とは対応するものであるため、説明の便宜上、図14A、14Bに示すように、同じ符号Fを付して説明する。

[0087] X線画像から表示用画像を生成する場合には、X線画像から、表示用画像に使用する領域が表示枠Fに収まる範囲で切り出される。図14A、14Bに示すように、X線画像XP1、XP2と、表示枠Fとのそれぞれのアスペクト比（縦横比）が同じであれば、通常、X線画像XP1、XP2の全領域が表示用画像DXP1、DXP2として切り出される。アスペクト比が異なる場合には、X線画像XP1、XP2の一部が表示用画像DXP1、DXP2として切り出される。なお、X線画像からの切り出しサイズが表示枠Fの大きさよりも大きい場合には、表示枠Fからはみ出した部分は画面18aに表示されない。

[0088] X線画像XP1の表示処理において、図14Aに示す例では、X線画像XP1の全領域が表示用画像DXP1として、ビデオメモリ上の表示枠Fへ描画される。描画は、X線画像XP1の中心線CL3と、表示枠Fの中心線CL4とが一致するように行われる。X線画像XP1では、X線画像XP1の中心線CL3と、被写体Hの中心線CL2とが一致しているため、X線画像XP1の中心線CL3と、表示枠Fの中心線CL4とを一致させると、被写体Hの中心線CL2も一致することになる。これにより、表示用画像DXP1は、被写体Hの中心が表示枠F内の中心に位置した状態で、画面18aに表示される。

[0089] 図14Bに示すように、X線画像XP2の表示処理においても、X線画像XP1の表示処理と同様に、X線画像XP2の全領域が表示用画像DXP2として表示枠Fへ描画される。そして、描画位置についても同様に、X線画像XP2の中心線CL3と、表示枠Fの中心線CL4とが一致する。しかしながら、X線画像XP2は、X線画像XP1と異なり、X線画像XP2の中心線CL3と、被写体Hの中心線CL2が一致していないため、X線画像X

P 2 の中心線 C L 3 と、表示枠 F の中心線 C L 4 とを一致させても、被写体 H の中心線 C L 2 は、表示枠 F の中心線 C L 4 と一致しない。そのため、表示用画像 D X P 2 は、被写体 H の中心が表示枠 F の中心から片側に寄った状態で、表示されてしまう。

[0090] 図 1 5 に示すように、X 線画像 X P 1 と X 線画像 X P 2 を比較読影する場合には、例えば、画面 1 8 a 内に、2 つの表示枠 F が並列的に設定され、それぞれの表示枠 F に対して、X 線画像 X P 1 に対応する表示用画像 D X P 1 と、X 線画像 X P 2 に対応する表示用画像 D X P 2 が表示される。この場合、表示用画像 D X P 1 と表示用画像 D X P 2 では、各表示枠 F 内における被写体 H の位置がずれている。これでは比較読影の際に都合が悪いので、位置合わせ処理部 8 0 は、こうした位置ずれを解消するために位置合わせ処理を行う。

[0091] 位置合わせ処理部 8 0 は、複数枚の X 線画像（例えば、X 線画像 X P 1、X P 2）のうちの 1 枚を、基準画像として設定し、設定した基準画像の採光野の位置に、他の X 線画像の採光野の位置を合わせることで、画面 1 8 a 上の表示用画像（例えば、表示用画像 D X P 1、D X P 2）内における被写体の位置を一致させる。基準画像は、例えば、複数枚の X 線画像のうちの初回の撮影で得られた X 線画像である。初回の撮影で得られた X 線画像は、付帯情報の撮影日時で判別することができる。初回ではなく最新の撮影で得られた X 線画像でもよい。あるいは、位置合わせ処理の処理要求を入力する際などに、複数枚の X 線画像をディスプレイ 1 8 に表示させ、その中から基準画像とするものをオペレータが指定可能に構成してもよい。また、複数枚の X 線画像の中から基準画像を選ぶのではなく、撮影部位毎に予め位置合わせの基準点を設定しておいてもよい。初回の撮影で得られた X 線画像を基準画像とする場合、複数枚の X 線画像とは関係なく予め基準点を設定する場合は、オペレータが指定する手間を省ける。一方、基準画像をオペレータが指定する場合は、被写体のポジショニングがうまくいっているものを自然と選ぶことになるので、位置合わせ後の複数枚の X 線画像の観察がよりしやすく

なる。

[0092] 図 1 6 に示すように、X 線画像 X P 1、X P 2 の比較読影を行う際には、入出力制御部 8 2 は、X 線画像 X P 1、X P 2 のそれぞれについて表示処理を実行する。本例では、X 線画像 X P 1 が基準画像 B P に設定され、X 線画像 X P 2 が、基準画像 B P に対して位置合わせの対象となる対象画像 O P に設定される場合を例に説明する。入出力制御部 8 2 は、基準画像 B P となる X 線画像 X P 1 の表示処理においては、図 1 4 A に示したとおり、表示枠 F を設定し、X 線画像 X P 1 の中心線 C L 3 と表示枠 F の中心線 C L 4 とが一致するように表示用画像 D X P 1 を生成する。一方、対象画像 O P となる X 線画像 X P 2 の表示処理においては、表示枠 F の設定に加えて、X 線画像 X P 2 に対して、位置合わせ処理部 8 0 による位置合わせ処理と、マスキング処理部 8 1 によるマスキング処理とが実行されて、表示用画像 D X P 2 が生成される。位置合わせ処理部 8 0 は、X 線画像 X P 1 の採光野情報 I 1 と、X 線画像 X P 2 の採光野情報 I 2 とに基づいて位置合わせ処理を実行する。位置合わせ処理部 8 0 は、情報取得部 8 3 を通じて採光野情報 I 1、I 2 を受け取る。

[0093] 図 1 7 に示すように、位置合わせ処理部 8 0 は、採光野情報 I 1、I 2 に基づいて、各 X 線画像 X P 1、X P 2 の採光野 A 5 の外接矩形枠 8 5 (8 5 a、8 5 b) およびその中心 8 6 (8 6 a、8 6 b) の座標を算出する。外接矩形枠 8 5 とは、採光野 A 5 の外形と外接し、採光野 A 5 の全体を取り囲む矩形枠である。なお、本例の左右の肺野のように採光野 A 5 が複数ある場合は、そのうちの 1 つの採光野 A 5 について外接矩形枠 8 5 と中心 8 6 の座標を算出する。図では左の肺野の外接矩形枠 8 5 と中心 8 6 の座標を算出している。

[0094] 位置合わせ処理部 8 0 は、基準画像 B P (X 線画像 X P 1) の外接矩形枠 8 5 a の中心 8 6 a と、対象画像 O P (X 線画像 X P 2) の外接矩形枠 8 5 b の中心 8 6 b とに基づいて、表示枠 F 内における両者の位置ずれ量 S D (ずれの方向を含む) とを算出する。採光野情報 I 1、I 2 は、X 線画像 X P

1、X P 2におけるそれぞれの被写体Hの位置を反映した情報であるから、位置ずれ量S Dは、X線画像X P 2の中心線C L 3と、被写体Hの中心線C L 2のずれ量に対応する。

[0095] なお、X線画像X P 1、X P 2のサイズに対して、表示用画像D X P 1、D X P 2のサイズが縮小される場合のように、サイズが変更される場合には、そのサイズの変更率（縮小率または拡大率）に応じて、X線画像X P 2における位置ずれ量S Dと、表示枠Fにおける位置ずれ量S Dは変化する。本例では、サイズ変更はしない例で説明する。

[0096] 位置合わせ処理部80は、図18に示すように、表示枠Fの中心線C L 4に対して、X線画像X P 2の中心線C L 3を位置ずれ量S Dだけ変位させる。言い換えれば、表示枠Fにおける、表示用画像D X P 2の描画位置を位置ずれ量S Dだけ変位させることを意味し、位置ずれ量S Dは、表示枠Fに対する描画位置のずらし量に相当する。対象画像O PとなるX線画像X P 2と、基準画像B PとなるX線画像X P 1では、被写体Hの中心線C L 2がずれているが、位置合わせ処理を行うことにより、表示用画像D X P 2においても、表示用画像D X P 1と同様に、被写体Hの中心線C L 2と、表示枠Fの中心線C L 4とが一致する。

[0097] こうすると、X線画像X P 2（対象画像O P）の表示用画像D X P 2内の被写体Hが、X線画像X P 1（基準画像B P）の表示用画像D X P 1内の被写体Hと同様に中央に位置する。これにより、表示用画像D X P 1内の被写体Hの位置と、表示用画像D X P 2内の被写体Hの位置との位置ずれが解消される。

[0098] なお、本例では、基準画像B P（X線画像X P 1）内の被写体Hに対して対象画像O P（X線画像X P 2）内の被写体がX方向にのみずれている場合を例示しているが、Y方向のみにずれている場合、X、Y両方の方向にずれている場合も同様に、採光野情報I 1、I 2に基づいて位置ずれ量S Dを求めて、位置合わせ処理が実行される。被写体Hの位置がY方向のみずれている場合には、Y方向の位置ずれ量S Dが求められる。被写体Hの位置がX、

Yの両方向にずれている場合には、採光野情報I1、I2に基づいてX、Yの両方向の位置ずれ成分をベクトル合成した位置ずれ量SDが求められる。こうして求めた位置ずれ量SDに基づいて位置合わせ処理を行うことにより、表示用画像内の被写体Hの位置ずれを解消する。また、外接矩形枠85の中心86の座標の代わりに、関心領域の形状に忠実に沿った形で特定された採光野の重心とその座標を求め、これを位置合わせの基準点としてもよい。

[0099] 図18に示すように、位置合わせ処理において、表示枠F内における、表示用画像DXP2の描画位置を位置ずれ量SDだけ変位させると、表示枠Fにおいては、画像情報がない空白部分87と、表示用画像DXP2の一部が表示枠Fからはみ出したはみ出し部分88とができる。マスキング処理部81は、図19に示すように、空白部分87に対してマスキング処理、例えば黒化処理を施し、空白部分87を黒画像89で埋める。はみ出し部分88は、表示枠Fから外れているのでディスプレイ18には表示されない。なお、黒化処理の代わりにグレーなどの中間色や白色でマスキング処理を施してもよい。

[0100] 位置合わせ処理部80およびマスキング処理部81は、対象画像OPが複数枚ある場合には、複数枚の対象画像OPに対して、位置合わせ処理、およびマスキング処理を施す。位置合わせ処理部80およびマスキング処理部81は、こうして比較読影のための複数枚のX線画像の表示用画像を生成する。

[0101] なお、位置合わせ処理およびマスキング処理を施した表示用画像を保存する場合には、CPU70は、処理済みの表示用画像を、対応するX線画像に関連付けてストレージデバイス19に記憶させる。なお、表示用画像に加えて、あるいは代えて、位置合わせ処理における位置ずれ量SDの情報をストレージデバイス19に記憶させてもよい。

[0102] 入出力制御部82は、比較読影の際には、図20に示す形態の比較読影ウィンドウ95をディスプレイ18の画面18aに表示する。表示用画像DXP1、DXP2は、比較読影ウィンドウ95内に表示される。比較読影ウィ

ンドウ 95 には患者 ID や氏名などの被写体の情報が表示される他、画面 18 a 内の表示枠 F に相当する 2 つのサブウィンドウ 96 a、96 b が設けられている。サブウィンドウ 96 a、96 b には、2 つの表示用画像 DXP1（画像 1）、DXP2（画像 2）が撮影日時とともに並べて表示される。サブウィンドウ 96 b 内の表示用画像 DXP2 は、位置合わせ処理によって、被写体 H の位置ずれが解消されている。また、マスキング処理によって左端が黒画像 89 で埋められている。こうした比較読影ウィンドウ 95 により、オペレータは、2 つの表示用画像 DXP1、DXP2 を、並べて観察することができる。

[0103] サブウィンドウ 96 a、96 b の下部には、コントロールバー 97 a、97 b が設けられている。比較読影する X 線画像が 2 枚以上ある場合には、このコントロールバー 97 a、97 b を操作することで、サブウィンドウ 96 a、96 b に表示する表示用画像を切り替えることができる。また、表示用画像を一定時間間隔で切り替える自動切り替え再生を行ったり、自動切り替え再生を一時停止または停止させたり、停止中に表示用画像を前後に 1 コマずつ切り替えるコマ戻し、コマ送りをすることもできる。なお、並べて表示する画像は 2 つに限らず、3 つ以上でもよい。また、サブウィンドウを複数設けて表示用画像を並べて表示する代わりに、サブウィンドウを 1 つだけ設けて、1 つのサブウィンドウ内で複数枚の表示用画像を切り替えて表示するだけでもよい。また、複数枚の表示画像を重ね合わせて表示してもよい。もちろん、これらの種々の表示形態を選択できるようにしてもよい。

[0104] 次に、上記構成による作用について、図 21、図 22、図 23 を参照して説明する。図 22 において、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、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ポジショニングを行う（S10）。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 1 4 に撮影条件を設定する。また、コンソール 1 4 に X 線の角度範囲、および S I D を入力する。これら X 線の角度範囲、および S I D の値が不変で既に入力されていた場合は、この入力の手順は省略される。

