

(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 10 月 24 日(24.10.2013)



(10) 国際公開番号

WO 2013/157476 A1

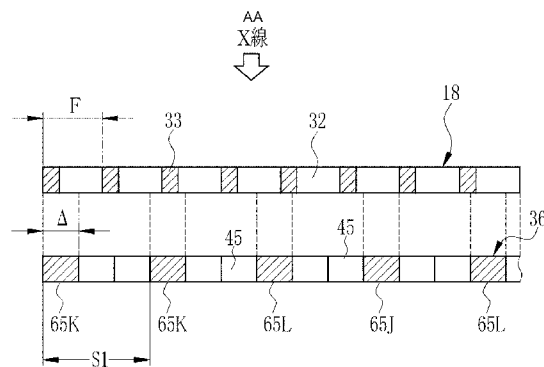
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) H05G 1/44 (2006.01)
G01T 7/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/060921
- (22) 国際出願日: 2013 年 4 月 11 日(11.04.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-096277 2012 年 4 月 20 日(20.04.2012) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 田島 崇史(TAJIMA, Takashi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 桑原 健(KUWABARA, Takeshi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 北川 祐介(KITAGAWA, Yusuke); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚 2 丁目 2 5 番 1 号 太陽生命大塚ビル 3 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, 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: RADIOLOGY DETECTOR DEVICE AND RADIOGRAPHY SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線画像検出装置及び放射線撮影システム

[図8]



AA... X-RAY

(57) Abstract: An objective of the present invention is to carry out a stable AEC which is not affected by geometric positioning misalignment of a grid and a dose detection sensor with a small concern for image quality declines and without involving time and trouble. A plurality of pixels (45) which receive an x-ray and accumulate an electric charge, and a plurality of detection pixels (65) which detect an x-ray dose, are disposed upon an image capture face (36) in a detection panel (35a). The plurality of detection pixels (65) is positioned periodically with interstices therebetween. A grid (18) is positioned in a location facing the image capture face (36), in which x-ray absorption units (33) and x-ray transmission units (32) are periodically alternately arrayed in a first direction. Given that a positioning period (S1) in a first direction of the detection pixels (65) differs from a fluctuation period (F) of the X-ray absorption units (33), the output values of each detection pixel (65) are scattered, and a fluctuation range of an average value of the output values is suppressed.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/157476 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

画質低下の懸念が少なく、かつ、手間を掛けずに、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置のずれの影響を受けない安定した AEC を行う。検出パネル (35a) には、X 線を受けて電荷を蓄積する複数の画素 (45) と、X 線の線量を検出する複数の検出画素 (65) とが撮像面 (36) に設けられている。複数の検出画素 (65) は、間隔を空けて周期的に配置されている。撮像面 (36) と対面する位置には、X 線吸収部 (33) と X 線透過部 (32) とが第 1 方向に交互に周期的に配列されたグリッド (18) が配置されている。検出画素 (65) の第 1 方向の配置周期 (S1) は、X 線吸収部 (33) の配置周期 (F) と異なっているため、各検出画素 (65) の出力値が分散され、出力値の平均値の変動幅が抑えられる。

明 細 書

発明の名称：放射線画像検出装置及び放射線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像の露出制御を行うための線量検出センサを備えた放射線画像検出装置と、これを用いた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、被写体（患者）を透過したX線により被写体のX線画像を撮影するX線撮影装置とで構成されている。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、X線画像の保存や表示を行うコンソールを有している。

[0003] X線画像検出装置として、X線の入射量に応じた電荷を蓄積する画素がマトリクス状に配列された撮像面を有する検出パネルと、検出パネルを駆動する回路部とを有し、X線画像を電気信号として検出する画像検出部（フラットパネルディテクタ（FPD；flat panel detector）と呼ばれる）を用いたものが普及している。検出パネルは、画素毎に信号電荷を蓄積し、蓄積した電荷を信号処理回路で電圧信号に変換することで、被写体のX線画像を検出し、これをデジタルな画像データとして出力する。X線画像検出装置には、電子カセットと呼ばれる可搬型のX線画像検出装置もある。

[0004] X線撮影において、X線が被写体を透過するときに発生する散乱線の影響を減少させるために、グリッドと呼ばれる散乱線除去部材を用い、グリッドを被写体とX線画像検出装置との間に配置して撮影を行う場合がある。グリッドは、鉛のような、X線を吸収してX線を透過しにくい物質からなるX線

吸収部と、アルミニウムのような、X線を透過しやすい物質からなるX線透過部とを、それぞれ細長い短冊状に形成し、短冊状のX線吸収部とX線透過部とを交互に配列したものである。X線吸収部とX線透過部は1方向に交互に配列されるため、X線吸収部とX線透過部によってストライプパターン（縞模様）が形成される。こうしたグリッドが、検出パネルの撮像面と被写体との間に配置される。グリッドを用いることにより、散乱線は、撮像面に到達する前にその大部分がグリッド内のX線吸収部に吸収されるので、散乱線の影響が少ないコントラストの高い画像を得ることができる。グリッドは、撮影台に取り付けられたり、X線画像検出装置の筐体に取り付けられて使用される。

[0005] また、グリッドの種類を表す項目の1つに、単位幅当たりのX線吸収部の本数を表すグリッド密度がある。グリッド密度としては、例えば、26本/cm～100本/cmの範囲で各種のものがある。グリッド密度が40本/cm（4本/mm）のグリッドの場合には、1組のX線吸収部とX線透過部の幅の合計値であるグリッドピッチは、250 μ mになる。

[0006] X線画像検出装置には、X線画像の露出制御を行うために、X線源から照射されるX線の線量が所定の照射停止閾値に達したときに、X線源によるX線の照射を停止させる自動露出制御（AEC；Automatic Exposure Control）機能を有するものがある（例えば、米国特許6952465号（対応日本出願：特開2004-167075号公報）及び米国特許6944266号（対応日本出願：特開2004-166724号公報）参照）。このようなX線画像検出装置には、被写体を透過したX線の線量を検出し、検出した線量に応じた信号を出力する線量検出センサが設けられている。

[0007] 米国特許6952465号には、検出パネルの撮像面内に、画素とは別に、画素500個分の長さを持つストライプ状の線量検出センサを設けたX線画像検出装置が記載されている。米国特許6952465号では、グリッドと線量検出センサの相対的な位置関係である幾何学的配置にずれが生じた場合でも、線量検出センサが出力する信号の出力値の変動を抑えて安定したA

ECを行うことができるように、ストライプ状の線量検出センサの長手方向（ストライプの方向）と、グリッドのストライプの方向とが非平行（例えば直交）になるように線量検出センサを配置している。

[0008] すなわち、線量検出センサは撮像面内に設けられているため、グリッドの取り付けガタやグリッドの製造誤差などにより、グリッドと線量検出センサとの幾何学的配置に、ずれが生じる。グリッドのX線吸収部やX線透過部は、それぞれ1本の幅が μm オーダーである。そのため、グリッドの取り付けガタや製造誤差によって、グリッドと線量検出センサとの間において、X線吸収部やX線透過部の1本分程度の位置ずれは容易に起こる。グリッドとの幾何学的配置にずれが生じると、X線の照射量が同じでも、線量検出センサへのX線の入射量が変動するため、線量検出センサの出力値は変動する。こうした線量検出センサの出力値の変動幅は、線量検出センサのストライプの方向とグリッドのストライプの方向が平行な場合に最大となる。

[0009] 例えば、線量検出センサのストライプの方向がグリッドのストライプの方向と平行な場合には、ストライプ状の線量検出センサが長手方向の全域に渡って、X線吸収部の背後に隠れてしまったり、その反対にX線透過部の背後に位置するといった状態が生じる。線量検出センサの全域がX線吸収部の背後に隠れてしまうと、線量検出センサの全域に渡ってX線の入射量が少なくなり、線量検出センサの出力値が最小となる。その反対に、X線の照射量が同じであっても、線量検出センサの全域がX線透過部の背後に位置する場合には、線量検出センサの全域に渡ってX線の入射量が多くなるため、線量検出センサの出力値は最大となる。このように、線量検出センサのストライプの方向とグリッドのストライプの方向を平行にすると、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置のずれによる、線量検出センサの出力値の変動幅が大きくなる。

[0010] このため、米国特許6952465号においては、ストライプ状の線量検出センサを、グリッドのストライプの方向と非平行に配置することにより、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置がずれても、常に、線量検出セン

サの一部はX線吸収部の背後に、他の一部はX線透過部の背後に位置するようにしている。こうすると、線量検出センサの一部はX線の入射量が相対的に低くなるが、他の部分では相対的に多くなるため、線量検出センサの出力値は平準化されることになる。そのため、線量検出センサのストライプ方向をグリッドのストライプ方向と平行に配置した場合と比べて、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置のずれによる、線量検出センサの出力値の変動が抑えられて、安定したAECを行うことができる。

[0011] 米国特許6952465号の実施形態においては、画素のサイズは $105\mu\text{m} \times 105\mu\text{m}$ であり、線量検出センサは、画素500個分であるため、 $105\mu\text{m} \times 500\text{個} = 52500\mu\text{m}$ （約50mm）程度の長さを持つ。線量検出センサは、一部の画素と置換したり、隣接する画素の間隙に配置される。画素の間隙に線量検出センサを配置する場合には、線量検出センサに隣接する画素のサイズを縮小して、線量検出センサを配置するスペースを確保している。こうした線量検出センサが、所定領域内に複数本配置される。

[0012] また、米国特許6944266号には、ストライプ状の線量検出センサの代わりに、撮像面内の画素の一部を、線量検出センサとして機能する検出画素（米国特許6944266号ではAEC画素と記載）としたX線画像検出装置が記載されている。米国特許6944266号の画素は、蓄積した電荷を保持したまま出力値を読み出す、いわゆる非破壊読み出しが可能なものを利用しており、検出画素も非破壊読み出しが可能である。

[0013] 米国特許6944266号のX線画像検出装置においても、検出画素は撮像面内に配置されるため、米国特許6952465号と同様に、グリッドと検出画素の幾何学的配置のずれによって、検出画素の出力値に変動が生じる。米国特許6944266号では、各検出画素の出力値が変動する問題に対して、各検出画素の出力値を較正するキャリブレーションにより対処している。

[0014] 具体的には、米国特許6944266号では、本撮影前に、グリッドを取り付けた状態で、撮像面に一様にX線を照射して、撮像面内の各検出画素の

出力値を表すゲイン画像を取得する。ゲイン画像には、グリッドを取り付けた状態における各検出画素の出力値のバラツキが反映されている。そして、本撮影時のAECにおいては、各検出画素が出力する出力値を、ゲイン画像によってキャリブレーションを行うことで、各検出画素の出力値を補正している。各検出画素の出力値は、グリッド密度などのグリッドの種類ばかりでなく、X線の線量や管電圧によって決まる線質などを含む撮影条件によっても変動する。また、グリッドの種類や撮影条件が同じでも、グリッドの取り付けガタや製造時の誤差によってグリッドと検出画素の幾何学的配置がずれるため、ゲイン画像の取得は撮影毎に行われる。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0015] 米国特許6952465号においては、画素の置換や画素サイズの縮小によって、ストライプ状の線量検出センサを配置するスペースを確保するため、撮影されたX線画像には、線量検出センサに位置する領域において濃度が低下する。線量検出センサが位置する領域とそれに隣接する領域との濃度差は大きいため、スジ状の濃度段差となって現れる。ストライプ状の線量検出センサは、長さが約50mm有り、人の目で視認できる大きさを有するので、X線画像の濃度段差も人の目で視認できる大きさとなり、非常に目立ってしまう。米国特許6952465号には、このような濃度段差を解消するため、線量検出センサを欠陥画素と見なして欠陥補正を行うことも開示されているが、欠陥補正を行うためには、補正データを用意する手間がかかる。さらに、線量検出センサが約50mmと大きいため、欠陥補正したとしても欠陥を視認できない程度まで完全に無くすことは難しく、X線画像の画質が低下する懸念がある。

[0016] 米国特許6944266号の場合は、画素の一部を検出画素に利用しており、検出画素の出力値を非破壊で読み出しているため、米国特許6952465号のようにX線画像に濃度段差は生じない。そのため、欠陥補正に手間がかかるという問題やX線画像の画質低下という問題は発生しない。しかし

ながら、米国特許 6 9 4 4 2 6 6 号記載の X 線画像検出装置の場合、撮影毎にゲイン画像を取得しなければならず、ゲイン画像の取得に時間と手間がかかるという別の問題がある。さらに、ゲイン画像取得後、本撮影を行うまでの間に、衝撃などにより、グリッドと検出画素との幾何学的配置がずれてしまうと、取得したゲイン画像では、適正な補正ができなくなってしまうという問題がある。

[0017] 本発明は、画質低下の懸念が少なく、かつ、手間を掛けずに、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置のずれの影響を受けない安定した AEC を行うことが可能な放射線画像検出装置及び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

[0018] 本発明の放射線画像検出装置は、検出パネルと、複数の線量検出センサとを備え、放射線を吸収する放射線吸収部と放射線を透過する放射線透過部とが第 1 の方向に交互に周期的に配された散乱線除去用グリッドを用いて撮影が行われる。検出パネルは、放射線源から照射された放射線を受ける画素が複数設けられた撮像面を有し、画素が被写体を透過した放射線を受けて被写体の放射線画像を検出する。複数の線量検出センサは、放射線画像の露出制御を行うために設けられ、撮像面内に間隔を空けて第 1 の方向に周期的に配置され、被写体を透過した放射線の線量を検出して線量に応じた信号を出力する。放射線吸収部の配置周期と、撮像面における複数の線量検出センサの第 1 の方向の配置周期とが異なっている。