[0105] 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 1 2 が半押しされる。線源制御装置 1 1 は、照射スイッチ 1 2 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 2 1 に発して、X 線源 1 0 にウォームアップを開始させる。また、線源制御装置 1 1 は、照射開始要求信号を電子カセット 1 3 に送信する。

[0106] 図 2 1 において、X 線撮影前、電子カセット 1 3 のセンサーパネル 3 0 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 3 0 は、線源制御装置 1 1 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 1 1 に照射許可信号を送信する。同時にセンサーパネル 3 0 はリセット動作を終えて、蓄積動作およびこれと並行して線量検出動作を開始する。

[0107] 線源制御装置 1 1 は、センサーパネル 3 0 から照射許可信号を受信し、かつ照射スイッチ 1 2 が全押しされると、高電圧発生器 2 1 に対して照射開始信号を発して、X 線源 1 0 に X 線照射を開始させる (S 1 1)。X 線源 1 0 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 3 0 に入射する。

[0108] センサーパネル 3 0 では、通常画素 4 1 a で発生した電荷は光電変換部 4 2 に蓄積されるが、検出画素 4 1 b で発生した電荷は T F T 4 3 が短絡されているため信号線 4 5 から積分アンプ 4 9 のキャパシタ 4 9 b に流入する。センサーパネル 3 0 では、検出画素 4 1 b で発生した電荷の読み出しが所定のサンプリング周期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 5 4 に格納され、サンプリング毎にメモリ 5 4 から採光野設定部 5 6 に読み出される。

[0109] 採光野設定部 5 6 では、まず、コンソール 1 4 から送られた照射野の大きさの情報を元に、メモリ 5 4 に記録された線量信号のうち、照射野に存在する検出画素 4 1 b の線量信号がピックアップされる。次いで、照射野に存在

する検出画素41bの線量信号と、コンソール14から提供される素抜け領域特定用閾値との比較により、被写体領域に存在する検出画素41bの線量信号がピックアップされる。最後に、画像認識技術により被写体領域の中から採光野が設定される(S12)。なお、図21ではX線の照射が開始された直後で線量が増加している期間に採光野を特定しているが、前述のように一定値に線量が落ち着いてから採光野を特定してもよい。

[0110] AEC部57は、採光野設定部56で設定された採光野内に存在する検出画素41bからの線量信号をメモリ54から読み出し、これに基づき採光野の累積線量を計算する。そして、AEC部57は、異なる時刻T1、T2の2点で測定した採光野の累積線量S1、S2に基づき、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時刻T3を算出する(S13)。AEC部57は、求めた時刻T3となったときに制御部48に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(S14)。

[0111] 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。AEC部57から照射停止信号を出力して所定時間経過後、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。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。

[0112] 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、採光野情報が関連付けられてコンソール14に送信される(S15)。これにて1回のX線撮影が終了する。患者の経過観察などを行う場合には、

例えば、処置前に初回のX線撮影が行われ、処置後、3日、1週間、1ヶ月など時間を空けて、同じ被写体H（患者）の同一の撮影部位について、2回目のX線撮影が行われる。

[0113] コンソール14において、電子カセット13から送信されたX線画像および採光野情報は、情報取得部83の制御の下、通信I/F72で受信されてストレージデバイス19に記憶される。経過観察目的で、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚のX線画像もストレージデバイス19に記憶される。

[0114] 図23に示すように、経過観察を行う場合には、入力デバイス17を通じて、同一の被写体の同一の撮影部位の複数枚のX線画像の検索要求が入力され、位置合わせ処理を実行させる処理要求が入力される（S20でYES）。情報取得部83は、検索要求に対応する複数枚のX線画像および採光野情報を抽出する。情報取得部83は、抽出した複数枚のX線画像のうち、基準画像に設定されたX線画像については、入出力制御部82に受け渡す。一方、図16に示すように、抽出された複数枚のX線画像および各X線画像の採光野情報は、位置合わせ処理部80に受け渡される（S21）。

[0115] 図14Aに示すように、入出力制御部82は、基準画像SPに設定されたX線画像については、単純にX線画像の中心線と表示枠の中心線を一致させることにより表示用画像を生成する。

[0116] 一方、対象画像OPに設定されたX線画像については、位置合わせ処理部80が、図17、図18に示した要領で位置合わせ処理を実行して、対象画像OPの表示用画像内における被写体の位置を、基準画像XPの表示用画像内の被写体の位置に一致させる（S22）。また、図19に示すように、マスキング処理部81において、位置合わせ後の対象画像の表示用画像にマスキング処理が施される（S23）。こうすることで、対象画像OPの表示用画像の見栄えがよくなり、比較読影もしやすくなる。特にマスキング処理として黒化処理を施せば、白やグレーで描画される被写体が相対的に目立ち、被写体の視認性が向上する。

- [0117] 各種処理を施された対象画像OPの表示用画像は、位置合わせ処理前のX線画像に関連付けてストレージデバイス19に記憶される(S24)。このため、一度位置合わせ処理を済ませておけば、以降に比較読影を行う際には、ストレージデバイス19に記憶された処理済みのX線画像の表示用画像を読み出せばよく、一々位置合わせ処理を実行する必要がなくなる。
- [0118] 入出力制御部82は、基準画像SPの表示用画像および各種処理が施された対象画像OPの表示用画像を、比較読影ウィンドウ95にてディスプレイ18に比較読影可能に表示する(S25)。撮影毎に被写体のポジショニングがずれていても、位置合わせ処理により複数枚のX線画像の採光野の位置が一致しているので、比較読影がしやすい。
- [0119] 複数枚のX線画像の位置合わせ方法としては、撮影後に出力されるX線画像に対して画像解析処理を実行して関心領域を特定し、特定した関心領域を複数枚のX線画像の位置合わせの目印とする方法も考えられる。しかし、本例ではX線画像の撮影時に採光野を設定することで既に関心領域の特定を済ませている。既に分かっている採光野情報を元に複数枚のX線画像の位置合わせをするため、わざわざX線画像の出力後に関心領域を特定する必要がなく、位置合わせ処理に掛かる時間が短くて済む。
- [0120] AECのために採光野設定部56で設定した採光野を複数枚のX線画像の位置合わせに利用するので、採光野情報、ひいては撮影中に採光野を自動的に設定する技術の利用価値が高まる。
- [0121] なお、X線の照射中に採光野を自動的に設定する技術を用いた場合でも、被写体のポジショニングの厳格化をオペレータへの指導として徹底すれば、そもそも経過観察を目的とした複数回の撮影において被写体と電子カセット13との相対位置関係がばらばらになる心配はない。しかし、被写体のポジショニングの厳格化をオペレータに指導しても、必ずしも徹底されるわけではなく、また、やむを得ず、被写体のポジショニングがずれてしまう場合もある。X線の照射中に採光野を自動的に設定する技術は、被写体のポジショニングに気を使う必要がないというメリットがあり、実際の運用上必要性が

高い技術である。本発明は、X線の照射中に採光野を自動的に設定する技術における、被写体のポジショニングに気を使う必要がないというメリットを生かしつつ、その結果被写体と電子カセット13との相対位置関係がばらばらになるという問題に対して、採光野情報を元にした位置合わせ処理で対処するものである。

[0122] また、撮影台15、16に電子カセット13をセットして撮影する場合、被写体のポジショニングを安定させるために、通常撮影台15、16には被写体がつかまるつかまり棒やあごのせが設けられているので、ポジショニングの厳格化を徹底しなくてもポジショニングがそう大きくずれることはない。対して、電子カセット13を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する場合は、つかまり棒やあごのせといった器具がないので、ポジショニングが大きくずれる公算が大きい。したがって、電子カセット13を単体で使用する撮影した複数枚のX線画像に本発明を適用すれば、より優位な効果が期待できる。

[0123] 上記実施形態では、XY平面上の平行移動による位置合わせ処理を例示しているが、XY平面上の回転による位置合わせ処理や、XY平面自体の回転による位置合わせ処理を取り入れてもよい。例えば胸部撮影において、被写体が前傾姿勢やのけぞった状態、あるいは横に傾いた状態で撮影された場合、こうした歪みやずれを解消するよう対象画像の表示用画像を回転させて位置合わせする。XY平面上の回転による位置合わせ処理を行う場合は、位置合わせの基準点としては少なくとも2点必要である。例えば左右の肺野が採光野として設定された場合は、左右の肺野のそれぞれの外接矩形枠の中心を基準点とする。

[0124] 上記実施形態において、表示枠の設定方法、位置合わせ処理を含む表示処理のプロセス、各種処理を実行する各部の構成は一例であり、他の形態でもよい。例えば、表示枠の設定方法としては、表示枠の外周となる四辺の位置を表す座標を設定する方法でもよいし、座標情報で規定される原点と、原点を基準とする面積や画素数とで設定する方法でもよい。

- [0125] また、上記実施形態では、経過観察を行うまでの間、時間を空けて撮影された複数枚のX線画像をコンソール14のストレージデバイス19に記憶しておく例で説明したが、もちろん、X線画像を記憶する場所は、コンソール14以外でもよく、例えば、コンソール14とネットワークで接続可能な画像蓄積サーバなどでもよい。この場合、経過観察の際には、コンソール14からネットワークを通じて画像蓄積サーバにアクセスして、コンソール14が経過観察の対象のX線画像を読み出す。
- [0126] 上記実施形態では、TF T 4 3のソース電極とドレイン電極が短絡された検出画素41 bを例示しているが、TF T 4 3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24に示す検出画素41 cとしてもよい。なお、上記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。
- [0127] 図24において、センサーパネル110は、通常画素41 aのTF T 4 3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111およびゲートドライバ112により駆動されるTF T 1 1 3が接続された検出画素41 cを有する。検出画素41 cはTF T 1 1 3が接続されているので、同じ行の通常画素41 aがTF T 4 3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。
- [0128] 線量検出動作において、ゲートドライバ112は、制御部48の制御の下、同じ行のTF T 1 1 3を一斉に駆動するゲートパルスGG 1、GG 2、GG 3、・・・、GG K ($K < N$)を所定の間隔で順次発生して、走査線111を1行ずつ順に活性化し、走査線111に接続されたTF T 1 1 3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 1 1 3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41 cの光電変換部42で発生した電荷は、TF T 4 3のオンオフに関わらず、TF T 1 1 3がオン状態の間、信号線45を介して積分アンプ49のキャパシタ49 bに流入する。積分アンプ49に蓄積された検出画素41 cからの電荷はA/D 52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実施形態と同様であるため説明を省略する。

[0129] この場合の線量信号のサンプリング周期は、T F T 1 1 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 1 1 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 1 1 3 にゲートパルス G G 1、G G 2、G G 3、・・・、G 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。

[0130] 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。

[0131] 上記実施形態では、T F T 型のセンサーパネルを例示しているが、C M O S 型のセンサーパネルを用いてもよい。C M O S 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、C M O S 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、線量検出専用の画素を設けることなく、全ての画素を検出画素として兼用させることが可能となる。

[0132] 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しているが、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。この場合、線源制御装置はX線の照射時間を計時し、照射時間が予測時間に達したらX線の照射を停止させる。あるいは、採光野の累積線量と照射停止閾値を、線量信号のサンプリング毎に比較し、採光野の累積線量が実際に照射停止閾値に達したときに照射停止信号を線源制御装置に送信してもよい。

[0133] 上記実施形態では、1回のX線照射で1回の撮影を行っているが、1回の撮影を、本照射と本照射に先立ち本照射よりも低い線量で行うプレ照射との2回のX線照射に分け、プレ照射中に出力される線量信号に基づいて採光野を設定し、本照射ではプレ照射で設定した採光野でAECを行う場合も本発明を適用可能である。

[0134] 上記実施形態では、位置合わせ処理と複数枚のX線画像の表示とを全てコンソールで行っているが、コンソールとは別の端末、例えば画像診断を行う医師が使用する画像表示端末などに、コンソールと同様の位置合わせ処理機能と複数枚のX線画像の表示機能をもたせてもよい。また、コンソールでは位置合わせ処理だけを行い、その処理結果をコンソールおよび画像表示端末とネットワーク接続された画像蓄積サーバに保存しておき、画像表示端末から画像蓄積サーバにアクセスして位置合わせ処理結果を画像表示端末に読み出し、複数枚のX線画像の表示は画像表示端末で行ってもよい。つまり、本発明の放射線画像処理装置を構成する位置合わせ処理部、マスキング処理部、記憶部などは、1つの装置に集約して設けられていてもよいし、複数の装置に分散して設けられていてもよい。

[0135] 電子カセットとコンソールに加えて、コンソールが有する電子カセット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とコンソールの間に接続してもよい。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 線など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。

[0136] 本発明は、上記実施形態で示したとおり、プログラムの形態、さらにこれ

を記憶した記憶媒体にも及ぶことはもちろんである。

請求の範囲

- [請求項1] 複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理装置において、
- 前記複数枚の放射線画像を取得する画像取得部と、
- 前記放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ポジショニングされる被写体の位置に応じて前記撮像領域内に自動設定され、前記複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報と、
- 前記採光野情報を取得する採光野情報取得部と、
- 前記採光野情報取得部で取得した採光野情報に基づき、前記複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、前記複数枚の放射線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を実行する位置合わせ処理部と、
- を備える放射線画像処理装置。
- [請求項2] 前記位置合わせ処理部は、前記複数枚の放射線画像の採光野の位置を合わせることにより、前記複数枚の表示用画像内における被写体の位置を一致させる請求の範囲第1項に記載の放射線画像処理装置。
- [請求項3] 前記採光野情報は、放射線画像内における前記採光野の位置を表す座標情報である請求の範囲第2項に記載の放射線画像処理装置。
- [請求項4] 前記位置合わせ処理部は、前記採光野内から位置合わせの基準点を求めて、前記位置合わせ処理を実行する請求の範囲第3項に記載の放射線画像処理装置。
- [請求項5] 前記基準点は、前記採光野の外形と外接し、前記採光野の全体を取り囲む外接矩形枠の中心である請求の範囲第4項に記載の放射線画像処理装置。
- [請求項6] 前記位置合わせ処理部は、前記複数枚の放射線画像のうちの1枚を

基準画像とし、前記基準画像の前記採光野の位置を基準として前記位置合わせ処理を実行する請求の範囲第2項に記載の放射線画像処理装置。

[請求項7] 前記基準画像は、マニュアル設定または自動設定により前記複数枚の放射線画像の中から選択された1枚の放射線画像である請求の範囲第6項に記載の放射線画像処理装置。

[請求項8] 前記位置合わせ処理部は、前記表示用画像を描画する表示枠に対する、前記表示用画像の描画位置を変位させることにより前記位置合わせ処理を実行する請求の範囲第2項に記載の放射線画像処理装置。

[請求項9] 前記表示枠において、前記描画位置の変位により生じた空白部分に対してマスキング処理を施すマスキング処理部を備える請求の範囲第8項に記載の放射線画像処理装置。

[請求項10] 前記位置合わせ処理後の表示用画像、または前記位置合わせ処理における前記描画位置のずらし量を、放射線画像と関連付けて記憶する記憶部を備える請求の範囲第8項に記載の放射線画像処理装置。

[請求項11] 複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理方法において、

前記複数枚の放射線画像を画像取得部で取得する画像取得ステップと、

前記放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ポジショニングされる被写体の位置に応じて前記撮像領域内に自動設定され、前記複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報を採光野情報取得部で取得する採光野情報取得ステップと、

前記採光野情報取得ステップで取得した前記採光野情報に基づき、前記複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、前

記複数枚の放射線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を位置合わせ処理部で実行する位置合わせ処理ステップと、

を備える放射線画像処理方法。

[請求項12]

複数の画素が配置された撮像領域を有し、被写体の放射線画像を検出する放射線画像検出装置と、

前記放射線画像検出装置を用い、同一の被写体の同一の撮影部位を、時間を空けて複数回撮影して得られた複数枚の放射線画像に対して画像処理を施す放射線画像処理装置とを備える放射線撮影装置において、

前記放射線画像処理装置は、

前記複数枚の放射線画像を取得する画像取得部と、

前記放射線画像検出装置が撮影時に実行するAECの際に、ポジショニングされる被写体の位置に応じて前記撮像領域内に自動設定され、前記複数枚の放射線画像のそれぞれに関連付けて記録された採光野の位置を表す採光野情報と、

前記採光野情報を取得する採光野情報取得部と、

前記採光野情報取得部で取得した前記採光野情報に基づき、前記複数枚の放射線画像に対応する複数枚の表示用画像について、前記複数枚の放射線画像のそれぞれに描出された被写体の位置を一致させるための位置合わせ処理を実行する位置合わせ処理部と、

を備える放射線撮影装置。

[請求項13]

前記放射線画像検出装置は、

前記撮像領域が形成されるパネル部と、

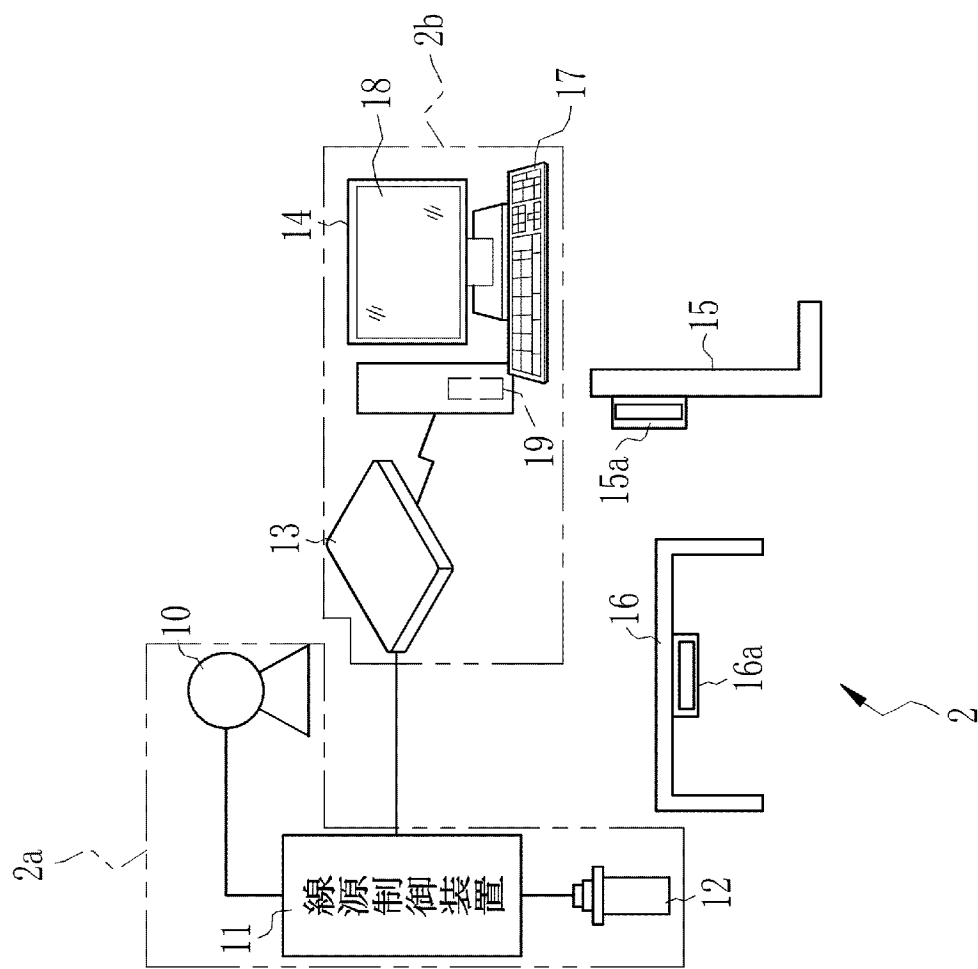
前記撮像領域に分散して配置され、前記撮像領域に到達する放射線の線量を検出してこれに応じた線量信号を出力する複数の線量検出センサと、

撮影中に前記複数の線量検出センサから出力される線量信号に基づ

いて前記採光野を自動的に設定する採光野設定部と、

前記採光野設定部で設定された前記採光野内の線量検出センサから出力される線量信号に基づいて前記AECを行うAEC部とを有する請求の範囲第12項に記載の放射線撮影装置。

[図1]

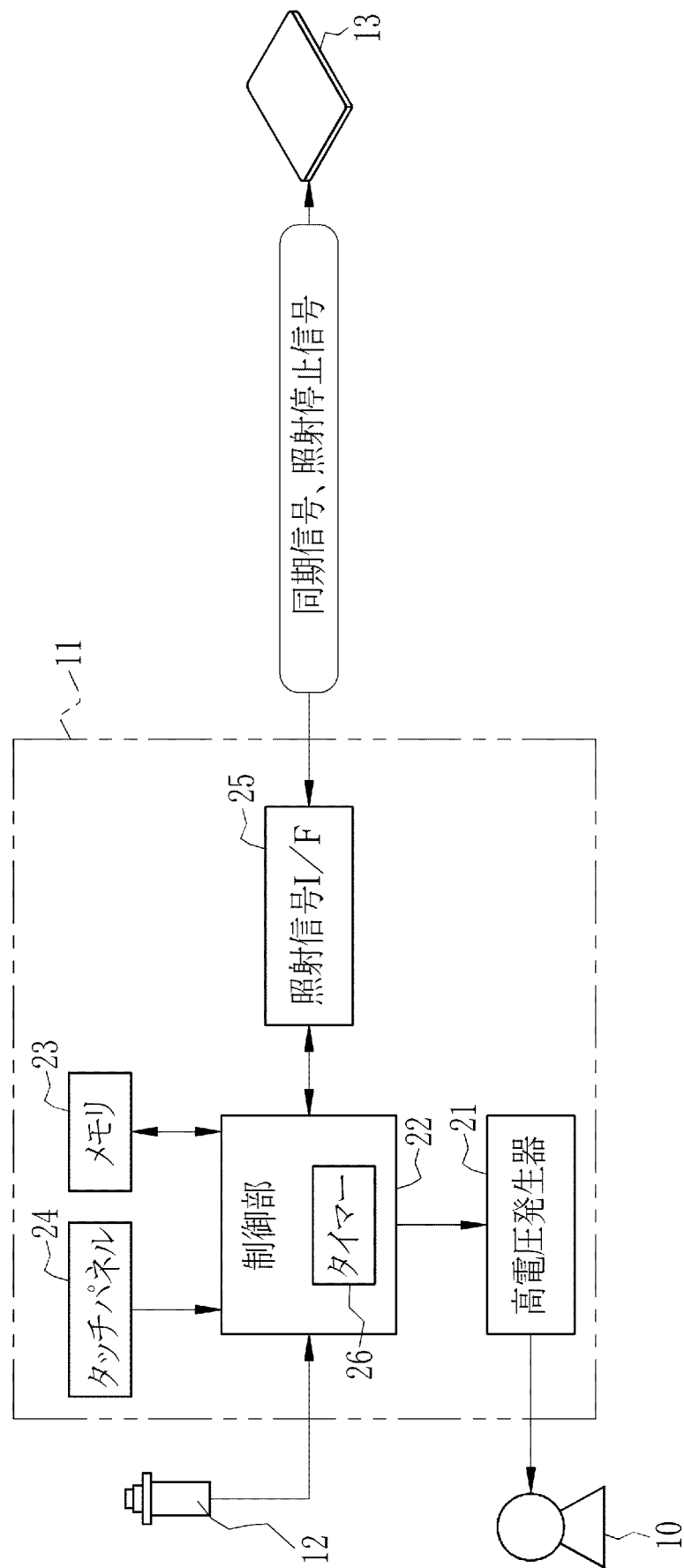


[図2]

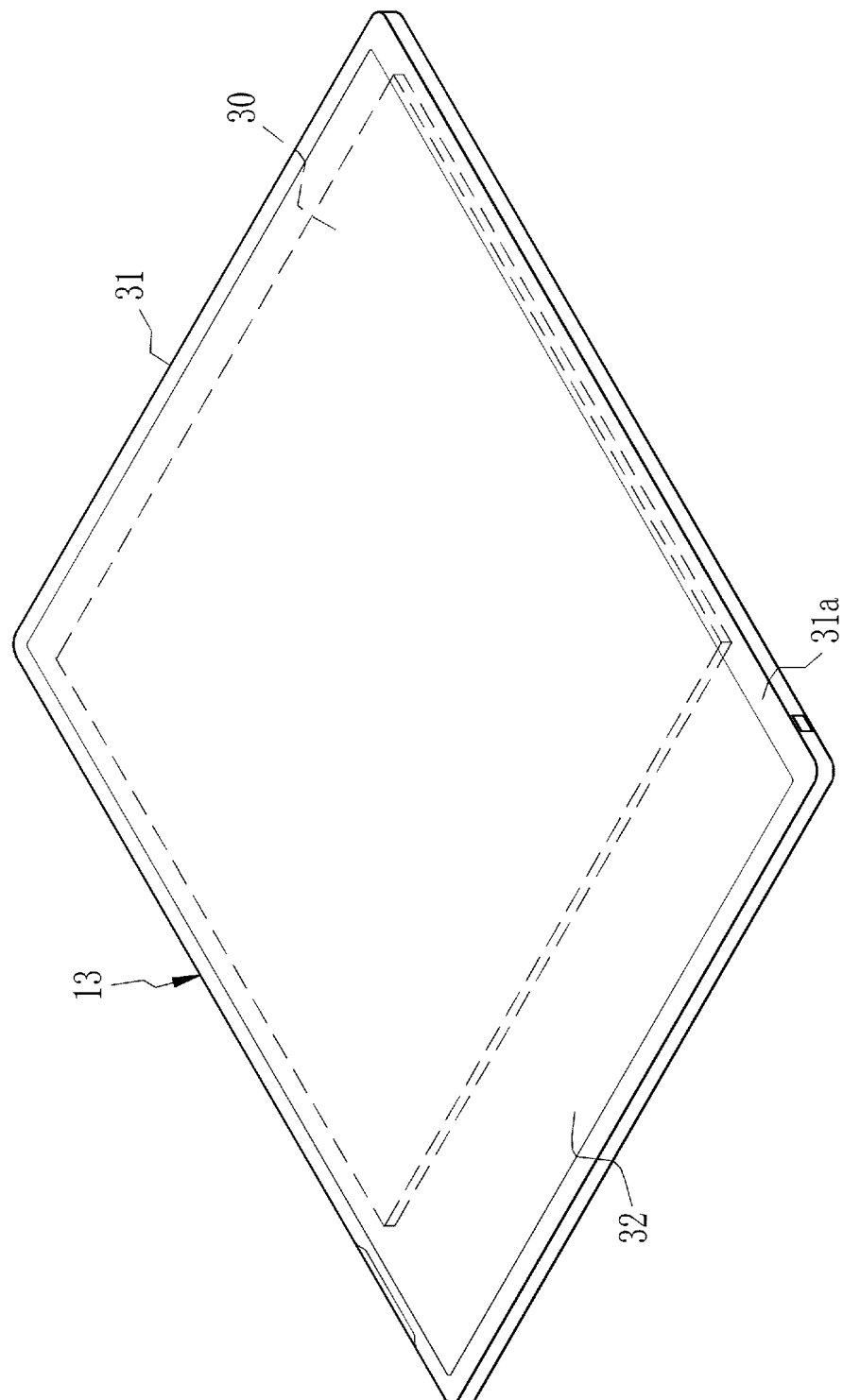
20

撮影部位	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	照射時間 (s)	照射停止閾値
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
胸部AP	VAP	IAP	TAP	thAP
胸部PA	VPA	IPA	TPA	thPA
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