[0019] 線量検出センサの配置周期は、放射線吸収部の配置周期の整数倍ではないことが好ましい。

[0020] 線量検出センサ及び放射線吸収部のそれぞれの配置周期は、画素の個数を単位とする長さであり、それぞれの配置周期は、互いに素であることが好ましい。

[0021] 線量検出センサは、第 1 の方向に直交する第 2 の方向の配置周期も放射線吸収部の配置周期と異なっていることが好ましい。線量検出センサは、第 2

の方向の配置周期が、第 1 の方向の配置周期と同じであることが好ましい。

[0022] 1 個の線量検出センサの最小サイズは、例えば、撮像面内の画素のサイズと同じである。

[0023] 線量検出センサは、例えば、画素の一部を利用した検出画素である。複数の検出画素が、第 1 の方向に相当する行方向及び第 2 の方向に相当する列方向のそれぞれに 1 行及び 1 列以上ずらして配置されている場合には、記第 1 の方向の配置周期は、行方向の長さであり、第 2 の方向の配置周期は、列方向の長さである。1 個の線量検出センサは、隣接した複数の検出画素からなる検出画素群であってもよい。

[0024] 線量検出センサは、単位時間当たりの線量に応じた信号を出力し、線量検出センサの出力値を積算して、積算された積算値と予め設定した照射停止閾値とを比較し、積算値が照射停止閾値に達した際に放射線源による放射線の照射を停止させる自動露出制御部を備えていることが好ましい。自動露出制御部は、複数の線量検出センサの出力値を平均した平均値を算出し、算出した平均値を積算して積算値を求める。

[0025] 散乱線除去用グリッドを着脱自在に取り付け可能であることが好ましい。

[0026] また、本発明は、放射線を照射する放射線源を備えた放射線発生装置と、放射線画像を検出する放射線画像検出装置とで構成される放射線撮影システムであり、放射線を吸収する放射線吸収部と放射線を透過する放射線透過部とが第 1 の方向に交互に周期的に配された散乱線除去用グリッドを用いて撮影が行われる。放射線画像検出装置は、検出パネルと、複数の線量検出センサとを備えている。検出パネルは、放射線源から照射された放射線を受ける画素が複数設けられた撮像面を有し、画素で被写体を透過した放射線を受けて被写体の放射線画像を検出する。複数の線量検出センサは、放射線画像の露出制御を行うために設けられ、撮像面に配置されて被写体を透過した放射線の線量を検出して線量に応じた信号を出力する。放射線吸収部の配置周期と、撮像面における複数の線量検出センサの第 1 の方向の配置周期とが異なっている。

発明の効果

[0027] 本発明によれば、撮像面に間隔を空けて配置される複数の線量検出センサの配置周期と放射線吸収部の配置周期とが異なっていることから、複数の線量検出センサのすべてが放射線透過部あるいは放射線吸収部の背後に配置されることはない。したがって、画質低下の懸念が少なく、かつ、手間を掛けずに、グリッドと線量検出センサの幾何学的配置のずれの影響を受けない安定したAECを行うことが可能となる。

図面の簡単な説明

[0028] [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と線源制御装置と他の装置との接続関係を示す図である。

[図3]グリッドの構成を示す説明図である。

[図4]電子カセットの内部構成を示すブロック図である。

[図5]電子カセットの検出パネルの検出画素の配置と採光野とを説明するための図である。

[図6]電子カセットのAEC部の構成を示すブロック図である。

[図7]検出パネルの撮像面とグリッドとを重ね合わせたときの検出画素の配置状態を示す説明図である。

[図8]検出画素の配置周期とグリッドピッチの関係を示す説明図である。

[図9]図8の状態から1画素分ずらした場合の検出画素とグリッドの位置の変化を示す説明図である。

[図10]第1の比較例を示す説明図である。

[図11]図10の状態から1画素分ずらした場合の比較例を示す説明図である。

[図12]第2の比較例を示す説明図である。

[図13]グリッドを90°回転させて検出パネルの撮像面と重ね合わせたときの検出画素の配置状態を示す説明図である。

[図14]コンソールの内部構成を示すブロック図である。

[図15]コンソールに設定された撮影条件を示す図である。

[図16]コンソールの機能および情報の流れを示すブロック図である。

[図17]X線撮影の手順を示すフローチャートである。

[図18]第2実施形態の第1例を示す説明図である。

[図19]第2実施形態の第2例を示す説明図である。

[図20A]第3実施形態の第1例の第1態様を示す説明図である。

[図20B]第3実施形態の第1例の第2態様を示す説明図である。

[図20C]第3実施形態の第1例の第3態様を示す説明図である。

[図21]第3実施形態の第2例を示す説明図である。

[図22]第3実施形態の第3例を示す説明図である。

[図23]第4実施形態の検出画素群の説明図である。

[図24]第5実施形態の検出パネルの説明図である。

[図25]第6実施形態の検出パネルの説明図である。

発明を実施するための形態

[0029] 「第1実施形態」

図1に示すように、本発明のX線撮影システム10は、X線を発生するX線発生装置11と、被写体である患者Mを透過したX線からX線画像を撮影するX線撮影装置12とから構成されている。X線発生装置11は、X線を照射するX線源13、X線源13を制御する線源制御装置14、及びX線の照射開始を指示する照射スイッチ15で構成されている。X線撮影装置12は、可搬型のX線画像検出装置である電子カセット16、及び電子カセット16を制御するコンソール17、撮影台30で構成されている。線源制御装置14、電子カセット16、及びコンソール17は、相互に通信が可能なように有線または無線方式で接続されている。

[0030] 電子カセット16は、立位撮影台30に着脱自在に取り付け可能である。電子カセット16は、撮像面36が形成された検出パネル35aを有する画像検出部35（図4参照）と、画像検出部35を収容する可搬型の扁平な筐体（図示せず）とからなる。本実施形態の電子カセット16の平面形状は、

例えば、縦横のサイズが同じ正形状である。

[0031] 電子カセット 16 は、検出パネル 35 a の撮像面 36（図 4 参照）が X 線源 13 と対向する姿勢で保持されるように、立位撮影台 30 のホルダ 30 a に着脱自在にセットされる。なお、電子カセット 16 は、立位撮影台 30 や、臥位撮影台（図示せず）にセットされる他に、患者 M が仰臥するベッド上に置いたり患者 M 自身に持たせたりして単体で使用されることもある。

[0032] また、X 線撮影装置 12 は、X 線が患者 M を透過する際に発生する散乱線を除去する散乱線除去用グリッド（以下、グリッドという）18 を用いた撮影を行うことが可能である。グリッド 18 は、電子カセット 16 とほぼ同じ大きさの薄板であり、グリッド 18 は、電子カセット 16 とともに、撮影台 30 のホルダ 30 a に着脱自在に取り付けられる。グリッド 18 は、電子カセット 16 の撮像面 36 と対面する姿勢でホルダ 30 a に配置される。これにより、撮影時には、グリッド 18 は、患者 M と電子カセット 16 の間に位置する。

[0033] グリッド 18 は、ホルダ 30 a に着脱自在であるため、撮影目的に応じてグリッド 18 を交換したり、ホルダ 30 a からグリッド 18 を取り外して X 線撮影を行うこともできる。ホルダ 30 a にはグリッド 18 を揺動させる機構はついておらず、したがってグリッド 18 は設置位置で固定して使われるいわゆる静止グリッドである。なお、グリッド 18 を、電子カセット 16 に着脱自在に取り付けてもよい。この場合においても、撮影目的に応じてグリッド 18 を交換したり、グリッド 18 を取り外して撮影を行うことができる。

[0034] X 線源 13 は、X 線を放射する X 線管 13 a と、X 線管 13 a 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）13 b とを備えている。X 線管 13 a は、熱電子を放出するフィラメントからなる陰極と、陰極から放出された熱電子が衝突して X 線を放射する陽極（ターゲット）とを有している。照射野限定器 13 b 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を中央に形成した

ものであり、鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさを変化させて照射野を限定する。

[0035] 図2に示すように、線源制御装置14は、トランスによって入力電圧を昇圧して高圧の管電圧を発生し、高電圧ケーブルを通じてX線源13に供給する高電圧発生器20と、X線源13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線の照射時間を制御する制御部21と、コンソール17との主要な情報、信号の送受信を媒介する通信I/F22とを備える。

[0036] 制御部21には、照射スイッチ15とメモリ23とタッチパネル24とが接続されている。照射スイッチ15は、撮影開始時に放射線技師等のオペレータによって操作されるスイッチであり、例えば二段階の押圧操作が可能な押しボタンスイッチである。照射スイッチ15は、一段階目の押圧操作でX線源13のウォームアップを開始させるためのウォームアップ開始信号を発生し、二段階目の押圧操作でX線源13にX線の照射を開始させるための照射開始信号を発生する。これらの信号は信号ケーブルを通じて線源制御装置14に入力される。制御部21は、照射スイッチ15から照射開始信号を受けたときに高電圧発生器20からX線源13への電力供給を開始させる。

[0037] 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(mAs値)といった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。線源制御装置14は、設定された撮影条件の管電圧や管電流、照射時間あるいは管電流照射時間積でX線の照射制御を開始する。電子カセット16には、AEC機能が設けられており、X線源13から照射されるX線の単位時間当たりの線量を検出して、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14に予め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ように機能する。

[0038] なお、目標線量に達してAEC機能による照射停止の判定がされる前にX線の照射が終了して線量不足に陥ることを防ぐために、線源制御装置14に

設定される照射時間または管電流照射時間積には余裕をもった値が設定される。線源制御装置 14 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。なお、撮影条件は、通信 1/F 22 を介してコンソール 17 から送信されてきたものを設定してもよい。

[0039] 照射信号 1/F 25 は、電子カセット 16 の AEC 機能を用いる場合に電子カセット 16 と接続される。この場合、制御部 21 は、照射スイッチ 15 からウォームアップ開始信号を受けたときに、照射信号 1/F 25 を介して、X線の照射を開始してよいかを問い合わせる照射開始要求信号を電子カセット 16 に送信する。電子カセット 16 では、照射開始要求信号を受信すると準備処理が行なわれる。電子カセット 16 は、準備処理が完了して撮影可能な状態になった場合に照射許可信号を線源制御装置 14 に送信する。制御部 21 は、電子カセット 16 から照射許可信号を照射信号 1/F 25 で受け、さらに照射スイッチ 15 から照射開始信号を受けたときに、高電圧発生器 20 から X線源 13 に対して、X線を照射するための電力供給を開始させる。また、制御部 21 は、電子カセット 16 から発せられる照射停止信号を照射信号 1/F 25 で受けたときに、高電圧発生器 20 から X線源 13 への電力供給を停止させ、X線の照射を停止させる。さらに、制御部 21 は、照射停止信号の受信を契機に X線の照射を停止させる機能だけでなく、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を内蔵している。

[0040] 図 3 に示すように、グリッド 18 は、電子カセット 16 とほぼ同サイズで同形状をしている。グリッド 18 は、本発明の第 2 の方向に相当する Y1 方向に延びる短冊状の X線透過部 32 とハッチングで示す X線吸収部 33 を有し、これら各層 32、33 を、Y1 方向に直交し、本発明の第 1 の方向に相当する X1 方向に交互に周期的に配置した構成である。X線透過部 32 は、例えばアルミニウム等の X線を透過しやすい材質で形成されている。X線吸収部 33 は、例えば鉛やモリブデン合金、タンタル合金等の X線の遮蔽性が高く X線を吸収しやすい材質で形成されている。グリッド 18 は、X線が患

者Mを透過する際に発生する散乱線をX線吸収部33で吸収し、散乱線によってX線画像のコントラストが低下するのを防止する。

[0041] グリッド18は、X線透過部32及びX線吸収部33の配列方向であるX1方向が、画素45の行方向X2（図4参照）と一致するようホルダ30aに取り付けられる。

[0042] グリッド18には、X線透過部32及びX線吸収部33の配列方向（X1方向）における、単位幅当たりのX線吸収部33の本数を表すグリッド密度が、例えば26本/cm～100本/cmの範囲で様々な種類がある。本実施形態では、X線撮影において一般的なグリッド密度40本/cm（4本/mm）のグリッドを使用している。X1方向における、X線透過部32とX線吸収部33の幅の合計値がグリッドピッチであり、X線吸収部33の配置周期Fに相当する。グリッド密度が4本/mmの場合のX線吸収部33の配置周期Fは250μmとなる。

[0043] 図4において、電子カセット16は、上述した筐体内に検出パネル35aを有する画像検出部35と、アンテナ37及びバッテリー38とを内蔵している。電子カセット16は、アンテナ37及びバッテリー38により、コンソール17と無線通信が可能である。アンテナ37は、無線通信のための電波をコンソール17との間で送受信する。バッテリー38は、電子カセット16の各部を動作させるための電力を供給する。バッテリー38は、薄型の電子カセット16内に収まるよう比較的小型のものが使用される。また、バッテリー38は、電子カセット16から外部に取り出して専用のクレードルにセットして充電することも可能である。バッテリー38を無線給電可能な構成としてもよい。

[0044] 電子カセット16には、アンテナ37に加えてソケット39が設けられている。ソケット39は、コンソール17と有線接続するために設けられており、バッテリー38の残量不足等で電子カセット16とコンソール17との無線通信ができなくなった場合に使用される。ソケット39にコンソール17からのケーブルを接続すると、コンソール17との有線通信が可能になる。