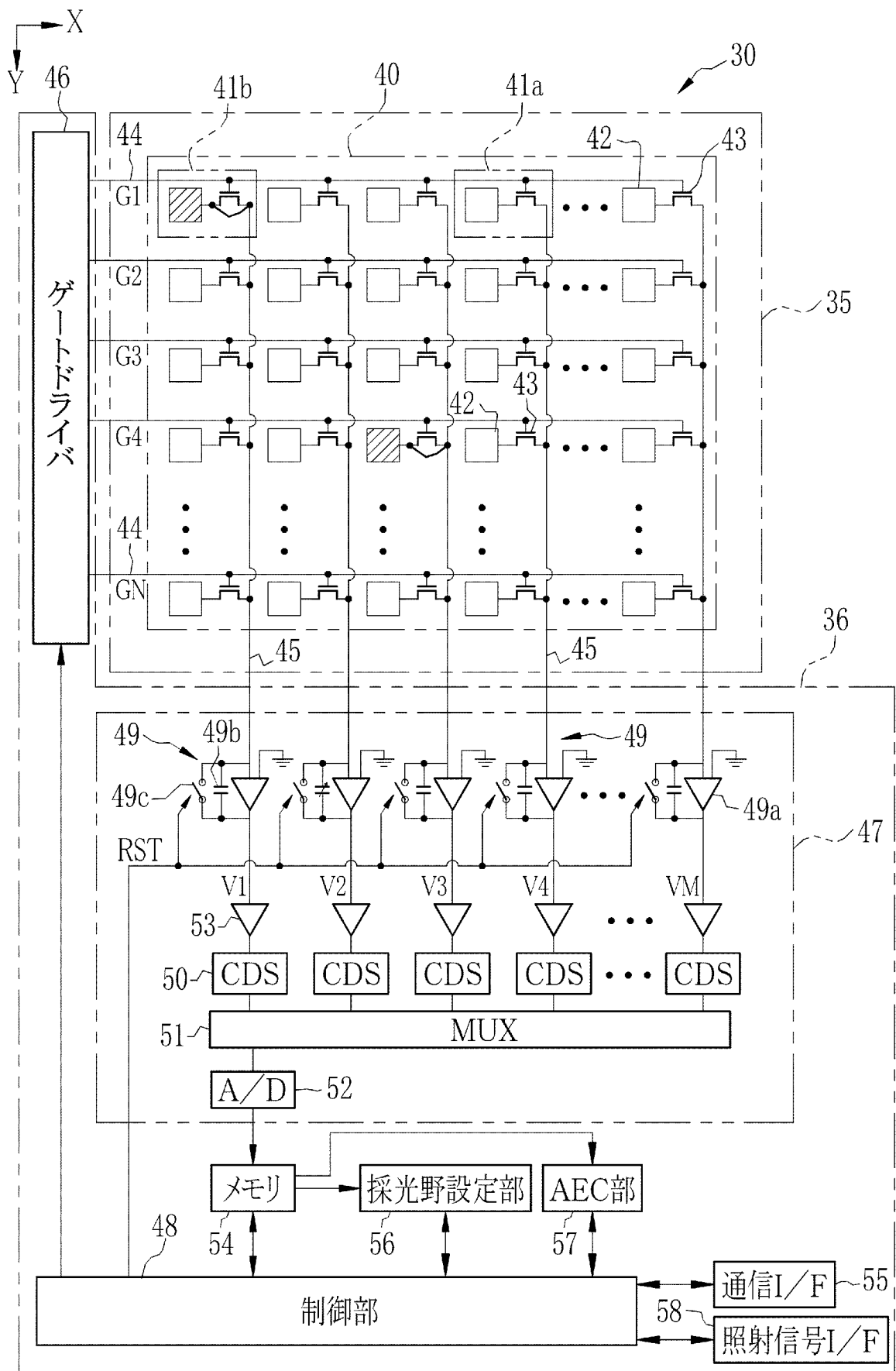
[図3]



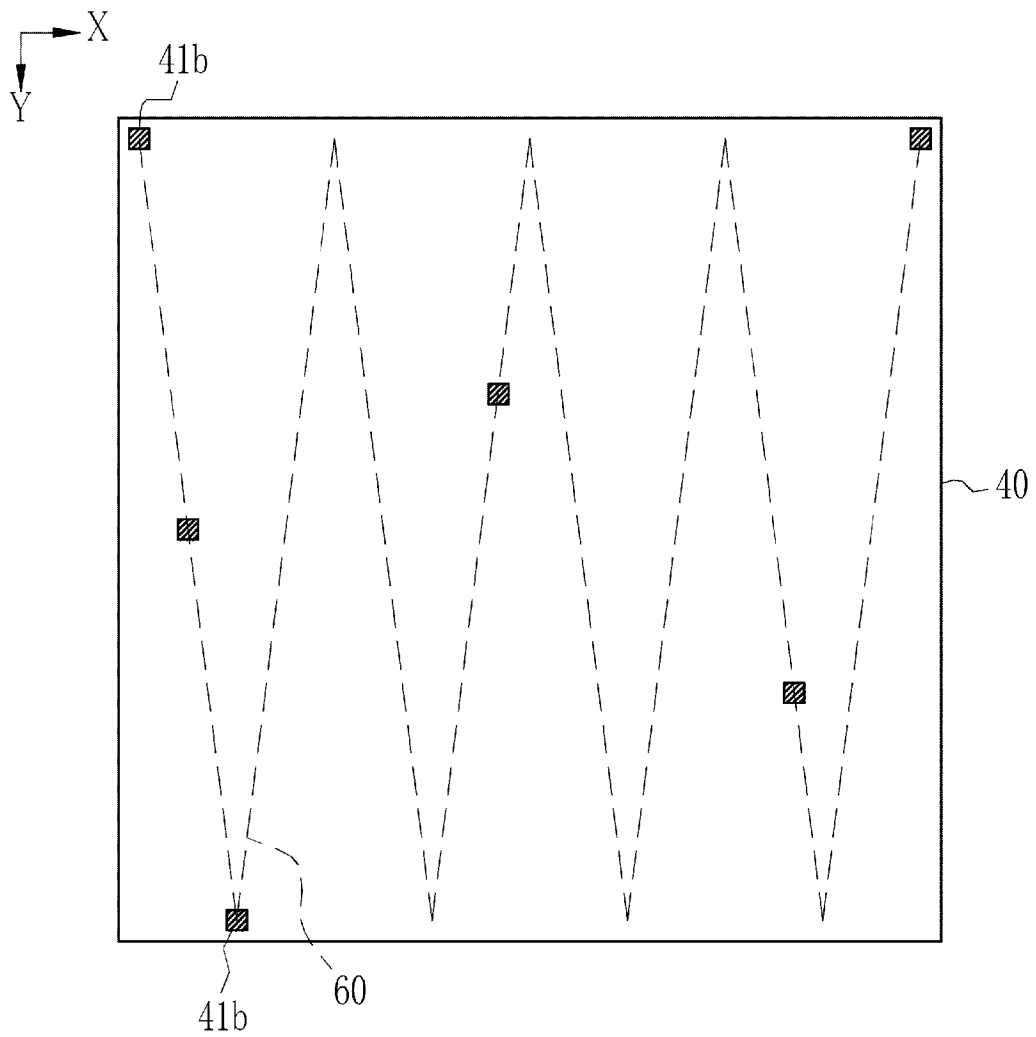
[図4]



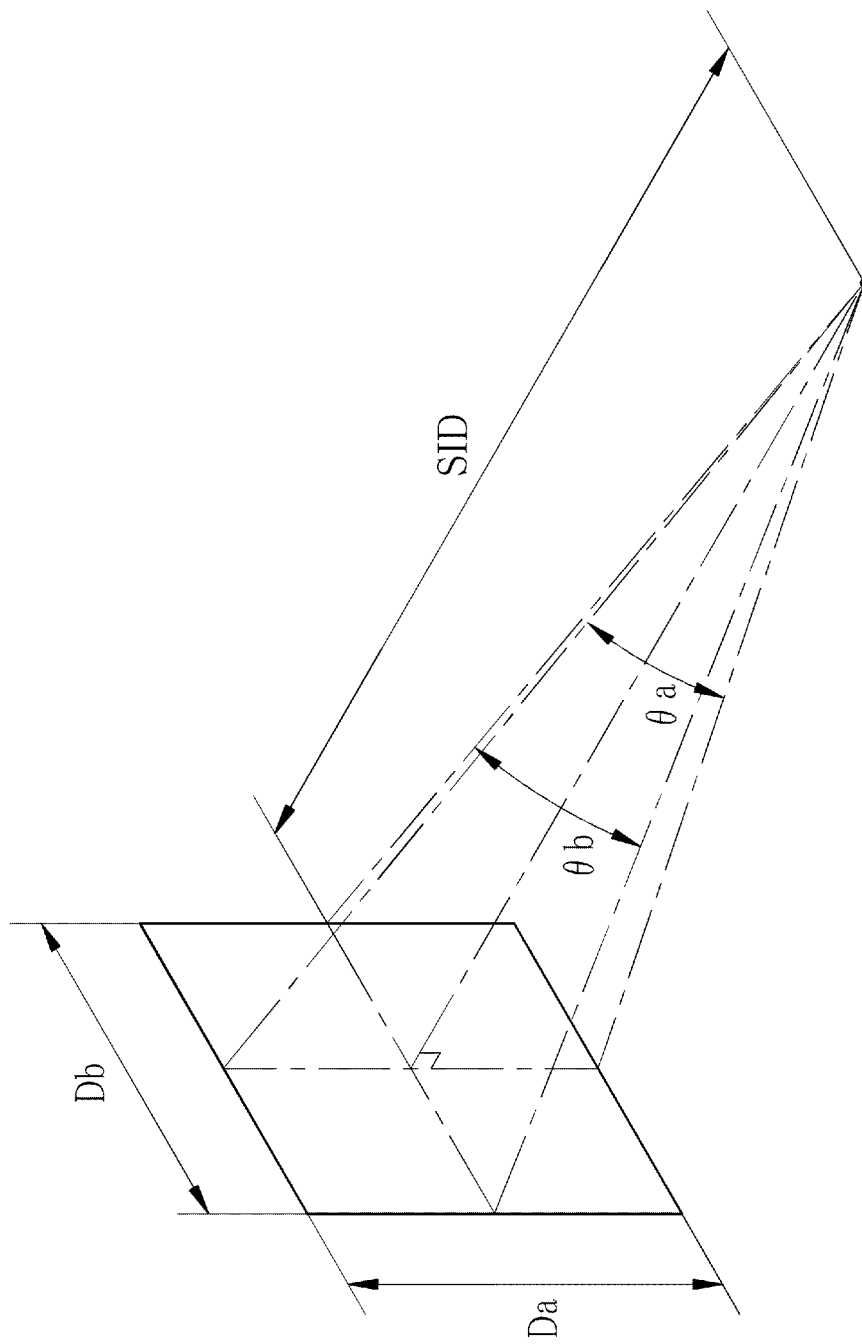
[図5]



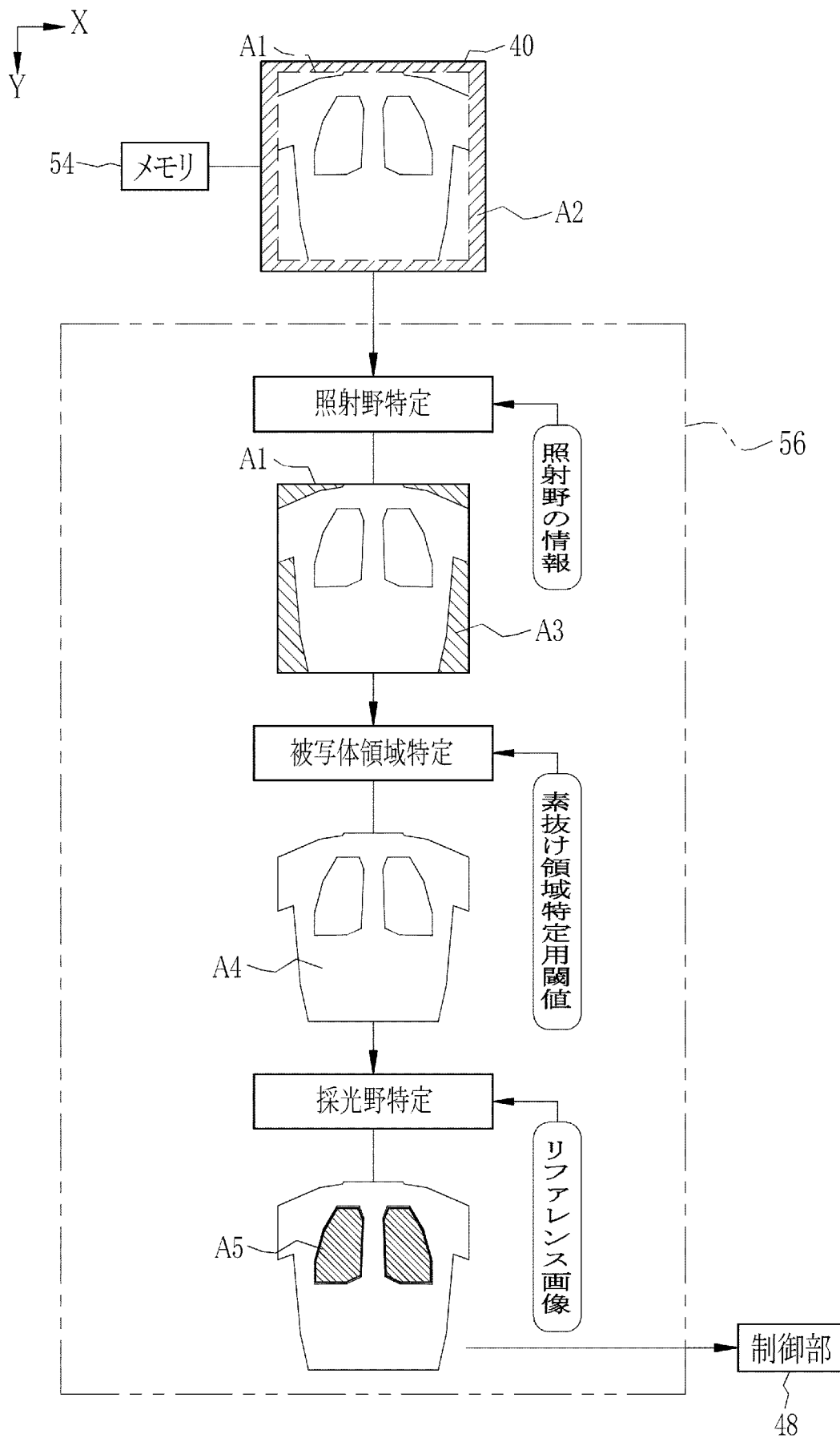
[図6]



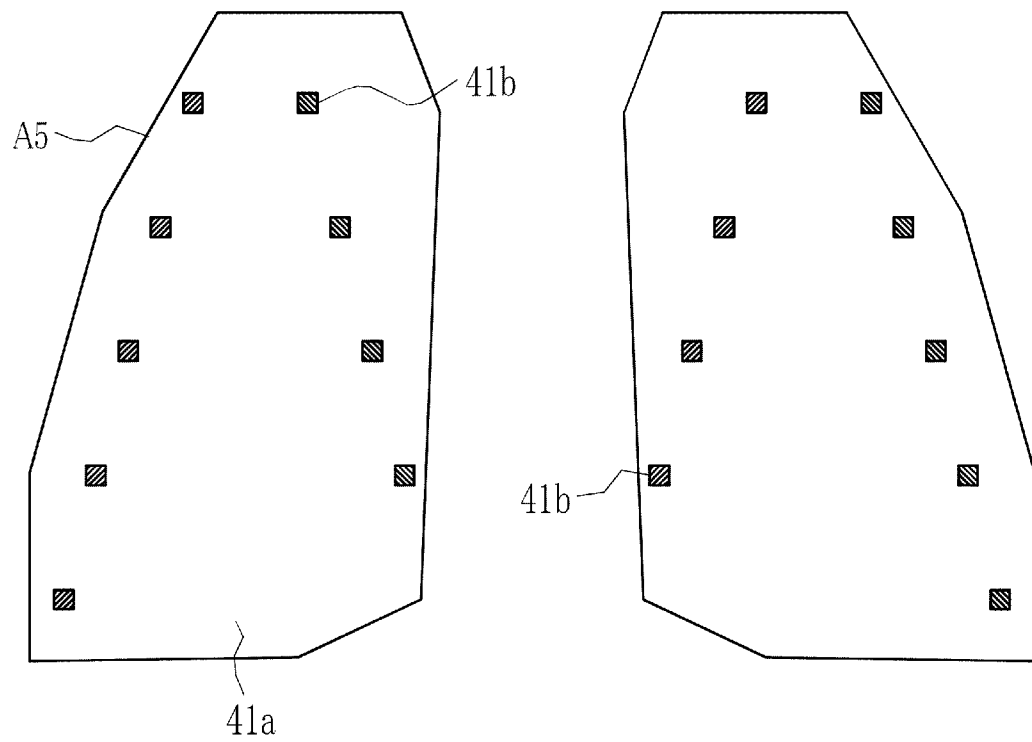
[図7]



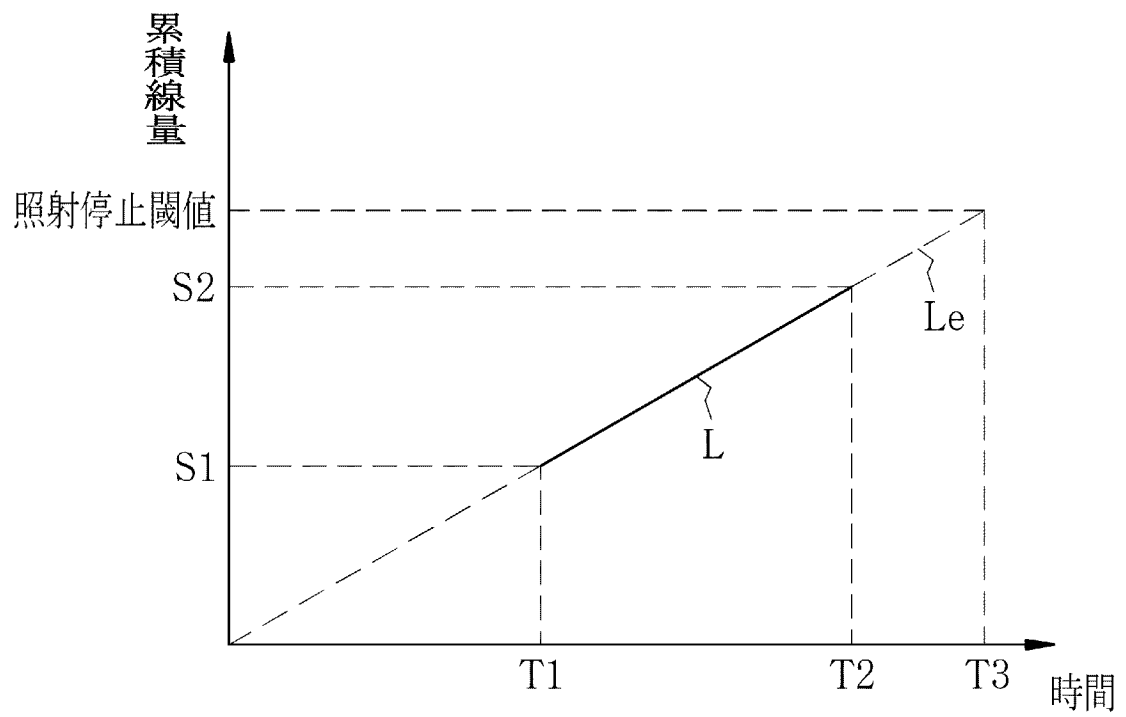
[図8]



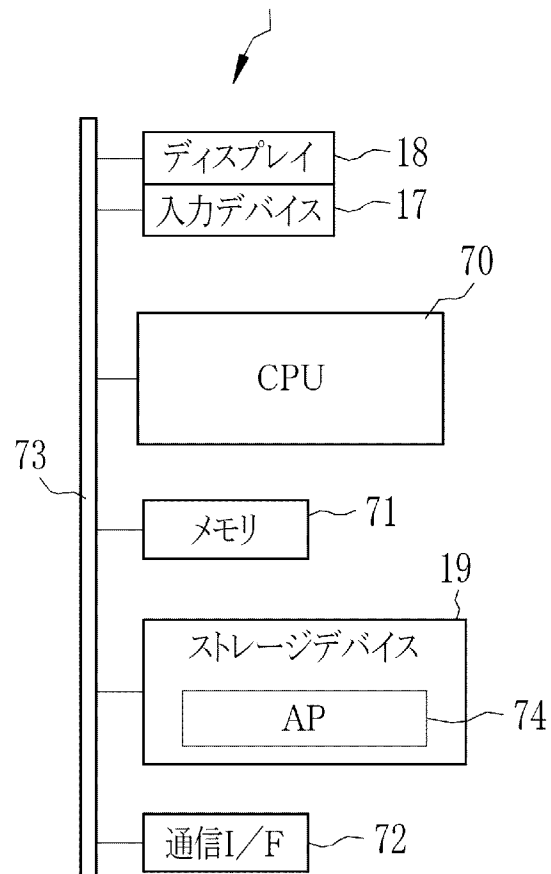
[図9]



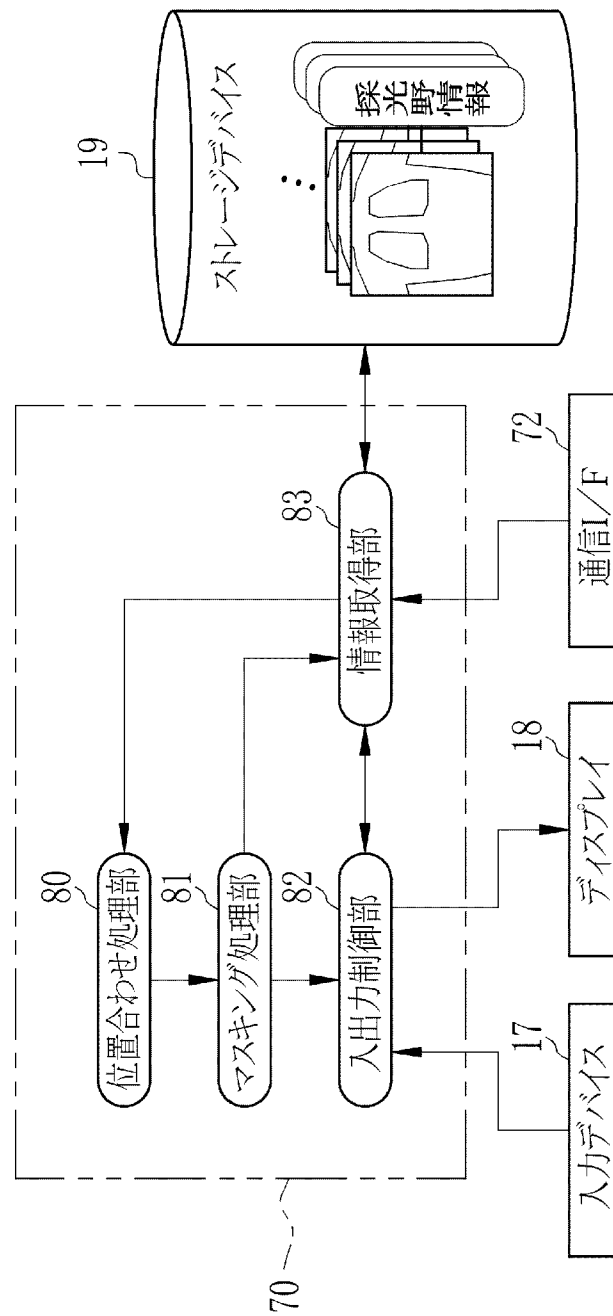
[図10]