その際に、ソケット 39 に接続されたケーブルを介して、コンソール 17 から電子カセット 16 に給電してもよい。

[0045] アンテナ 37 およびソケット 39 は、通信部 40 に設けられている。通信部 40 は、アンテナ 37 またはソケット 39 と制御部 41、メモリ 42 間の画像データを含む各種情報、信号の送受信を媒介する。

[0046] 画像検出部 35 は、検出パネル 35a と、検出パネル 35a の駆動を制御する回路部とで構成される。検出パネル 35a は、TFT (Thin Film Transistor) アクティブマトリクス基板を有し、この基板上に X 線の入射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素 45 を配列してなる撮像面 36 を備えている。複数の画素 45 は、所定のピッチで二次元に n 行 (X2 方向) × m 列 (Y2 方向) のマトリクス状に配列されている。検出パネル 35a は、平面形状が正形状であり、撮像面 36 のサイズは例えば 430mm × 430mm、画素数が例えば 2880 × 2880 である。画素 45 は縦横のサイズが同じ正方画素であり、画素 45 のサイズは、例えば 150 μm × 150 μm である。画素 45 の縦横のサイズは、それぞれ X2 方向及び Y2 方向の画素ピッチ Δ に相当する。

[0047] 検出パネル 35a 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) をさらに有し、シンチレータによって変換された可視光を画素 45 で光電変換する間接変換型である。シンチレータは、CsI : Tl (タリウム賦活ヨウ化セシウム) や GOS (Gd₂O₂S : Tb、テルビウム賦活ガドリウムオキシサルファイド) 等からなり、画素 45 が配列された撮像面 36 の全面と対向するように配置されている。なお、シンチレータと TFT アクティブマトリクス基板は、X 線の入射する側からみてシンチレータ、基板の順に配置される PSS (Penetration Side Sampling) 方式でもよいし、逆に基板、シンチレータの順に配置される ISS (Irradiation Side sampling) 方式でもよい。また、シンチレータを用いず、X 線を直接電荷に変換する変換層 (アモルファスセレン等) を用いた直接変換型の検出パネルを用いてもよい。

[0048] 画素45は、可視光の入射によって電荷（電子－正孔対）を発生する光電変換素子であるフォトダイオード46、およびスイッチング素子としてTFT47を備える。

[0049] フォトダイオード46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46は、下部電極にTFT47が接続され、上部電極にはバイアス線48が接続されており、バイアス線48は撮像面36内の画素45の行数分（n行分）設けられて母線49に結束されている。母線49はバイアス電源50に繋がれている。母線49とその子線のバイアス線48を通じて、バイアス電源50からフォトダイオード46の上部電極にバイアス電圧V_bが印加される。バイアス電圧V_b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持つ上部電極と下部電極に移動し、フォトダイオード46に電荷が蓄積される。

[0050] TFT47は、ゲート電極が走査線51に、ソース電極が信号線52に、ドレイン電極がフォトダイオード46にそれぞれ接続される。走査線51と信号線52は格子状に配線されており、走査線51は撮像面36内の画素45の行数分（n行分）、信号線52は画素45の列数分（m列分）それぞれ設けられている。走査線51はゲートドライバ53に接続され、信号線52は信号処理回路54に接続される。

[0051] 検出パネル35aの駆動を制御する回路部は、制御部41、ゲートドライバ53、信号処理回路54などからなる。制御部41は、ゲートドライバ53を通じてTFT47を駆動することにより、X線の入射量に応じた信号電荷を画素45に蓄積する蓄積動作と、画素45から信号電荷を読み出す読み出し（本読み）動作と、リセット（空読み）動作とを検出パネル35aに行わせる。

[0052] 蓄積動作ではTFT47がオフ状態にされ、その間に画素45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53から同じ行のTFT

4 7を一斉に駆動するゲートパルスG 1～G nを順次発生して、走査線5 1を一行ずつ順に活性化し、走査線5 1に接続されたT F T 4 7を一行分ずつオン状態とする。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、T F T 4 7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。画素4 5のフォトダイオード4 6に蓄積された電荷は、T F T 4 7がオン状態になると信号線5 2に読み出されて、信号処理回路5 4に入力される。

[0053] 信号処理回路5 4は、積分アンプ6 0、マルチプレクサ(M U X) 6 1、およびA / D変換器(A / D) 6 2等を備える。積分アンプ6 0は、各信号線5 2に対して個別に接続される。積分アンプ6 0は、オペアンプ6 0 aとオペアンプ6 0 aの入出力端子間に接続されたキャパシタ6 0 bとからなり、信号線5 2はオペアンプ6 0 aの一方の入力端子に接続される。オペアンプ6 0 aのもう一方の入力端子はグランド(G N D)に接続される。キャパシタ6 0 bにはリセットスイッチ6 0 cが並列に接続されている。積分アンプ6 0は、信号線5 2から入力される電荷を積算し、電圧信号D 1～D mに変換して出力する。各列のオペアンプ6 0 aの出力端子には、増幅器6 3、サンプルホールド(S / H)部6 4を介してM U X 6 1が接続される。M U X 6 1の出力側には、A / D変換器6 2が接続される。

[0054] M U X 6 1は、パラレルに接続される複数の積分アンプ6 0から順に一つの積分アンプ6 0を選択し、選択した積分アンプ6 0から出力される電圧信号D 1～D mをシリアルにA / D変換器6 2に入力する。A / D変換器6 2は、入力された電圧信号D 1～D mをデジタルデータに変換して、電子カセット1 6に内蔵されるメモリ4 2に出力する。なお、M U X 6 1とA / D変換器6 2の間に増幅器を接続してもよい。

[0055] M U X 6 1によって積分アンプ6 0から一行分の電圧信号D 1～D mが読み出されると、制御部4 1は、積分アンプ6 0に対してリセットパルスR S Tを出力し、リセットスイッチ6 0 cをオンする。これにより、キャパシタ6 0 bに蓄積された一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60がリセットされると、ゲートドライバ53から次の行のゲートパルスが出力され、次の行の画素45の信号電荷の読み出しを開始させる。これらの動作を順次繰り返して全行の画素45の信号電荷を読み出す。

[0056] 全行の読み出しが完了すると、一画面分のX線画像を表す画像データがメモリ42に記録される。この画像データはメモリ42から読み出され、通信部40を通じてコンソール17に出力される。こうして患者のX線画像が検出される。

[0057] フォトダイオード46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Vbが印加されているために画素45のフォトダイオード46に蓄積される。画素45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リセット動作が行われる。リセット動作は、画素45において発生する暗電荷を、信号線52を通じて掃き出す動作である。

[0058] リセット動作は、例えば、一行ずつ画素45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53から走査線51に対してゲートパルスG1～Gnを順次発生して、画素45のTF T47を一行ずつオン状態にする。TF T47がオン状態になっている間、画素45から暗電荷が信号線52を通じて積分アンプ60のキャパシタ60bに流れる。リセット動作では、読み出し動作と異なり、MUX61によるキャパシタ60b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41からリセットパルスRSTが出力されてリセットスイッチ60cがオンされ、キャパシタ60bに蓄積された電荷が放電されて積分アンプ60がリセットされる。

[0059] 順次リセット方式に代えて、配列画素の複数行を一グループとしてグループ内で順次リセットを行い、グループ数分の行の暗電荷を同時に掃き出す並列リセット方式や、全行にゲートパルスを入れて全画素の暗電荷を同時に掃き出す全画素リセット方式を用いてもよい。並列リセット方式や全画素リセ

ット方式によりリセット動作を高速化することができる。

[0060] 制御部41は、線源制御装置14の制御部21からの照射開始要求信号を受信したタイミングで、検出パネル35aにリセット動作を行わせて線源制御装置14に照射許可信号を返信する。そして、照射開始信号を受信したタイミングで検出パネル35aの動作をリセット動作から蓄積動作へ移行させる。

[0061] 検出パネル35aは、上述のようにTF T47を介して信号線52に接続された通常の画素45の他に、TF T47を介さず信号線52に短絡して接続された検出画素65を同じ撮像面36内に複数備えている。検出画素65は、患者Mを透過して撮像面36に入射するX線の線量を検出するために利用される線量検出センサとして機能する。本実施形態においては、1個の検出画素65が1個の線量検出センサを構成する。検出画素65は撮像面36内の画素45の数%程度を占める。本実施形態の検出画素65は、フォトダイオード46などの基本的な構成は画素45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。このため1個の検出画素65のサイズは、画素45と同じであり、 $150\mu\text{m} \times 150\mu\text{m}$ である。

[0062] 検出画素65は、信号線52との間にTF T47が設けられておらず、信号線52に直に接続されているので、検出画素65のフォトダイオード46で発生する信号電荷は、TF T47のオンオフに関わらず直ちに信号線52に流れ出す。同じ行にある通常の画素45がTF T47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同様である。このため検出画素65が接続された信号線52上の積分アンプ60のキャパシタ60bには、検出画素65のフォトダイオード46で発生した電荷が常に流入する。検出パネル35aが蓄積動作中に、キャパシタ60bに蓄積された検出画素65からの電荷は、所定のサンプリング周期でMUX61を介して電圧値としてA/D変換器62に出力される。A/D変換器62は、電圧値を各検出画素65の線量検出信号としてメモリ42に出力する。線量検出信号は、単位時間

当たりに照射されるX線の線量を表す。所定のサンプリング周期で出力される線量検出信号は、順次メモリ42に出力される。

[0063] 図5に示すように、検出画素65は、撮像面36内で局所的に偏ることなく撮像面36内に満遍なく散らばるように、一定の配置周期S1、S2でX2方向及びY2方向に配置されている。検出画素65の位置は、検出パネル35aの製造時に既知であり、制御部41の内部メモリ（図示せず）には、各検出画素65の撮像面36内における位置を表す座標情報が予め記憶されている。A/D変換器62が出力する各検出画素65の線量検出信号は、座標情報と対応付けてメモリ42に記録される。

[0064] AEC部（自動露出制御部）67は、制御部41により駆動制御される。AEC部67は、メモリ65から各検出画素65の線量検出信号を読み出して、読み出した線量検出信号に基づいてAECを行う。

[0065] 図6に示すように、AEC部67は、採光野選択回路75、積分回路76、比較回路77、および閾値発生回路78を有する。採光野選択回路75は、撮影条件に応じて設定された採光野の情報に基づき、撮像面36内に散らばった複数の検出画素65のうち、どの検出画素65の線量検出信号をAECに用いるかを選択する。積分回路76は、採光野選択回路75で選択された検出画素65からの線量検出信号の出力値の平均値を求める。例えば、図5に二点鎖線で示す符号Aa及びAbの領域が採光野として選択されている場合には、積分回路76は、採光野Aa及び採光野Ab内のそれぞれ9個の検出画素65a～65iの線量検出信号の出力値の平均値を求める。あるいは、採光野Aa及び採光野Ab内の合計18個の検出画素65の出力値の平均値を求める。平均値の算出は、線量検出信号がサンプリングされる毎に行われる。そして、積分回路76は、平均値を積算して積算値を求める。積算値は、照射されるX線の累積線量を表す。比較回路77は、積分回路76からの線量検出信号の積算値と、閾値発生回路78から与えられる照射停止閾値とを比較する。積算値が閾値に達したとき、比較回路77は照射停止信号を出力する。

[0066] 通信部40には、上述のアンテナ37とソケット39の他に照射信号I/F80が設けられている。照射信号I/F80には線源制御装置14の照射信号I/F25が接続される。照射信号I/F80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、照射開始信号の受信、比較回路77が出力する照射停止信号の送信を行う。

[0067] 図7に示すように、グリッド18を用いたグリッド撮影を行う場合には、撮像面36の前方（X線の入射側）にグリッド18が配置され、グリッド18と検出画素65が重なる。検出画素65のX2方向の配置周期S1は、グリッド18のX線吸収部33の配置周期Fと異なる周期（ $S1 \neq F$ ）であり、また検出画素65の配置周期S1がX線吸収部33の配置周期Fの整数倍とならないようになっている。すなわち、「配置周期 $S1 \neq N \cdot$ 配置周期F」（Nは整数）となっている。

[0068] 本例では、図8に示すように、2つの検出画素65の間に2個の画素45の間隔を空けて、各検出画素65は2画素置きに配置される。検出画素65を2画素置きに配置した場合、検出画素65の配置周期S1は、3画素分の長さになる。画素ピッチ $\Delta = 150 \mu m$ であるので、配置周期S1は、 $150 \mu m \times 3 \text{個} = 450 \mu m$ となる。また、本例のグリッド18のグリッド密度は4本/mmであるので、配置周期Fは、 $250 \mu m$ である。したがって、配置周期S1（ $450 \mu m$ ）と配置周期F（ $250 \mu m$ ）は一致しない。また、配置周期S1を配置周期Fで除算した場合には、 $450 / 250 = 1.8$ となるため、配置周期S1が配置周期Fの整数倍にもならない。

[0069] このように、「配置周期 $S1 \neq N \cdot$ 配置周期F」（Nは整数）とすることにより、図8に示すように、検出画素65は、X線透過部32またはX線吸収部33の背後にすべてが配置されるようなことはなく、X線透過部32の背後に配置される検出画素65Jや1本分のX線吸収層33の背後に配置される検出画素65K、1本分ではないがX線吸収層33の一部の背後に配置される検出画素65Lが存在することになる。そのため、複数の検出画素65の出力値が、すべて最大出力値になったり、すべて最小出力値になること

はない。

[0070] 図8の例では、検出画素65の線量検出信号の出力値は、検出画素65Jの線量検出信号の出力値が最大出力値、検出画素65Kの線量検出信号の出力値が最小出力値となり、検出画素65Lの線量検出信号の出力値は、これら最大出力値と最小出力値の間の値をとる。

[0071] このように、各検出画素65の線量検出信号の出力値が最大出力値と最小出力値の範囲内で分散する。そして、図9に示すように、グリッド18の取り付けガタや製造誤差によって、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置が、図8に示す状態から1個の画素45のサイズ分、ずれた場合でも、検出画素65J～65Lが存在することとなるため、各検出画素65の出力値は、最大出力値と最小出力値の範囲で分散することになる。この場合も、各検出画素65の出力値のすべてが、最大出力値や最小出力値になることはない。

[0072] 複数の検出画素65の出力値が最大出力値と最小出力値の範囲で分散するため、出力値の平均値の変動幅は、最大出力値と最小出力値の差よりも小さくなる。上述のとおり、AEC部67は、図5に示す採光野Aa及び採光野Ab内の各検出画素65の出力値の平均値を、AECの判定に使用する。平均値の変動幅が小さくなれば、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置がずれた場合でも、採光野Aa、Abに入射する線量に応じた出力値が安定することを意味するため、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置のずれの影響を受けない安定したAECを行うことができる。

[0073] これに対して、図10、図11に示す比較例のように、配置周期 $S1a =$ 配置周期 F となっている場合には、各検出画素65の出力値の変動幅は、最大出力値と最小出力値の差である最大出力差になってしまう。ここで、図10、図11において、符号 Δa は画素45の画素ピッチを示す。検出画素65は1画素置きに配置されており、検出画素65の配置周期 $S1a$ は2個分の画素45の長さである。図11は、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置が、図10に示す状態から1個の画素45のサイズ分ずれた場合を示

す。

[0074] 配置周期 $S1a =$ 配置周期 F の場合には、図 10 に示すように、1 本分の X 線吸収層 33 の背後に配置される検出画素 65 K のみとなる場合や、図 11 に示すように、X 線透過部 32 の背後に配置される検出画素 65 J のみとなる場合があり、各検出画素 65 の出力値が分散せずに、同じ出力値となる。図 10 の場合は検出画素 65 K のみであるため各検出画素 65 の出力値がすべて最小出力値を示す。図 11 の場合は反対に検出画素 65 J のみであるため各検出画素 65 の出力値がすべて最大出力値を示す。グリッド 18 と検出画素 65 の幾何学的配置が 1 個の画素 45 のサイズ分ずれただけでも、各検出画素 65 の出力値は最小出力値から最大出力値に変動する。比較例においては、各検出画素 65 の出力値は同じ値であるため、各検出画素 65 の出力値を平均しても 1 個の検出画素 65 の出力値と同じ値となる。そのため、平均値の変動幅は、最大出力値と最小出力値の差の最大出力差となる。平均値の変動幅が大きいと、グリッド 18 と検出画素 65 の幾何学的配置のずれの影響が大きく、安定した AEC を行うことができない。

[0075] 図 12 に示す比較例は、図 10、図 11 に示す配置周期 $S1a$ を、配置周期 F の 3 倍 ($S1a = F \times 3$) にした場合の例である。このように配置周期 $S1a$ が配置周期 F の整数倍になっている場合も、図 10、図 11 と同様に、検出画素 65 は検出画素 65 J ~ 65 L のうちの 1 種類となり（図 12 では検出画素 65 K を例示）、複数の検出画素 65 の出力値が同じ値となる。このため、図 10、図 11 に示す比較例と同様に、各検出画素 65 の出力値の変動幅は最大出力差となり、安定した AEC を行うことができない。

[0076] また、画素 45 は正画素であり、Y2 方向における画素 45 の画素ピッチも、X2 方向と同様に Δ である。そして、検出画素 65 Y2 方向の配置周期 $S2$ は、配置周期 $S1$ と同一になっている。そのため、配置周期 $S1$ を配置周期 F と異ならせ、配置周期 $S1$ を配置周期 F の整数倍とならないようにした場合、配置周期 $S2$ も配置周期 F と異なっており、配置周期 F の整数倍にもなっていない。すなわち、配置周期 $S2$ に関しても、配置周期 $S1$ と同

様に、「配置周期 $S_2 \neq N \cdot$ 配置周期 F 」（ N は整数）の関係になっている。そのため、図13に示すように、グリッド18が図7に示す状態から90°回転された状態で使用される場合でも、複数の検出画素65の出力値の平均値の変動幅は、図9～図11に示した比較例と比べて小さくなるため（最大出力差よりも小さくなるため）、安定したAECを行うことができる。

[0077] 図14に示すように、コンソール17は、コンソール本体17a、ディスプレイ17b及びキーボード17cから構成されている。コンソール17は、有線方式や無線方式により電子カセット16と通信可能に接続されており、電子カセット16の動作を制御する。具体的には、電子カセット16に対して撮影条件を送信して、AECや信号処理回路54の信号処理の条件（蓄積される信号電荷に応じた電圧を増幅するアンプのゲイン等）を設定させるとともに、電子カセット16の電源のオンオフ、省電力モードや撮影準備状態へのモード切り替え等の制御を行う。

[0078] コンソール17は、電子カセット16から送信されるX線画像に対してオフセット補正やゲイン補正、欠陥補正等の各種画像処理を施す。欠陥補正では、検出画素65がある列の画素値を隣り合う検出画素65がない列の画素値で補間する。画像処理済みのX線画像はディスプレイ17bに表示される他、そのデータがコンソール本体17a内のストレージデバイス87やメモリ86、あるいはコンソール17とネットワーク接続された画像蓄積サーバといったデータストレージに記憶される。なお、上記の各種画像処理を電子カセット16で行ってもよい。

[0079] コンソール17は、患者の性別、年齢、撮影部位、撮影目的といった情報が含まれる検査オーダーの入力を受け付けて、検査オーダーをディスプレイ17bに表示する。検査オーダーは、HIS（病院情報システム）やRIS（放射線情報システム）といった患者情報や放射線検査に係る検査情報を管理する外部システムから入力されるか、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、腹部等の撮影部位、正面、側面、斜位、PA（X線を被検体の背面から照射）、AP（X線を被検体の正面から照射）といった

撮影方向が含まれる。オペレータは、検査オーダの内容をディスプレイ 17 b で確認し、その内容に応じた撮影条件をコンソール 17 の操作画面を通じて入力する。

[0080] 図 15 に示すように、コンソール 17 では撮影部位毎に撮影条件を設定可能である。撮影条件には、管電圧、管電流、検出画素 65 の採光野、検出画素 65 の線量検出信号の積算値と比較して X 線の照射停止を判断するための照射停止閾値等が記憶されている。撮影条件の情報はストレージデバイス 87 に格納されている。線源制御装置 14 の撮影条件は、オペレータがコンソール 17 の撮影条件を参照して同様の撮影条件を手動設定する。

[0081] 採光野は A E C に用いる検出画素 65 の領域を示し、撮影部位毎に診断時に最も注目すべき関心領域にあたり、且つ線量検出信号を安定して得られる部分が設定されている。例えば撮影部位が胸部の場合は、図 5 に点線で囲んだ採光野 A a、A b で示すように肺野の部分が採光野として設定されている。採光野は X Y 座標で表されており、本例のように採光野が矩形の場合は例えば対角線で結ぶ二点の X Y 座標が記憶されている。X Y 座標は、電子カセット 16 の画素 45（検出画素 65 も含む）の撮像面 36 内における位置と対応しており、走査線 51 に平行な方向を X 軸、信号線 52 に平行な方向を Y 軸とし、左上の画素 45 の座標を原点（0、0）において表現する。

[0082] 図 14 において、コンソール本体 17 a は、CPU 85、メモリ 86、ストレージデバイス 87、通信 I/F 88 及び入出力 I/F 89 を備えている。これらはデータバス 90 を介して相互接続されている。ディスプレイ 17 b 及びキーボード 17 c は、入出力 I/F 89 を介してコンソール本体 17 a に接続されている。なお、キーボード 17 c に代えて、マウスやタッチパネル等を用いてもよい。

[0083] ストレージデバイス 87 は、例えば HDD（Hard Disk Drive）である。ストレージデバイス 87 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）92 が記憶される。AP 92 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、撮影条件の設定等、X 線撮影に

関する様々な機能をコンソール 17 に実行させるためのプログラムである。

[0084] メモリ 86 は、CPU 85 が処理を実行するためのワークメモリである。CPU 85 は、ストレージデバイス 87 に記憶された制御プログラムをメモリ 86 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/F 88 は、RIS、HIS、画像蓄積サーバ、電子カセット 16 等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。

[0085] 図 16 において、コンソール 17 の CPU 85 は、AP 92 を起動すると、格納・検索処理部 95、入出力制御部 96、および主制御部 97 として機能する。格納・検索処理部 95 は、各種データのストレージデバイス 87 への格納処理、およびストレージデバイス 87 に記憶された各種データの検索処理を実行する。入出力制御部 96 は、入出力 I/F 89 を介してキーボード 17c の操作に応じた描画データをストレージデバイス 87 から読み出し、読み出した描画データに基づいた GUI による各種操作画面をディスプレイ 17b に出力する。また、入出力制御部 96 は、操作画面を通じてキーボード 17c からの操作指示の入力を受け付ける。主制御部 97 は、電子カセット 16 の動作制御を担うカセット制御部 98 を有するとともに、コンソール 17 の各部の動作を統括的に制御する。カセット制御部 98 は、設定された撮影条件に応じた採光野の情報と照射停止閾値の情報を格納・検索処理部 95 から受け取り、これらを電子カセット 16 に提供する。

[0086] なお、コンソール 17 は、この他にも上述のオフセット補正、ゲイン補正、欠陥補正等の各種画像処理を行う画像処理部や、線源制御装置 14、電子カセット 16 との間の通信を媒介する通信部が CPU 85 に構築される。なお、本例のように各部の機能をソフトウェアで実現するのではなく、各部を専用のハードウェアで構成してもよい。また、オフセット補正、ゲイン補正、欠陥補正等の画像処理の全部又は一部を、電子カセット 16で行ってもよい。

[0087] 次に、図 17 のフローチャートを参照して、X線撮影システム 10 により

X線撮影を行う場合の手順を説明する。

- [0088] まず、患者Mを立位撮影台30の前の所定の位置に立たせ、立位撮影台30にセットされた電子カセット16の高さや水平位置を調節して、患者Mの撮影部位と位置を合わせる。また、電子カセット16の位置および撮影部位の大きさに応じて、X線源13の高さや水平位置、照射野の大きさを調整する。次いで電子カセット16の電源を投入し、キーボード17cで撮影条件を入力して、カセット制御部98を介して電子カセット16に撮影条件およびそれに応じた採光野、照射停止閾値等を入力する。同様に線源制御装置14にも撮影条件を設定する。
- [0089] 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15が一段階押しされる。これにより線源制御装置14にウォームアップ開始信号が送信されて、X線源13のウォームアップが開始される。所定時間経過後に照射スイッチ15が二段階押しされて線源制御装置14に照射開始信号が送信され、X線の照射が開始される(S10)。X線源13から照射されてX線は、患者Mを透過する際に散乱線を生じるが、この散乱線はグリッド18によって除去される。
- [0090] X線の照射が開始される前、検出パネル35aではリセット動作が行われる。線源制御装置14から照射開始信号を受信したときにリセット動作から蓄積動作に移行される。
- [0091] 電子カセット16では、検出パネル35aの蓄積動作と平行して、AEC部67で検出画素65の線量検出信号に基づくAECが行われる。採光野選択回路75は、コンソール17から与えられた採光野の情報に基づき、A/D変換器62から入力される複数の検出画素65の線量検出信号のうち、採光野に存在する検出画素65からの線量検出信号を選択し、選択した線量検出信号を積分回路76に出力する(S11)。積分回路76では線量検出信号の出力値の平均値が積算される(S12)。
- [0092] 検出画素65のX2方向の配置周期S1及びY2方向の配置周期S2と、配置周期Fとの関係は、「配置周期S1、S2≠N・配置周期F」(Nは整

数)となっているため、各検出画素65の線量検出信号の出力値は、分散する。そのため、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置に位置ずれが生じて、検出画素65の出力値の平均値の変動幅は少ないため、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置に影響を受けない安定したAECを行うことができる。

[0093] 閾値発生回路78は、カセット制御部98から与えられた照射停止閾値を発生し、これを比較回路77に出力する。比較回路77は、積分回路76で積算した線量検出信号の積算値と閾値発生回路78からの照射停止閾値とを比較(S13)し、積算値が閾値に達したとき(S14でYES)に照射停止信号を出力する。比較回路77から出力された照射停止信号は照射信号I/F80を介して線源制御装置14の照射信号I/F25に向けて送信される(S15)。

[0094] 照射信号I/F25で照射停止信号を受けた場合、線源制御装置14では、制御部21により高電圧発生器20からX線源13への電力供給が停止され、これによりX線の照射が停止される(S16)。検出パネル35aは、X線の照射停止をAEC部67の照射停止検出回路で検出したときに蓄積動作を終了して読み出し動作に移行し、X線画像がメモリ42に出力される。読み出し動作後、検出パネル35aはリセット動作を再開する。