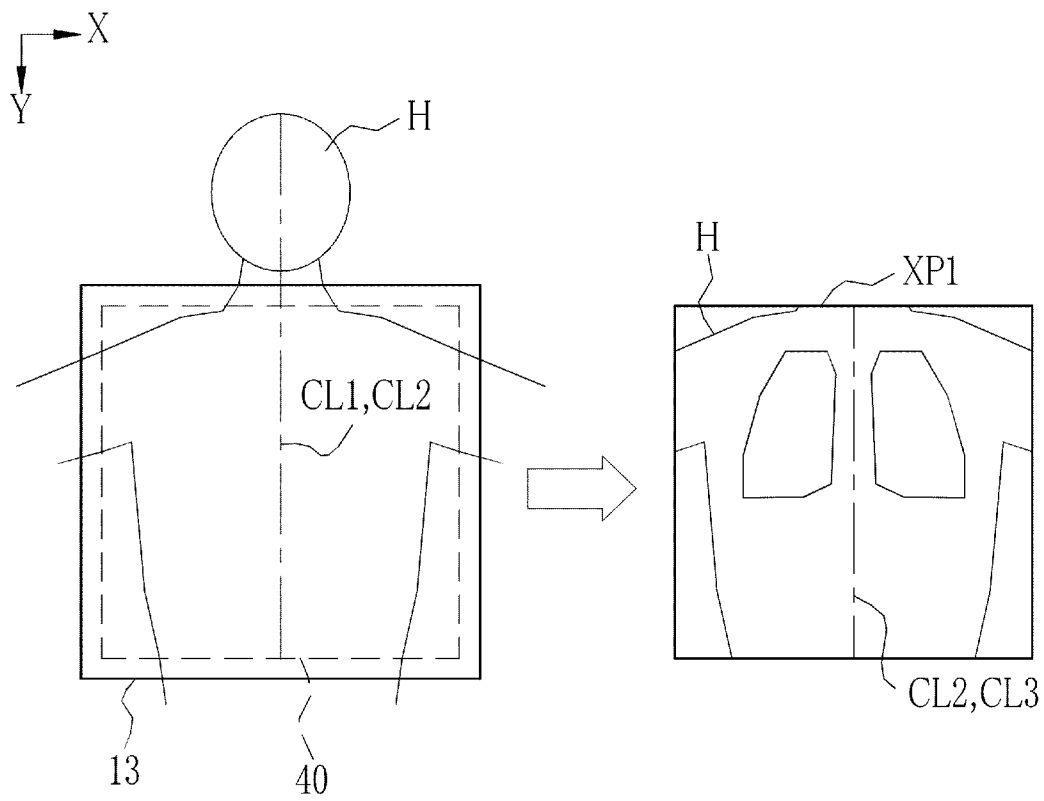
[図11]



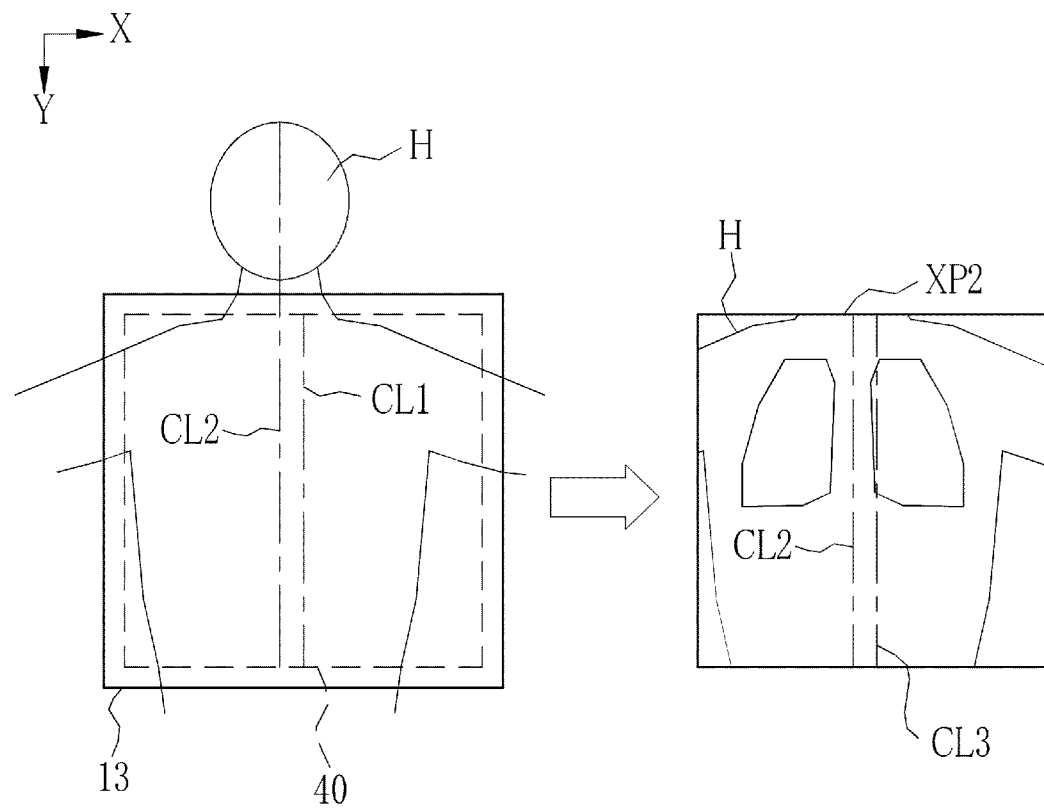
[図12]



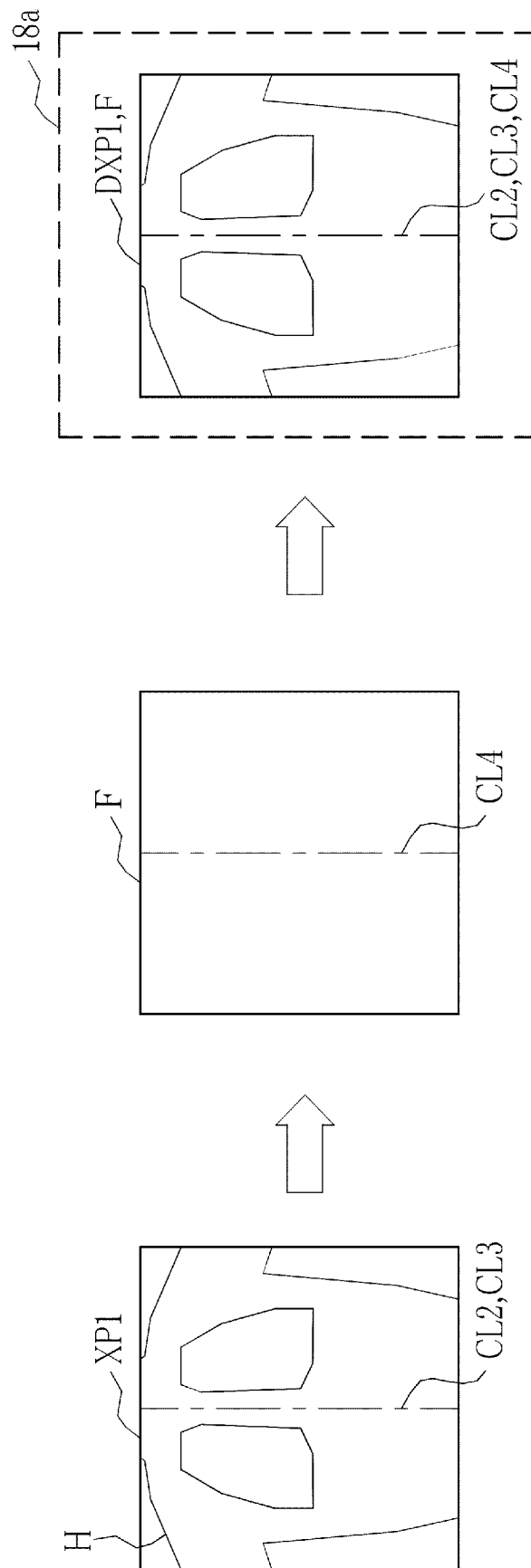
[図13A]



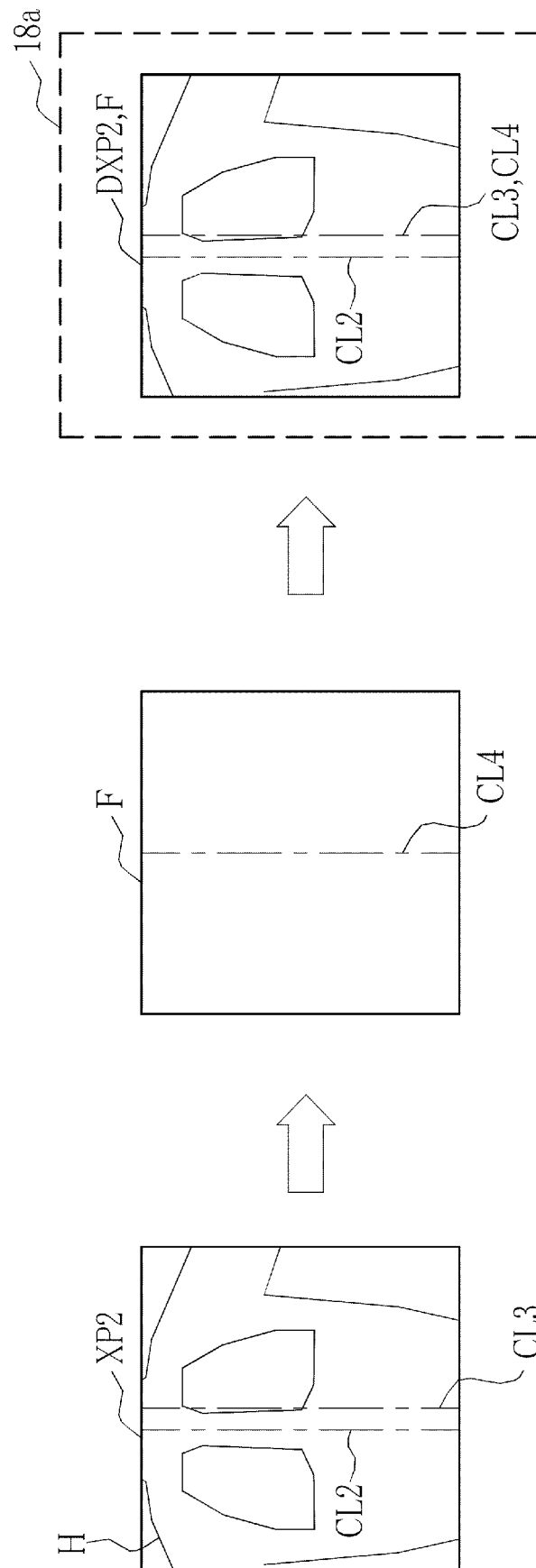
[図13B]



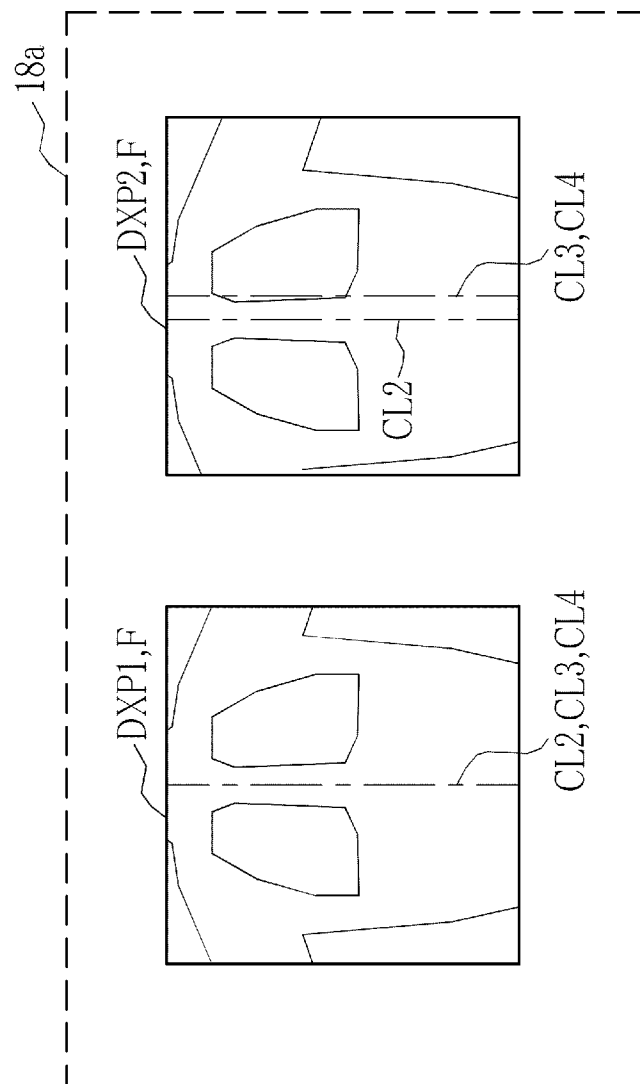
[図14A]