[0095] X線画像は、通信部40を介してコンソール17に送信されて各種画像処理が施され、入出力制御部96によりディスプレイ17bに表示される(S17)。

[0096] 本発明によれば、グリッド18の配置周期Fとの関係で、検出画素65の配置周期S1、S2を決めることにより、検出画素65の出力値の変動幅を小さくしている。そのため、米国特許6944266号のように撮影毎にゲイン画像を取得して、取得したゲイン画像に基づいて各検出画素の出力値を補正する必要もない。また、米国特許6944266号の場合には、ゲイン画像を取得した後に、衝撃などにより、グリッド18と検出画素65の幾何学的配置がずれた場合には、適正な出力値の補正ができないのでAECを適

切に行えないが、本発明は、幾何学的配置がずれても適切なAECを行うことができる。

[0097] また、上記実施形態では、1個の線量検出センサを、画素45と同じサイズの1個の検出画素65で構成しているため、500画素分のストライプ状の線量検出センサを設ける米国特許6952465号のように、X線画像に、人の目で視認できる程の濃度段差が生じることもなく、X線画像の画質低下の懸念も少ない。また、検出画素65のサイズも小さいため、欠陥補正もしやすい。

[0098] なお、このように検出画素65は欠陥画素として取り扱われて、周辺の画素45の画素値を使って補間する欠陥補正が行われる。欠陥補正においては、検出画素65のサイズは小さいほど補正精度も高いため、検出画素65のサイズが小さい方が画質の点では好ましい。一方で検出画素65のサイズが小さいほどグリッド18のX線吸収部33の位置による影響を受けやすい。すなわち、1つの検出画素65に着目すると、グリッド18との幾何学的配置のずれにより出力値の変動幅が大きくなるというデメリットもある。しかしながら、本発明では、配置周期S1を配置周期Fと異なるようにすることで、個々の検出画素65の出力値の変動幅が大きくても、複数の検出画素65の出力値を分散させることができる。しかも、すべての検出画素65の出力値が、最大出力値 D_{max} や最小出力値 D_{min} にはならない。そして、AECの際には、複数の検出画素65の出力値が平均されるため、各検出画素65のサイズが小さくなることによって個々の出力値の変動幅が大きくなっても、安定したAECを行うことができる。

[0099] さらに、検出画素65を一定周期で配置するので、周期的に配置されていない場合と比べて、欠陥補正処理のアルゴリズムも単純化しやすい。また、製造時における検出画素65の作成も容易である。そのため、製造コストが低下するというメリットもある。

[0100] また、検出画素65のX2方向及びY2方向の配置周期S1、S2を同じにしており、配置周期S1、S2と配置周期Fの関係は、どちらも「配置周

期 S_1 、 $S_2 \neq N \cdot \text{配置周期} F$ 」（ N は整数）となっているため、グリッド 18 の配列方向 X_1 と撮像面 36 の X_2 方向が一致する姿勢で使用しても、配列方向 X_1 と撮像面 36 の Y_2 方向が一致する姿勢で使用しても、どちらの姿勢でも同じように安定した AEC を行うことができる。

[0101] また、本実施形態の電子カセット 16 のように、平面形状が正方形である場合には、 X_2 方向が水平方向と平行な縦姿勢になっているのか、 Y_2 方向が水平方向と平行となる横姿勢になっているのかが一見して確認しづらい。このような正方形の電子カセット 16 及びグリッド 18 に、米国特許 6952465 号記載のストライプ状の線量検出センサを適用すると、線量検出センサのストライプの方向がグリッド 18 のストライプの方向と非平行になるように慎重に確認しなければならないので、使い勝手が悪くなる。特に、ホルダ 30a に電子カセット 16 をセットした状態では姿勢の確認ができないため、電子カセット 16 をホルダ 30a から取り外さなければならず、さらに使い勝手が悪い。その点、本実施形態のように、検出画素 65 の X_2 方向及び Y_2 方向の配置周期 S_1 、 S_2 のどちらについても、配置周期 F と一致しないようにすることで、電子カセット 16 の姿勢とグリッド 18 の姿勢を慎重に確認する必要がなくなるため、利便性が高くなる。

[0102] なお、検出画素 65 の配置周期 S_1 及び S_2 は、必ずしも同一でなくてもよい。配置周期 S_1 と、配置周期 S_2 のそれぞれが、配置周期 F と異なってさえいれば、検出画素 65 の平均値の変動幅は小さくなり、安定した AEC を行えるからである。

[0103] ただし、配置周期 S_2 と配置周期 S_1 は同一の方が好ましい。というのも、安定した AEC を行えるか否かは、配置周期 S_1 、 S_2 と、配置周期 F との関係で決まるため、グリッド 18 の種類（グリッド密度）によっては、配置周期 S_1 、 S_2 と配置周期 F が一致してしまい、安定した AEC を行うことができないグリッド 18 もあり得る。そのため、電子カセット 16 でグリッド撮影を行う場合には、電子カセット 16 との組み合わせで安定した AEC が行えるか否かを、グリッド 18 の種類毎に検討を行う必要がある。こう

した検討作業は、配置周期 S 1、S 2 とグリッド 18 のグリッド密度に基づいて行う。配置周期 S 1、S 2 が一致していれば、配置周期 S 1、S 2 のどちらか 1 つについて検討すれば済むため、利便性が高い。また、配置周期 S 1、S 2 が異なると、同じグリッド 18 でも、電子カセット 16 の姿勢によって、安定した AEC を行える場合と行えない場合が生じ得るため、配置周期 S 1、S 2 が同一の場合と比べて、使い勝手は悪い。

[0104] また、配置周期 S 1 と配置周期 S 2 が異なると、例えば、電子カセット 16 の縦横の姿勢によって、同じサイズの採光野 A a、A b の中に含まれる検出画素 65 の個数が違ってしまいうことも考えられる。そうすると、検出画素 65 を使って積算値を算出するアルゴリズムなどを向きによって変更する必要も生じる。配置周期 S 1、S 2 が同一であれば、同じサイズの採光野であれば、その中に含まれる検出画素 65 の個数も同じになるため、アルゴリズムを共通化できる。このような理由から、配置周期 S 1、S 2 は同一であることが好ましい。

[0105] 上記実施形態では、平面形状が正方形の電子カセット 16 及びグリッド 18 を例に説明したが、平面形状が長方形の電子カセット及びグリッドでもよい。平面形状が長方形の電子カセットとしては、例えば、フィルムカセットや IP（イメージングプレート）カセットと同様の国際規格 ISO 4090 : 2001 に準拠した大きさのものがある。

[0106] 平面形状が長方形の電子カセットの場合においても、配置周期 S 1、S 2 を同一にすることが好ましい。長方形の電子カセットの場合、標準的な体型の患者の胸部を撮影する際には、電子カセットの長手方向が患者の身長の方方向に沿うように電子カセットを配置し、標準よりも太った患者の胸部を撮影する際には、電子カセットを 90° 回転させて長手方向が患者の身体の幅方向に沿うように電子カセットを配置して使用することがある。このような長方形の電子カセットに、米国特許 6 952 465 号のストライプ状の線量検出センサを用いると、標準体型の撮影では線量検出センサのストライプの方方向とグリッドのストライプの方方向とが直交していても、電子カセットを 90

° 回転させたときには、線量検出センサのストライプの方向とグリッドのストライプの方向とが一致してしまう。しかし、本実施形態のように、検出画素 65 の X 2 方向及び Y 2 方向の配置周期 S 1、S 2 を、配置周期 F とずらしておけば、このような問題は発生しない。

[0107] 「第 2 実施形態」

図 18 及び図 19 に示す第 2 実施形態において、配置周期 S 1 と配置周期 F は、それぞれ画素 45 の個数を単位とする長さで表したものである。図 18 においては、配置周期 S 1 は、2 つの検出画素 65 の間に 6 個の画素 45 の間隔が空けられているので、7 個となる。また、配置周期 F は、画素 45 の 4 個分の長さを持つため、画素 45 の個数に換算した換算値は 4 個である。図 19 に示す例では、配置周期 S 1 は 6 個で、配置周期 F は 4 個である。

[0108] 図 18 及び図 19 のいずれも、配置周期 S 1 ≠ 配置周期 F の関係になっているので、本発明に含まれる実施形態であるが、図 18 及び図 19 を比較した場合には、図 18 に示す例が好ましい。理由は次のとおりである。図 18 の例は、検出画素 65 の配置周期 S 1 が 7 個で、変動周期 $1 / FSG$ が 4 個であり、両者が互いに素の関係になっている。これに対して、図 19 の例では、検出画素 65 が 6 個で、変動周期 $1 / FSG$ は 4 個であり、互いに素の関係になっていない。

[0109] X 線吸収部 33 と複数の検出画素 65 の重なり方は、図 8 に示したように、ある検出画素 65 は X 線吸収部 33 との重なり量が大きく、別の検出画素 65 は重なり量が少ないというように、各検出画素 65 の位置によって変化する。しかし、X 線吸収部 33 も検出画素 65 も周期的に配置されているため、重なり方の状態が一巡して再び同一になる重なり方の周期 C を有している。重なり方の周期 C は、配置周期 S 1 と配置周期 F の最小公倍数となる。重なり方の周期 C が長い方ほど、周期 C の中に含まれる検出画素 65 の数は多くなる。周期 C の中に含まれる検出画素 65 の数が多いほど、各検出画素 65 の出力値が分散するため、各検出画素 65 の出力値は平準化されて、安定した AEC を行うことができる。

[0110] 図19の例の場合は、重なり方の周期Cは、配置周期S1（6個）と配置周期F（4個）の最小公倍数（12）となる。図19の例では、配置周期S1（6個）と配置周期F（4個）が互いに素でないため、重なり方の周期Cは、配置周期S1（6個）と配置周期F（4個）の積（ $4 \times 6 = 24$ ）よりも小さい。図19の例の場合は、周期Cに含まれる検出画素65の数は、最小公倍数（12）を配置周期S1の画素周期（6個）で除算した2個となる。

[0111] 対して、図18の例の場合には、配置周期S1（7個）と配置周期F（4個）とが互いに素であるため、最小公倍数は $7 \times 4 = 28$ となり、重なり方の周期Cは28個となる。そのため、重なり方の周期Cは、配置周期S1（7個）と配置周期F（4個）との積（ $7 \times 4 = 28$ 個）と同じになる。図18の例では、周期Cに含まれる検出画素65の数は、最小公倍数（28）を配置周期S1の画素周期（7個）で除算した4個となる。

[0112] 図18と図19の例を比較すると、互いに素である図18の周期C（28個）の方が、互いに素でない図19の周期C（12個）よりも長くなるため、図19の例の周期Cに含まれる検出画素65の数（2個）と比べて、図18の例の周期Cに含まれる検出画素65の数（4個）が多くなる。重なり方の周期Cは繰り返されるため、周期Cに含まれる検出画素65の数が多いほど、検出画素65の出力値は分散する。そのため、検出画素65の出力値の平均値の変動幅を抑えやすい。したがって、図18の例のように、配置周期S1と配置周期Fは、互いに素であることが好ましい。

[0113] 以下では、検出パネル35aの別の実施形態について説明するが、各実施形態において第1及び第2実施形態と同じ構成については、同符号を用いて詳しい説明は省略する。

[0114] 「第3実施形態」

図20～図22に示す第3実施形態は、検出画素65の線量検出信号の平均値を計算する一群の検出画素65の配置を1つのセット200として、このセット200を同じ行や他の行に周期配置して、撮像面36の全域にセッ

ト 200 が分散配置される。セット 200 は AEC 部 67 で検出画素 65 の線量検出信号の平均値を計算する一群の検出画素 65 の最小単位である。なお、セット 200 を、撮像面 36 の全域に配置しなくてもよく、例えば、左右の肺野等、予め設定される採光野にあたる領域に集中的にセット 200 を配置してもよい。

[0115] 図 20A に示すセット 200a は、複数の検出画素 65（本例では 4 個）を、X2 方向の 1 行内に、配置周期 $S1 = 5$ 個で配置した例であり、各セット 200a は、例えば等間隔で規則的に配列されている。セット 200a は AEC 部 67 で線量検出信号の平均値を計算する一群の検出画素 65 の最小単位である。このため、図 20B に示すように、2 つのセット 200a で形成される 8 個の検出画素 65 をもつブロック 201a や、図 20C に示すように、3 つのセット 200a で構成される 12 個の検出画素 65 をもつブロック 201b を、平均値を計算する最小単位としてもよい。また、各セット 200a や、各ブロック 201a、201b の間隔は不規則でもよい。

[0116] また、図 21 に示すように、検出画素 65 の配列方向が Y2 方向のセット 200b でもよい。セット 200b において、画素ピッチ Δ 、検出画素 65 の配置周期 $S2$ は、それぞれ Y2 方向に関する長さである。また、撮像面 36 内において、検出画素 65 の配列方向が X2 方向に沿う図 20 に示すセット 60a と、Y2 方向に沿うセット 60b を混在させてもよい。グリッド 18 の取り付け姿勢によってセット 200a、200b を使い分ければ、どちらの取り付け姿勢でも、安定した AEC を行うことができる。

[0117] 図 20 に示すセット 200a や図 21 に示すセット 200b は、1 行または 1 列内に配置された複数の検出画素 65 で構成されるセットであるが、図 22 に示すセット 200c のように、X2 方向や Y2 方向にずらして配置した複数の検出画素 65 で構成してもよい。

[0118] 図 22 に示すセット 200c 内において、複数の検出画素 65 は、それぞれ配置される行は異なるが、X2 方向に関しては、4 列分の間隔を空けて、配置周期 $S1 = 5$ 個で配置されている。各検出画素 65 の配置される行が異