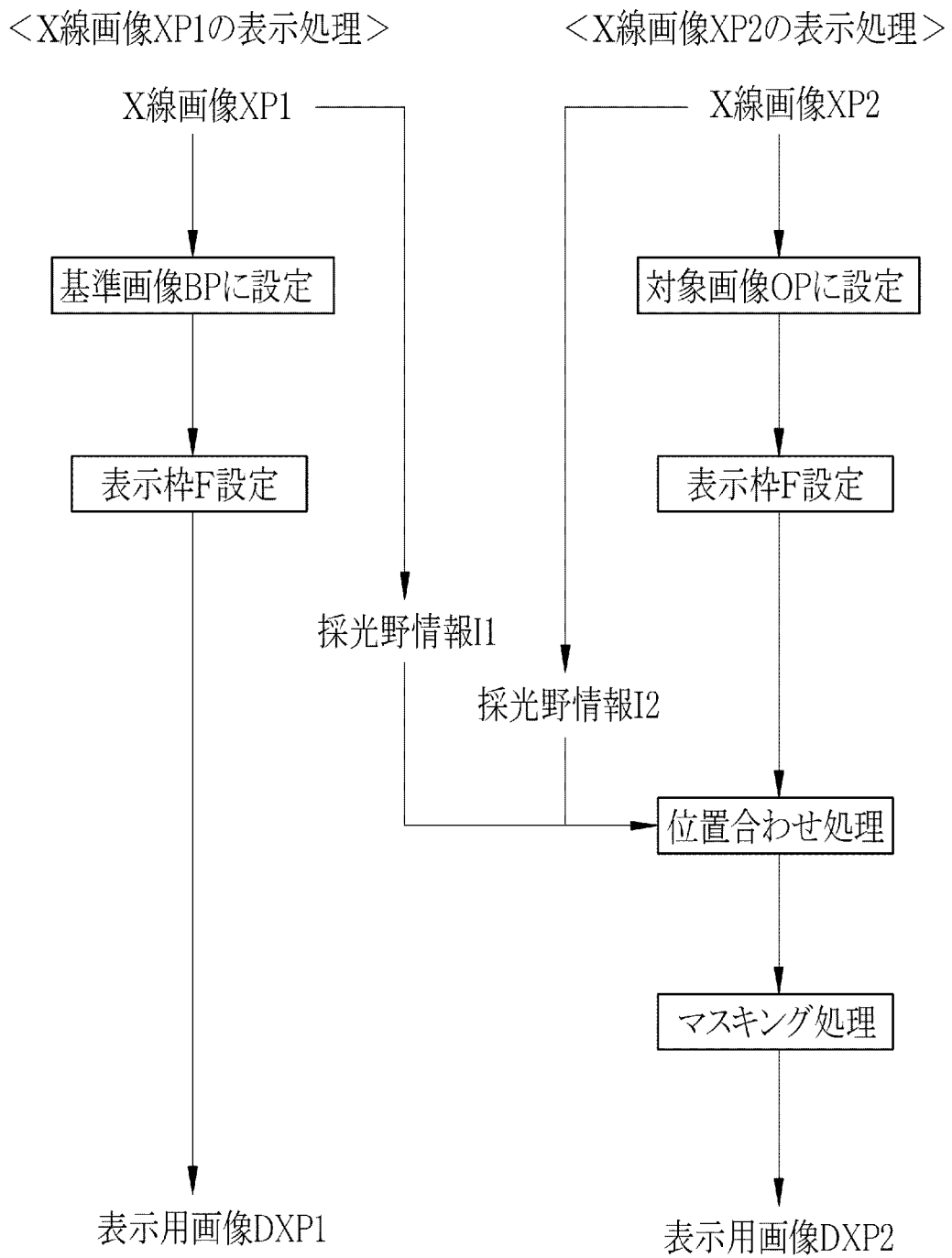


[図14B]

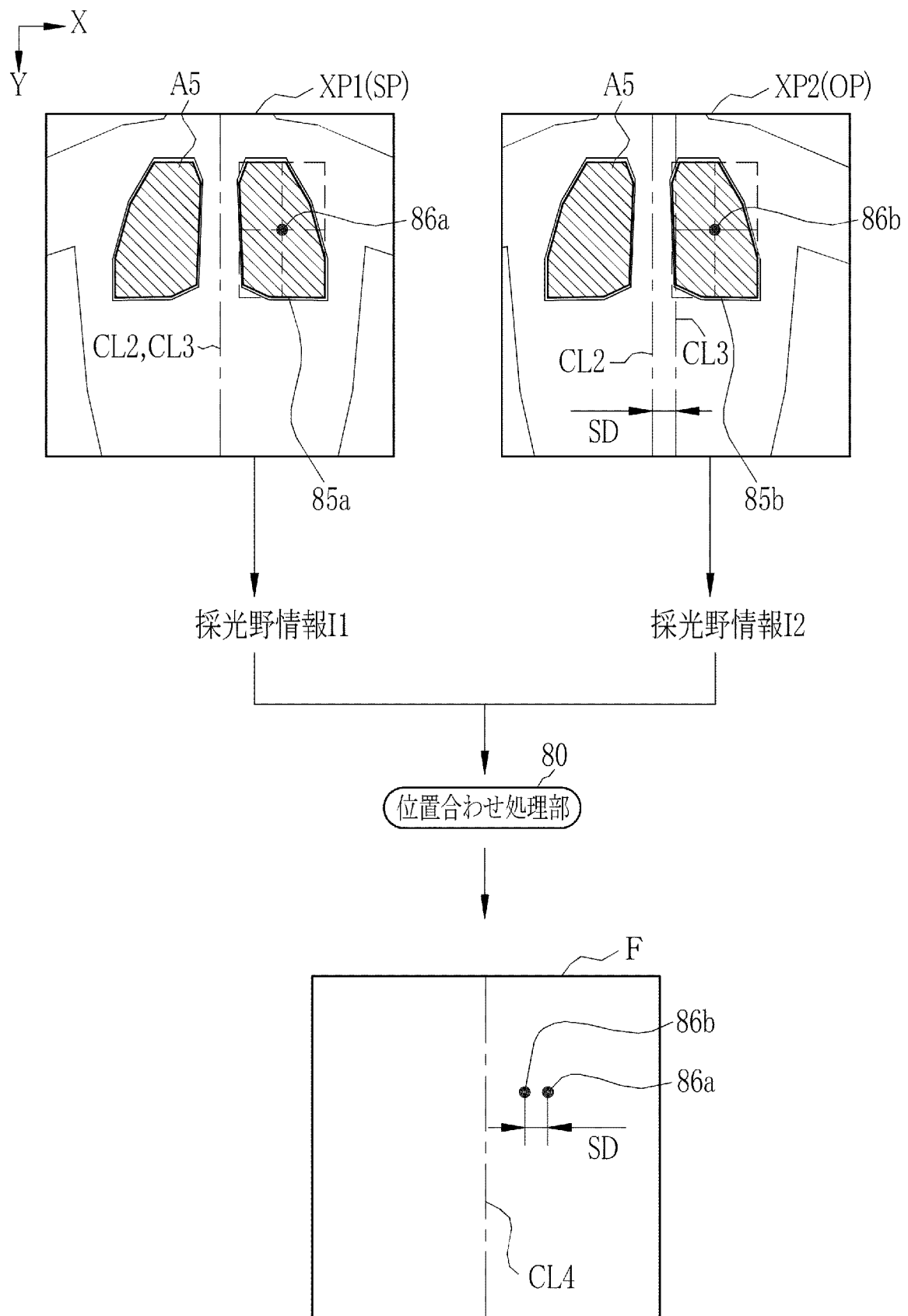


[図15]

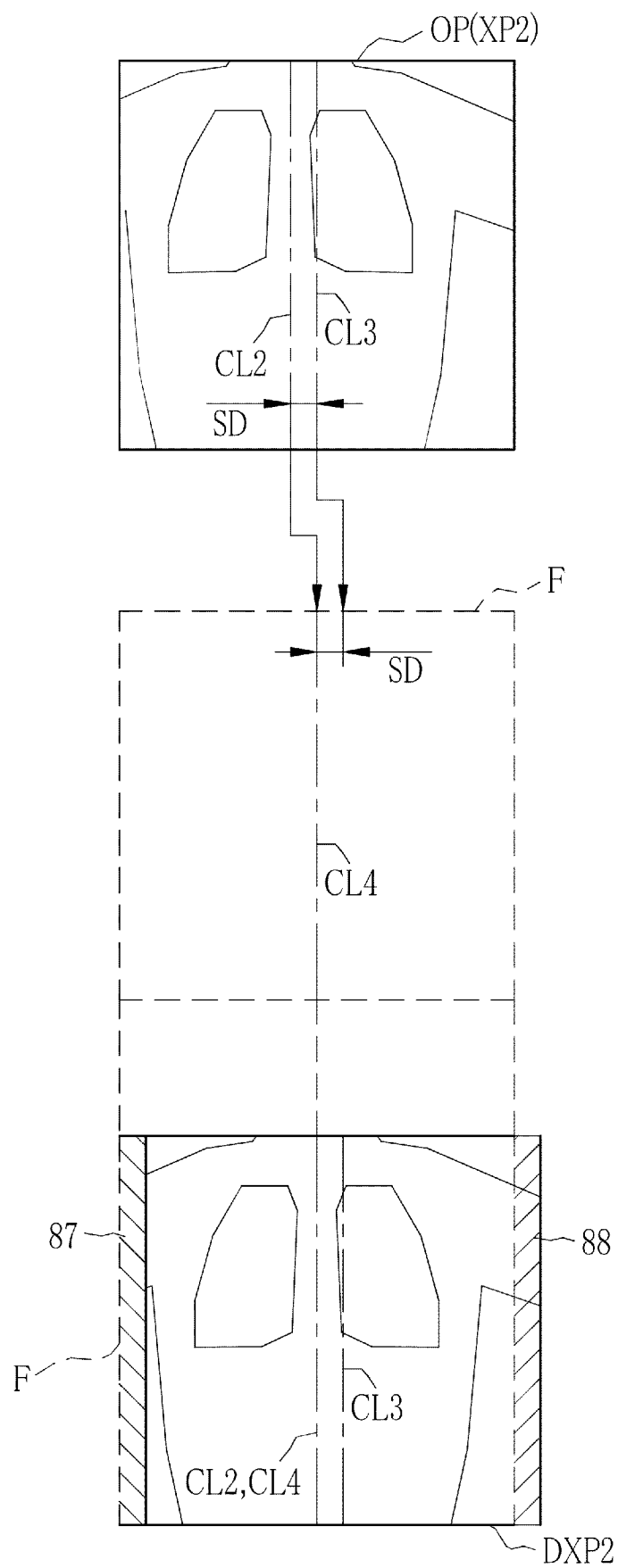




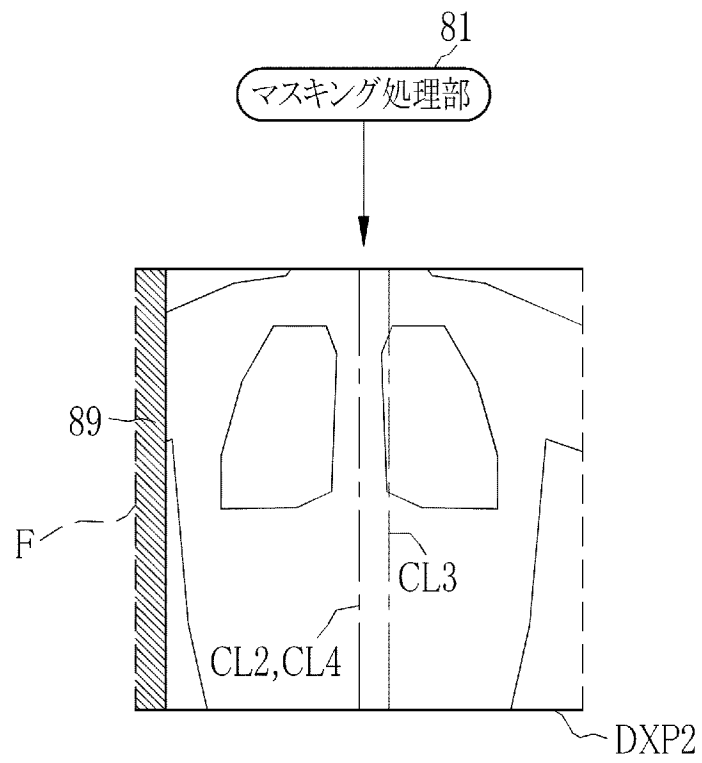
[図17]



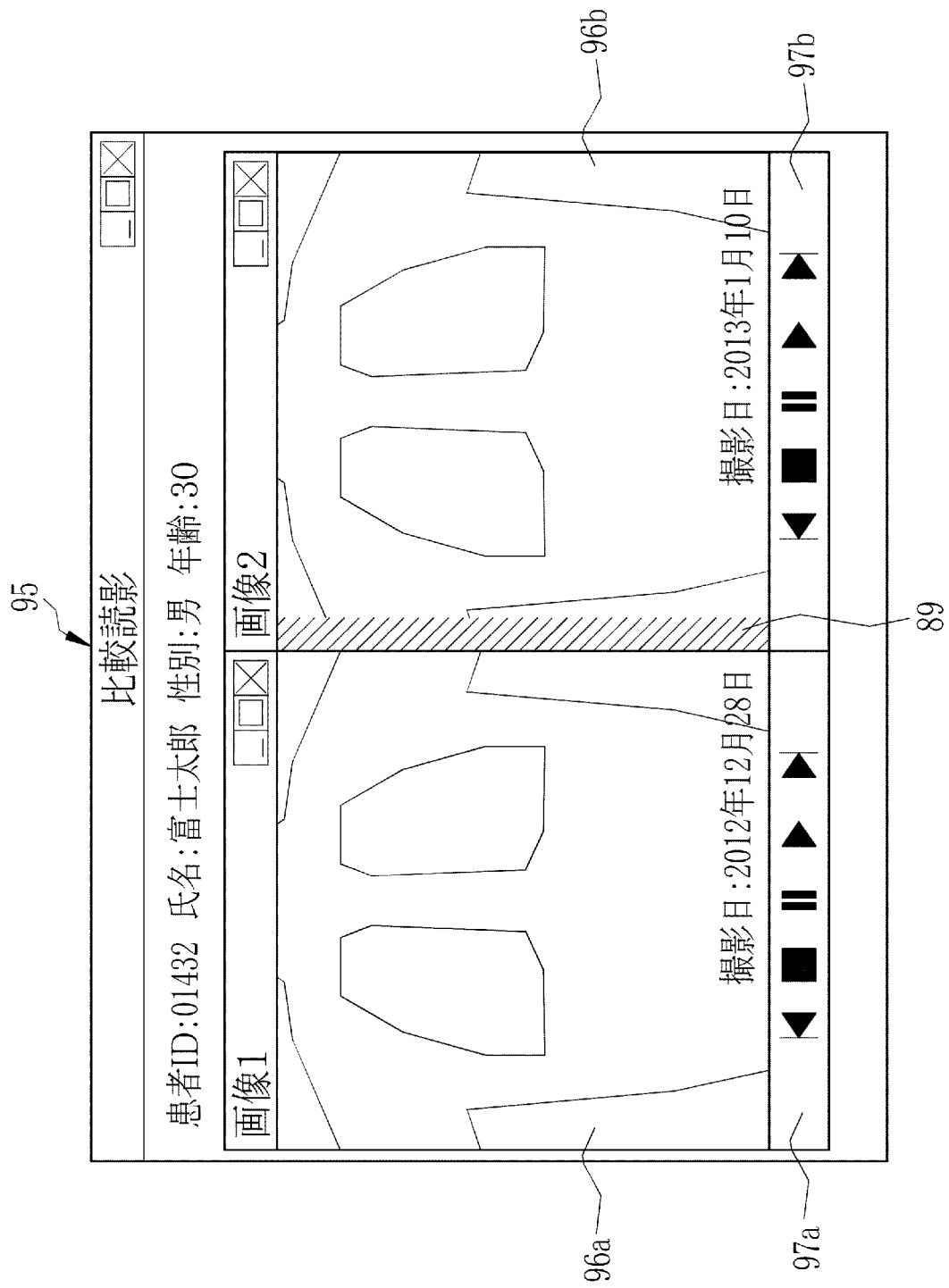
[図18]



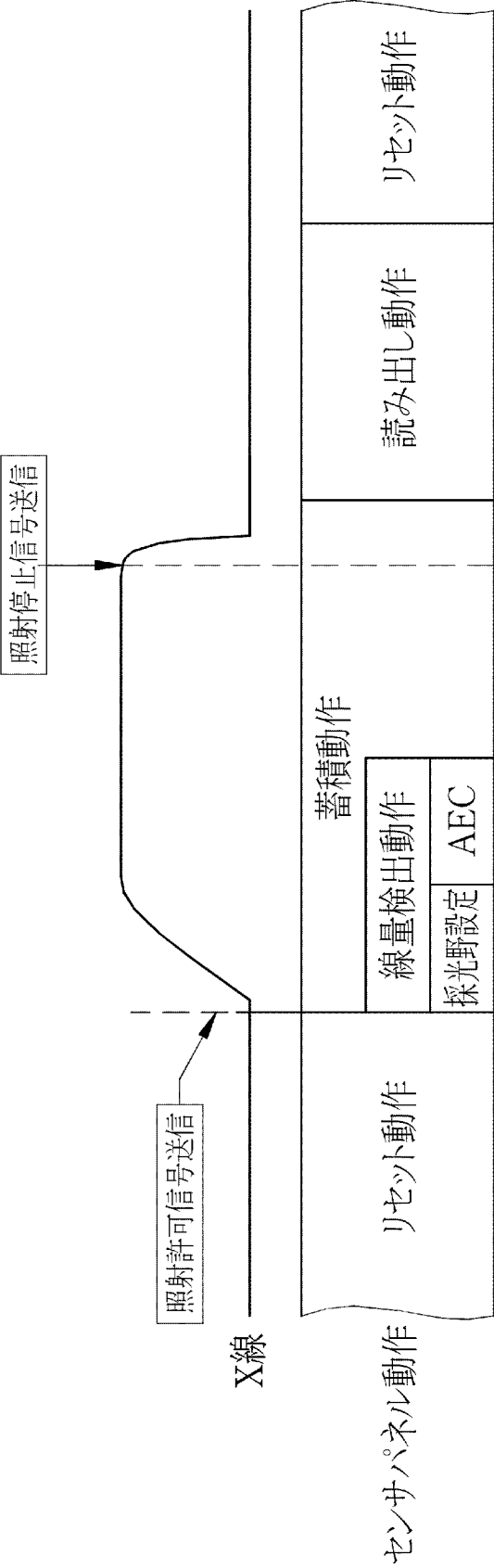
[図19]



[図20]



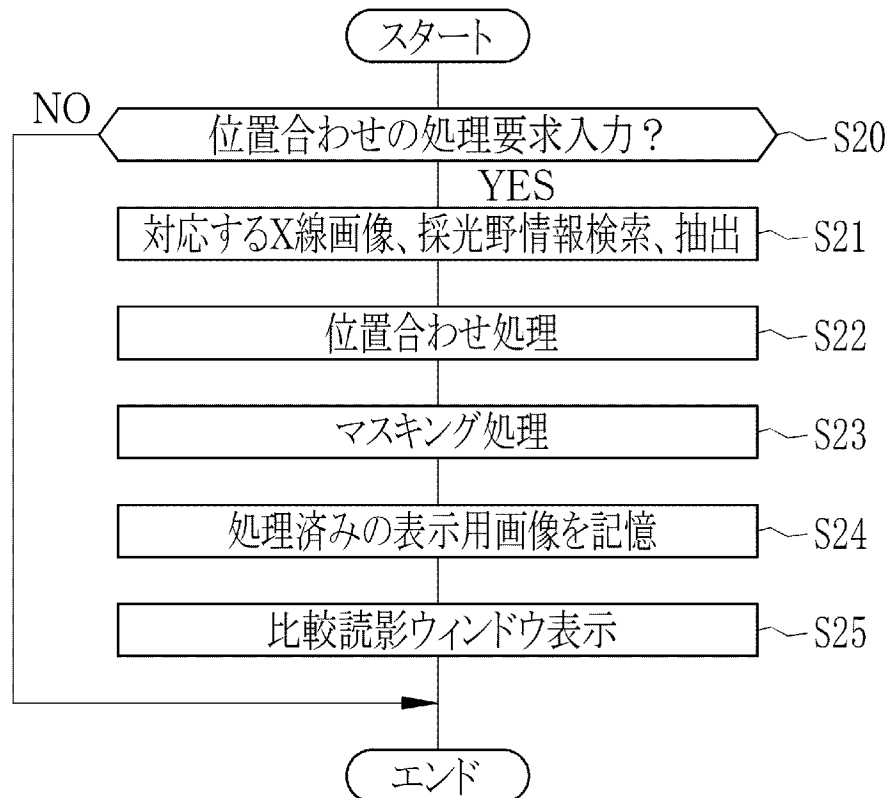
[図21]



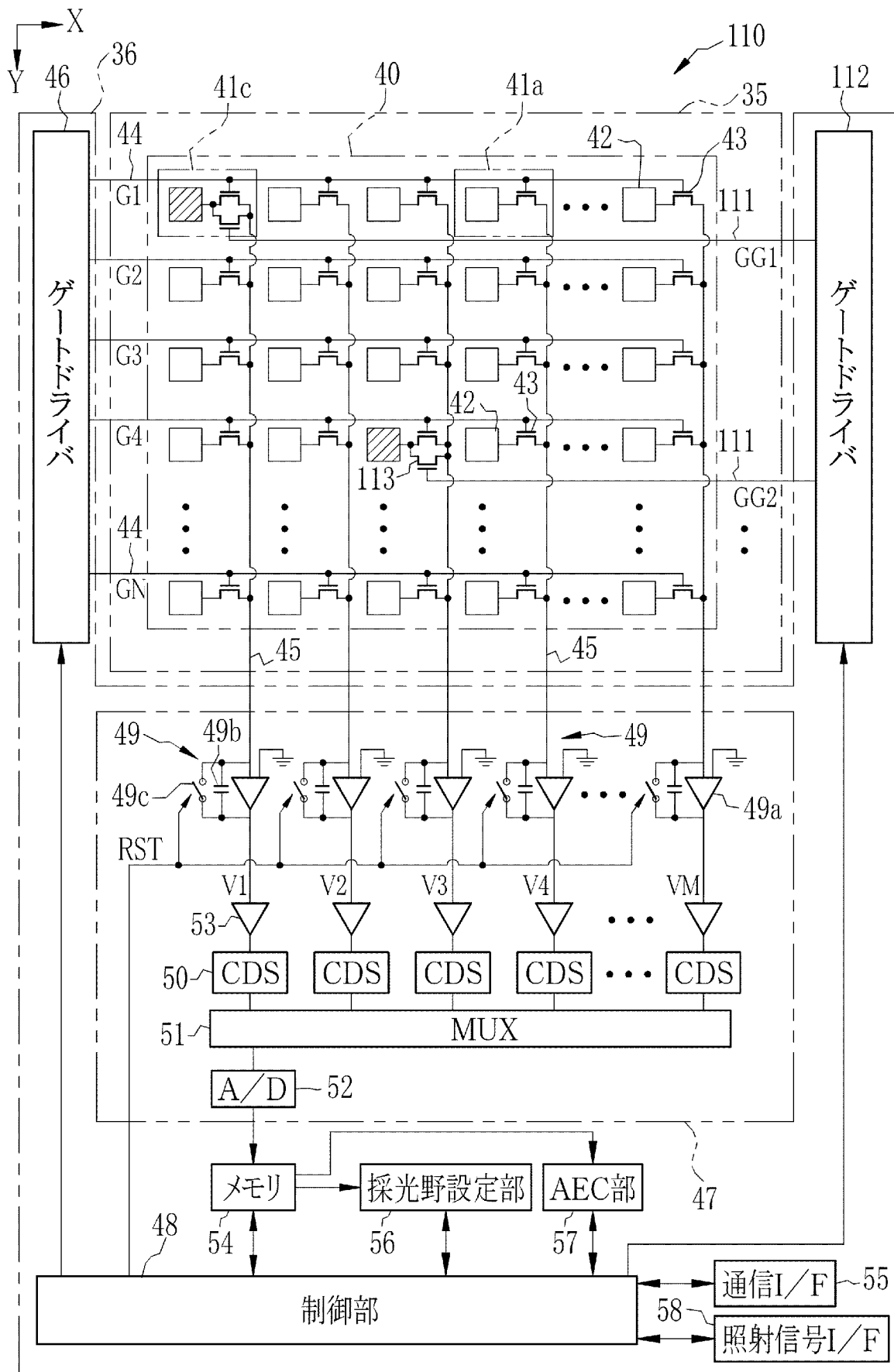
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/053721

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-159240 A (Toshiba Corp.), 03 June 2003 (03.06.2003), paragraphs [0013] to [0019] (Family: none)	1-13
A	JP 2011-010870 A (Hitachi Medical Corp.), 20 January 2011 (20.01.2011), paragraphs [0032] to [0034] (Family: none)	1-13
A	JP 2007-167634 A (Toshiba Medical Systems Corp.), 05 July 2007 (05.07.2007), paragraphs [0117] to [0119] & US 2007/0238963 A1 & EP 1825805 A1 & WO 2007/061099 A1 & CN 101123911 A	1-13

☐ 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
21 April, 2014 (21.04.14)

Date of mailing of the international search report
13 May, 2014 (13.05.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2003-159240 A（株式会社東芝）2003.06.03, 【0013】 - 【0019】 （ファミリーなし）	1-13
A	JP 2011-010870 A（株式会社日立メディコ）2011.01.20, 【0032】 - 【0034】（ファミリーなし）	1-13
A	JP 2007-167634 A（東芝メディカルシステムズ株式会社） 2007.07.05, 【0117】 - 【0119】 & US 2007/0238963 A1 & EP 1825805 A1 & WO 2007/061099 A1 & CN 101123911 A	1-13

☐ 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

2 1 . 0 4 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 3 . 0 5 . 2 0 1 4

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）

福田 裕司

2 Q

9 1 0 9

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