なっても、 $X2$ 方向の配置周期 $S1$ と配置周期 F が異なっていれば、各検出画素65の出力値は分散するので、平均値の変動幅は抑えられる。このように、各検出画素65が異なる行に配置されている場合でも、各検出画素65の配置周期 $S1$ は、1行内に複数の検出画素65が設けられる場合と同様に、 $X2$ 方向（行方向）の長さが配置周期 $S1$ となる。

[0119] $X2$ 方向に関して、セット200c内の検出画素65の画素ピッチ ΔX 、配置周期 $S1$ は、図20に示すセット200a内の検出画素41bの画素ピッチ Δ 、配置周期 $S1$ と同じである。そのため、セット200c内の一群の検出画素65の出力値の平均値は、セット200a内の一群の検出画素65の出力値の平均値とほぼ同じになるので、セット200aの代わりにセット200cを設けてもよい。

[0120] また、セット200c内の複数の検出画素65は、 $Y2$ 方向に関して、配置される列は異なるが、配置周期 $S2 = 5$ 個で配置されている。各検出画素65の配置される列が異なっても、 $Y2$ 方向の配置周期 $S2$ と配置周期 F が異なっていれば、各検出画素65の出力値は分散するので、平均値の変動幅は抑えられる。 $Y2$ 方向に関して、セット200c内の検出画素65の画素ピッチ ΔY 、周期 ZY は、図21に示すセット200b内の検出画素65の画素ピッチ Δ 、配置周期 $S1$ と同じである。そのため、セット200bの代わりにセット200cを設けてもよい。このように、各検出画素65が異なる列に配置されている場合でも、各検出画素65の配置周期 $S2$ は、1列内に複数の検出画素65が設けられる場合と同様に、 $Y2$ 方向（列方向）の長さが配置周期 $S2$ となる。

[0121] また、セット200cは、図20に示すセット200aおよび図21に示すセット200bのどちらにも利用できるため、セット200cを設ければ、セット200aとセット200bを混在させた場合と同様に、グリッド18の取り付け姿勢に関わらず、安定したAECを行うことができる。さらに、セット200a、200bを混在させる場合には、グリッド18の取り付け姿勢によって各セット200a、200bの使い分けが必要になるが、セ

ット200cの場合はグリッド18の取り付け姿勢による使い分けの必要もない。また、セット200cの場合は、セット60a、60bを混在させる場合と比べて、検出画素65の個数を半分に減らすことができる。

[0122] また、本例の検出画素65のように、TF Tと信号線52が短絡されている場合には、検出画素65の電荷が常時信号線52に流れる。そのため、各検出画素65が配置される行が異なっても、検出画素65の電荷が信号処理回路54内の積分アンプ60に流入するタイミングはほぼ同じである。したがって、セット200c内の各検出画素65の線量検出信号を同じタイミングで読み出すことができるというメリットもある。

[0123] なお、本例のセット200cでは、各検出画素65のX2方向およびY2方向に関するずらし量を同じ（5画素分）にしているが、X2方向とY2方向でずらし量を変えてもよい。

[0124] 「第4実施形態」

上記各実施形態では、1個の線量検出センサを1個の検出画素として説明したが、1個の線量検出センサを、図23に示すように、隣り合う複数の検出画素65からなる検出画素群66で構成してもよい。線量検出センサを検出画素群66で構成する場合には、配置周期S1は間隔を空けて周期的に配置される複数の検出画素群66の配置周期である。

[0125] 図23は、図8などと同様に、グリッド18及び検出パネル35aの撮像面36を側方（Y1、Y2方向）から見た状態を表している。撮像面36aは、個々の検出画素65を線量検出センサとして用いた場合であり、撮像面36bは、隣接する2つの検出画素65からなる検出画素群66を線量検出センサとして用いた場合を表している。検出画素65及びX線吸収部33は、ハッチングを施して区別している。

[0126] 例えば、グリッド18のX線透過部32及びX線吸収部33のX1方向の幅がそれぞれ $50\mu\text{m}$ 及び $200\mu\text{m}$ であり、検出画素65の同方向の幅が $150\mu\text{m}$ であるとき、撮像面36aの検出画素65の面積に対するX線透過部32の割合は、 $2/3 \sim 1$ の範囲となり、撮像面36bの検出画素群6

6の面積に対するX線透過部32の割合は、 $4/6 \sim 5/6$ の範囲となる。これらの面積比から同じ線量のX線を検出したときの検出画素65及び検出画素群66のそれぞれの最大出力値と最小出力値との最大出力差は、撮像面36aの検出画素65では $1 \div 2/3 = 1.5$ となり、撮像面36bの検出画素群66では $5/6 \div 4/6 = 1.25$ となる。

[0127] 以上のように、検出画素群66を線量検出センサとして用いた場合には、1個の検出画素65を1個の線量検出センサとして用いた場合に比べて線量検出信号の最大出力差が小さくなる。最大出力差が小さいほど、出力値の変動幅は小さい。したがって、グリッド18と検出パネル35aとの幾何学的な配置がずれた場合でも、個々の検出画素群66の出力値の変動幅は、1個の検出画素65よりも小さくなるため、出力値が安定し、幾何学的配置のずれによる影響を受けない安定したAECが可能になる。また、検出画素群66は、1個の検出画素65よりも面積が大きい分だけ線量検出信号の信号量が増え、SN比がよくなる。なお、1個の線量検出センサを1個の検出画素群66で構成する場合には、欠陥補正をした時に人が視認できない程度の数の画素によって構成することが好ましく、具体的には例えば10画素程度である。この程度の大きさならば、米国特許6952465号の500画素分のストライプ状の線量検出センサと比較すれば、はるかに小さいため、X線画像の画質が低下することはない。

[0128] なお、図23の例では、X2方向に隣接する複数の検出画素65で検出画素群66を構成したが、同様に、Y2方向に隣接する複数の検出画素65で検出画素群66を構成してもよいし、X2方向及びY2方向の両方に隣接する複数の検出画素65で検出画素群66を構成してもよい。また、1個の線量検出センサを1個の検出画素群66で構成する場合の配置周期S1、S2は、図24に示すように、2個の検出画素群66の間隔である。図24の場合には、4個となる。

[0129] 上記各実施形態では、画像検出用の画素45と線量検出センサとして働く検出画素65が各々独立し、かつ検出画素65からの読み出しが破壊読みし

であるため、検出画素 65 の部分はいわゆる点欠陥となる。しかしながら 1 画素の大きさが十分に小さいことから、検出画素 65 がある列の画素値を隣り合う検出画素 65 がない列の画素値で補間する欠陥補正を行なえば、人の目には欠陥として視認しづらいことが実験の結果わかっており、実質的な問題は無い。しかしながら、点欠陥はないにこしたことはないので、検出パネルを図 24 に示す検出パネル 100 のような構成とすることで、欠陥補正を不要にしてもよい。

[0130] 「第 5 実施形態」

図 24 において、検出パネル 100 は、画像検出専用の第 1 画素 101 と画像検出兼 AEC 用の第 2 画素 102 とを備えている。第 1、第 2 画素 101、102 は、上記実施形態の画素 45 と検出画素 65 と同様に、適当な割合でマトリクス状に配列されており、第 2 画素 102 の配置周期は、グリッド 18 の X 線吸収部 33 の配置周期と異なっている。第 1、第 2 画素 101、102 は、それぞれ二つのフォトダイオード 103、104 を有する。第 1 画素 101 のフォトダイオード 103、104 は並列に接続され、一端が TFT 47 を介して信号線 52 に接続されている。一方、第 2 画素 102 のフォトダイオード 103 は第 1 画素 101 と同様に一端が TFT 47 を介して信号線 52 に接続されているが、フォトダイオード 104 は TFT 47 を介さずに信号線 52 に直接接続されている。つまり第 2 画素 102 のフォトダイオード 104 は上記実施形態の検出画素 65 と同じ構成である。

[0131] 第 1 画素 101 からは二つのフォトダイオード 103、104 で蓄積された電荷が読み出される。一方、第 2 画素 102 からはフォトダイオード 103 で蓄積された電荷のみが読み出される。第 2 画素 102 はフォトダイオード 104 が AEC に用いられて X 線画像の生成に寄与しない分、フォトダイオード 103、104 の開口面積が同じ場合は同じ入射線量では第 1 画素 101 よりも蓄積電荷量が略半分になるが、検出画素 65 の場所からは画素値が得られず、欠陥補正を行うしかない上記実施形態と比べれば、X 線画像の画質劣化が抑えられる。フォトダイオード 103、104 の開口面積等に基づ

づいて、第2画素102の画素値に乗算すると第1画素101の画素値相当になる係数等を予め求めておき、第2画素102の出力に該係数を乗算して補正すれば、欠陥補正を行わずにX線画像を生成することができ、画素の一部をAEC用としたことによるX線画像の画質への悪影響を略完全に排除することができる。

[0132] 「第6実施形態」

上記第1実施形態では、線量検出センサとしてTF T 47を介さず信号線52に短絡して接続された検出画素65を用いているが、例えば図25に示す検出画素110のように、通常の画素45とは別のゲートドライバ111および走査線112で駆動するTF T 113を接続し、通常の画素45とは独立して蓄積電荷を読み出すことが可能な構成としてもよい。

[0133] 「第7実施形態」

また、各画素45にバイアス電圧Vbを供給するバイアス線48に画素45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45に繋がるバイアス線48の電流をモニタリングして線量を検出してもよく、すべてのTF T 47をオフ状態にしたときに画素45から漏れるリーク電荷に基づき線量を検出してもよい。さらに画素45とは別に構成が異なる独立したAEC用の線量検出センサを撮像面36と同一平面に設けてもよい。同一平面とは、TF T 47が設けられているTF Tアクティブマトリクス基板の上に、AEC用の別の層として積層する場合や、シンチレータに対してTF T 47とは反対側に設ける場合等を含み、X線入射方向に垂直なTF Tアクティブマトリクス基板と平行な面であればどこであってもよい。ただし、独立したAEC用の線量検出センサの場合は、視認できない程度のサイズとすることが好ましい。具体的には10画素程度である。

[0134] 上記各実施形態では、AECにおいて、複数の線量検出センサの出力値の平均値を算出し、平均値の積算値と照射停止閾値を比較する例で説明したが、複数の線量検出センサの出力値の平均値の代わりに、中間値や合計値を算出し、中間値や合計値の積算値と照射停止閾値を比較してもよい。本発明に

よれば、複数の線量検出センサの出力値は分散するため、中間値や合計値を用いても、平均値の場合と同様の効果が得られる。

[0135] 上記各実施形態では、可搬型のX線画像検出装置である電子カセットを例に説明したが、X線画像検出装置が撮影台に内蔵された据え置きタイプのX線画像検出装置に適用してもよい。また、コンソール17と電子カセット16が別体である例で説明したが、コンソール17は独立した装置である必要はなく、電子カセット16にコンソール17の機能を搭載してもよい。同様に、線源制御装置14とコンソール17を一体化した装置としてもよい。

[0136] 上記各実施形態では、検出画素65の位置は、画像検出部35の製造時に既知であり、画像検出部35は全検出画素65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場合について記載したが、これに限らない。具体的には、すべての画素45が非破壊読み出しできるようになっており、そのすべての画素45の中から検出画素として使用する画素を随時選択して出力値を読み出せるようにしてもよい。例えば、撮影メニューで撮影部位を選択した場合に、適宜必要な場所の画素45が検出画素として選択されるように構成し、その際に、検出画素あるいは検出画素群の配置周期S1、S2と、配置周期Fとが一致しないように、画素45の中から検出画素が選択されるようにしてもよい。

[0137] 本発明は、上述した各実施形態に限らず、上記各実施形態同士を組み合わせるなど、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。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] 放射線を吸収する放射線吸収部と放射線を透過する放射線透過部とが第1の方向に交互に周期的に配された散乱線除去用グリッドを用いて撮影が可能な放射線画像検出装置において、
- 放射線源から照射された放射線を受ける画素が複数設けられた撮像面を有し、前記画素が被写体を透過した放射線を受けて被写体の放射線画像を検出する検出パネルと、
- 前記放射線画像の露出制御を行うために設けられ、前記撮像面内に間隔を空けて前記第1の方向に周期的に配置され、被写体を透過した放射線の線量を検出して前記線量に応じた信号を出力する複数の線量検出センサとを備えており、
- 放射線吸収部の配置周期と、前記撮像面における前記複数の線量検出センサの前記第1の方向の配置周期とが異なっている、
- ことを特徴とする放射線画像検出装置。
- [請求項2] 前記線量検出センサの配置周期は、前記放射線吸収部の配置周期の整数倍ではない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3] 前記線量検出センサ及び前記放射線吸収部のそれぞれの前記配置周期は、前記画素の個数を単位とする長さであり、それぞれの前記配置周期は、互いに素であ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4] 前記線量検出センサは、前記第1の方向に直交する第2の方向の配置周期も前記放射線吸収部の配置周期と異なってい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5] 前記線量検出センサは、前記第2の方向の配置周期が、前記第1の方向の配置周期と同じであることを特徴とする請求の範囲第4項に記載の放射線画像検出装置。
- [請求項6] 1個の前記線量検出センサの最小サイズは、前記撮像面内の前記画

素のサイズと同じであ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7] 前記線量検出センサは、前記画素の一部を利用した検出画素であ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] 前記線量検出センサは、前記画素の一部を利用した検出画素であり、

複数の前記検出画素が、前記第 1 の方向に相当する行方向及び前記第 2 の方向に相当する列方向のそれぞれに 1 行及び 1 列以上ずらして配置されている場合には、

前記第 1 の方向の配置周期は、前記行方向の長さであり、前記第 2 の方向の配置周期は、前記列方向の長さであることを特徴とする請求の範囲第 4 項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項9] 1 個の前記線量検出センサは、隣接した複数の前記検出画素からなる検出画素群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] 前記配置周期は、間隔を空けて周期的に配置される複数の前記検出画素群の配置周期であることを特徴とする請求の範囲第 9 項に記載の放射線画像検出装置。

[請求項11] 前記線量検出センサは、単位時間当たりの線量に応じた信号を出力し、

前記線量検出センサの出力値を積算して、積算された積算値と予め設定した照射停止閾値とを比較し、前記積算値が前記照射停止閾値に達した際に前記放射線源による放射線の照射を停止させる自動露出制御部を備えてい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12] 前記自動露出制御部は、複数の線量検出センサの出力値を平均した平均値を算出し、算出した平均値を積算して前記積算値を求め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13] 前記散乱線除去用グリッドを、着脱自在に取り付け可能であ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14] 放射線を照射する放射線源を備えた放射線発生装置と、放射線画像を検出する放射線画像検出装置とで構成される放射線撮影システムであり、放射線を吸収する放射線吸収部と放射線を透過する放射線透過部とが第1の方向に交互に周期的に配された散乱線除去用グリッドを用いて撮影が可能な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、

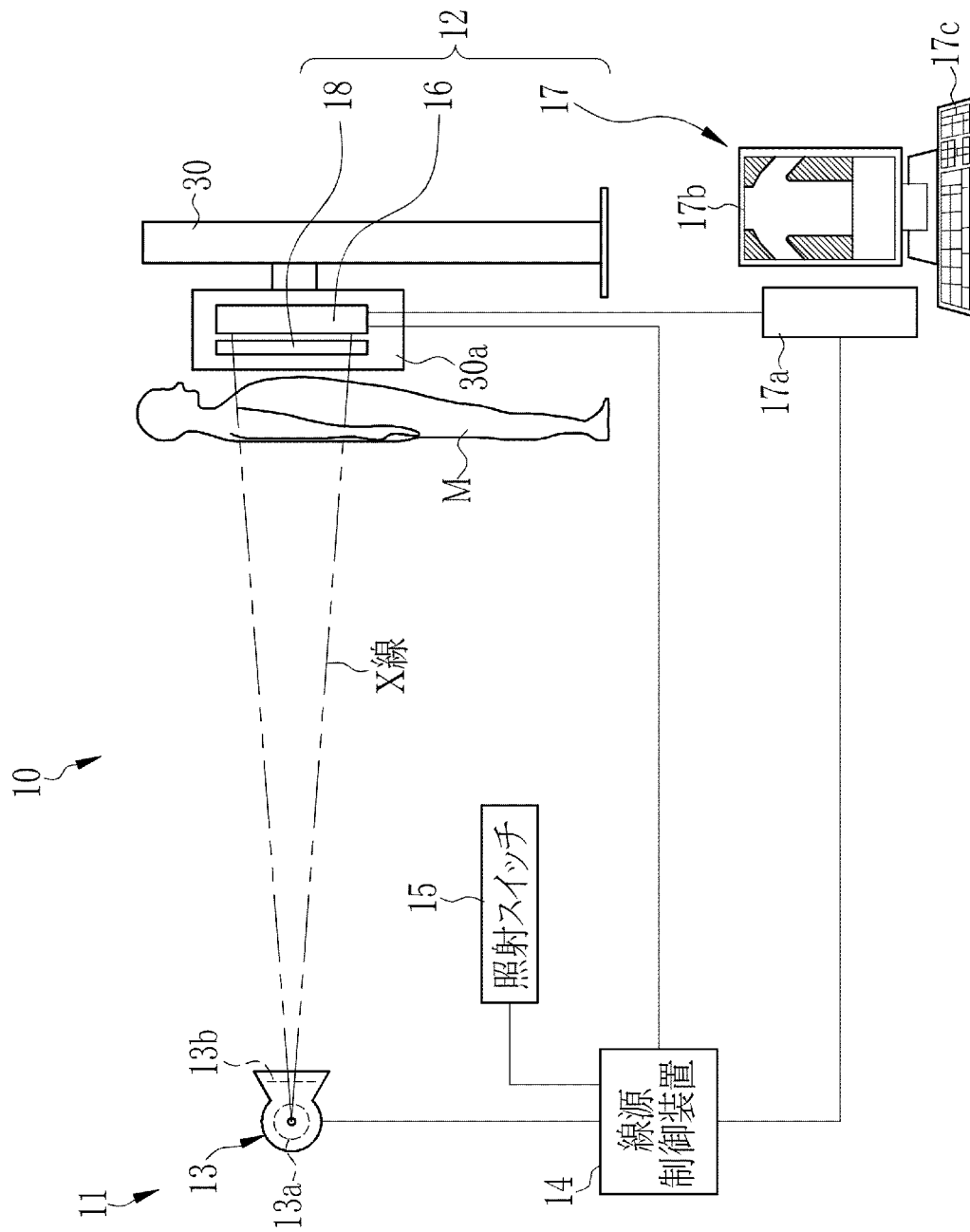
前記放射線源から照射された放射線を受ける画素が複数設けられた撮像面を有し、前記画素で被写体を透過した放射線を受けて被写体の放射線画像を検出する検出パネルと、

前記放射線画像の露出制御を行うために設けられ、前記撮像面内に間隔を空けて前記第1の方向に周期的に配置され、被写体を透過した放射線の線量を検出して前記線量に応じた信号を出力する複数の線量検出センサとを備えており、

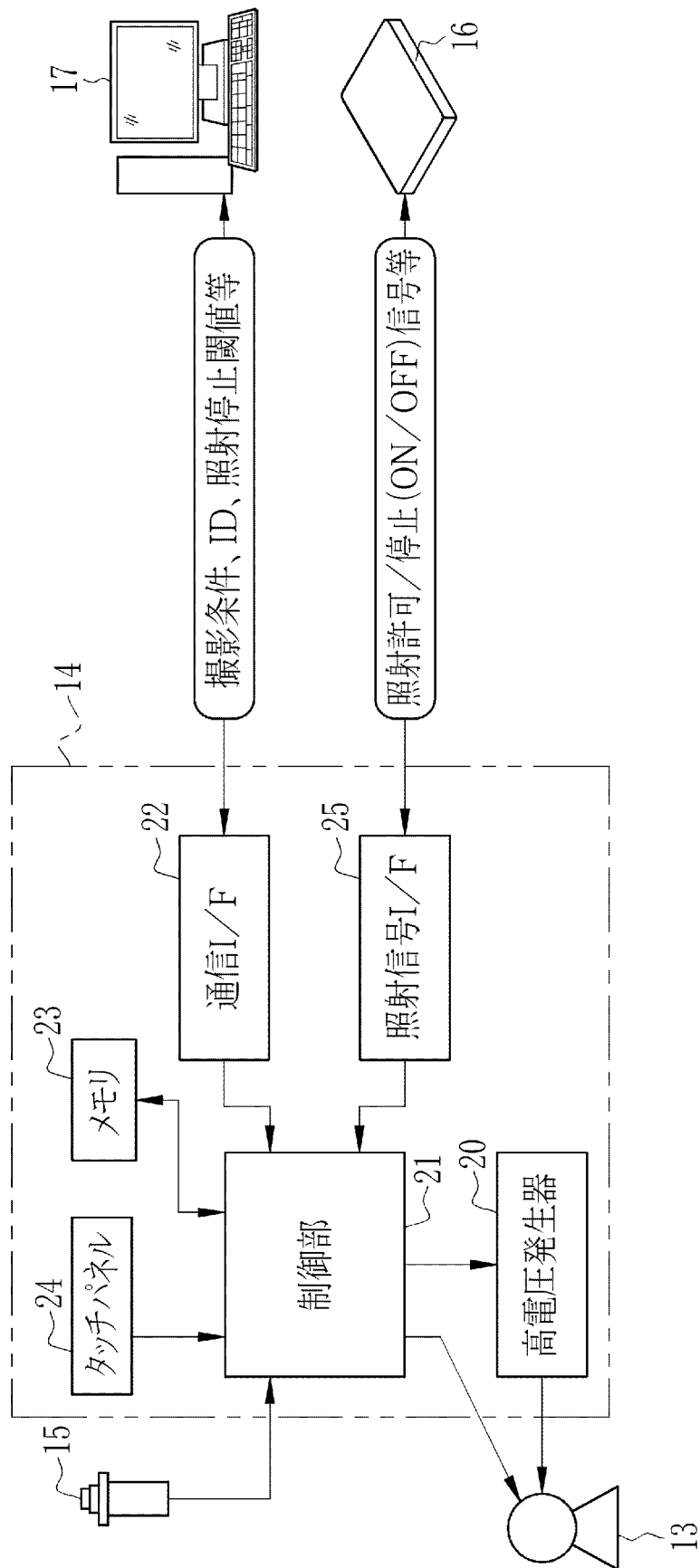
前記放射線吸収部の配置周期と、撮像面における複数の線量検出センサの第1の方向の配置周期とが異なっている、

ことを特徴とする放射線撮影システム。

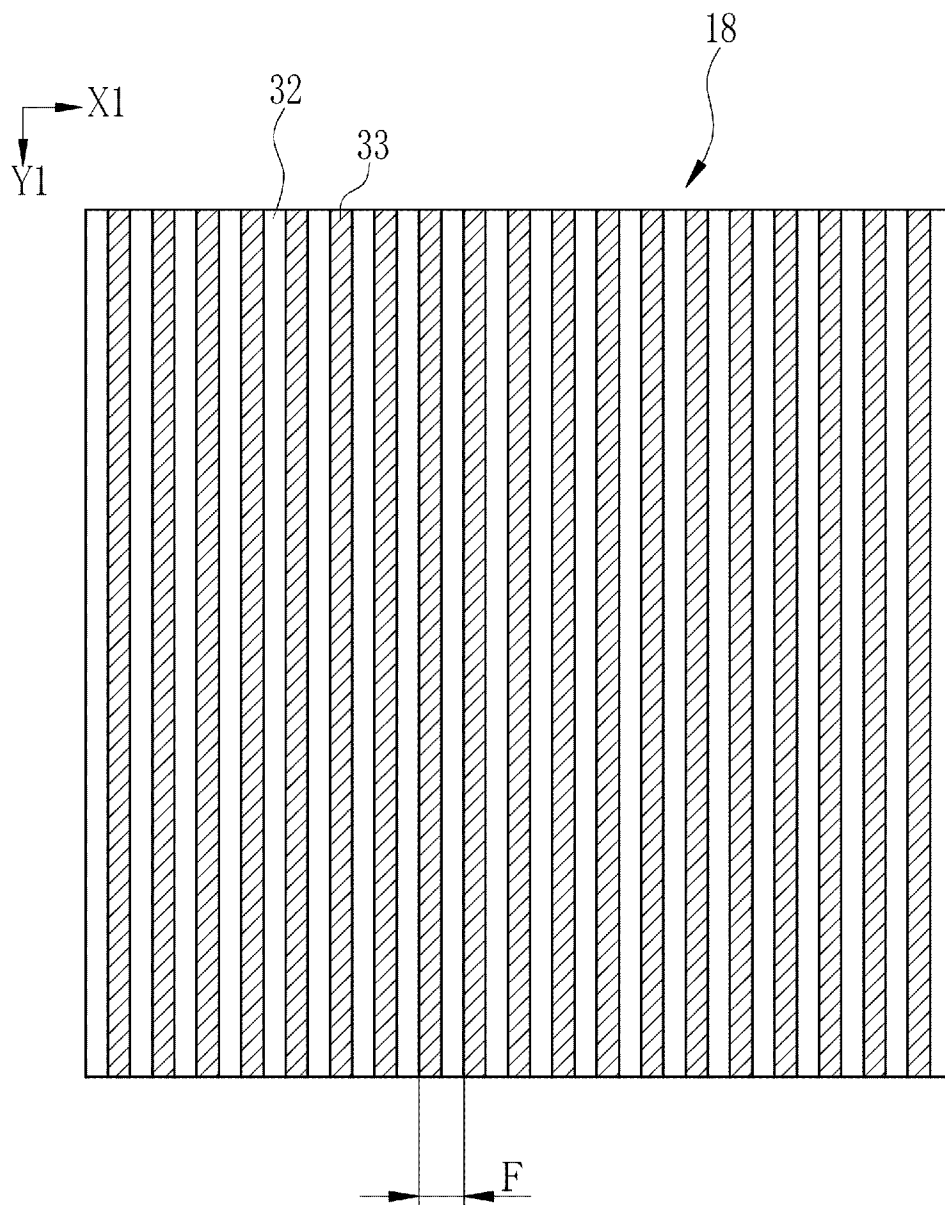
[図1]



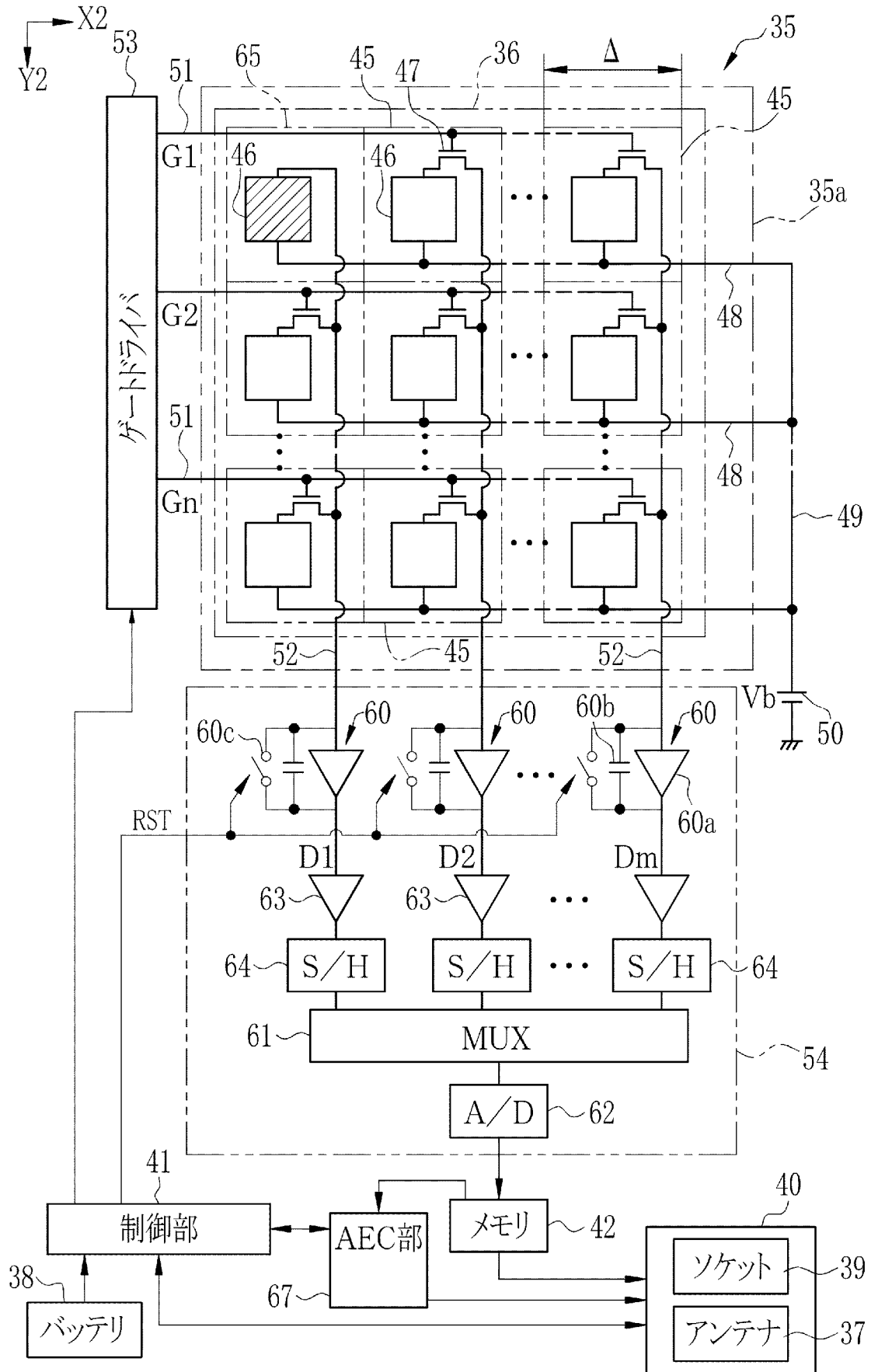
[図2]



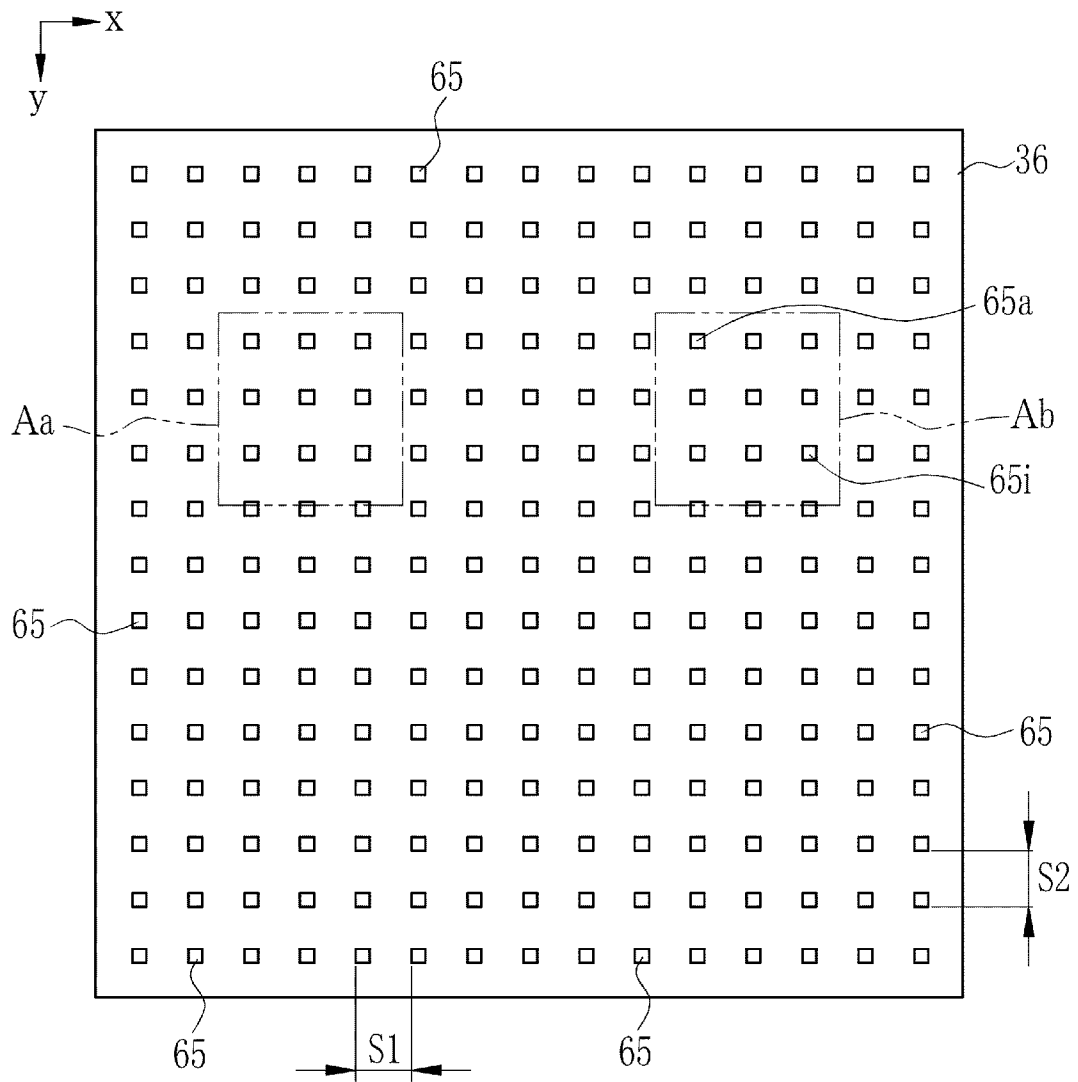
[図3]



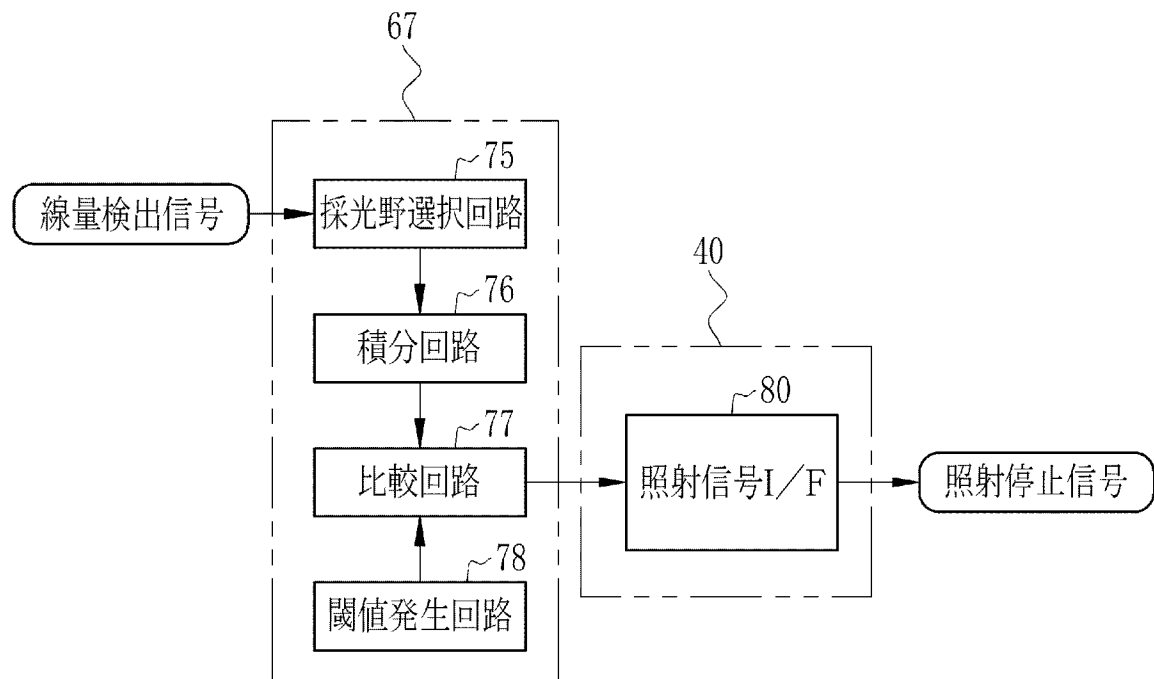
[図4]



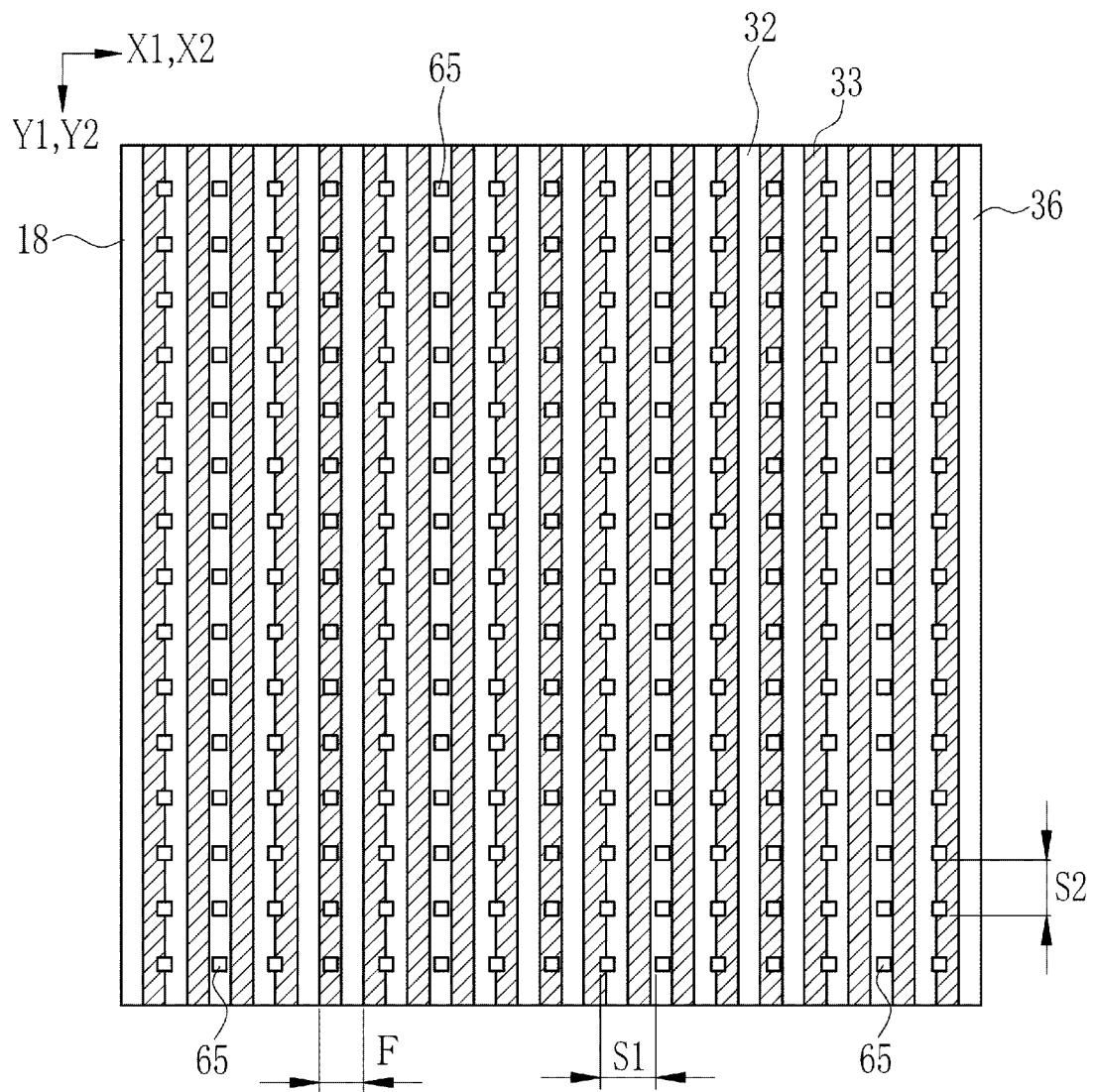
[図5]



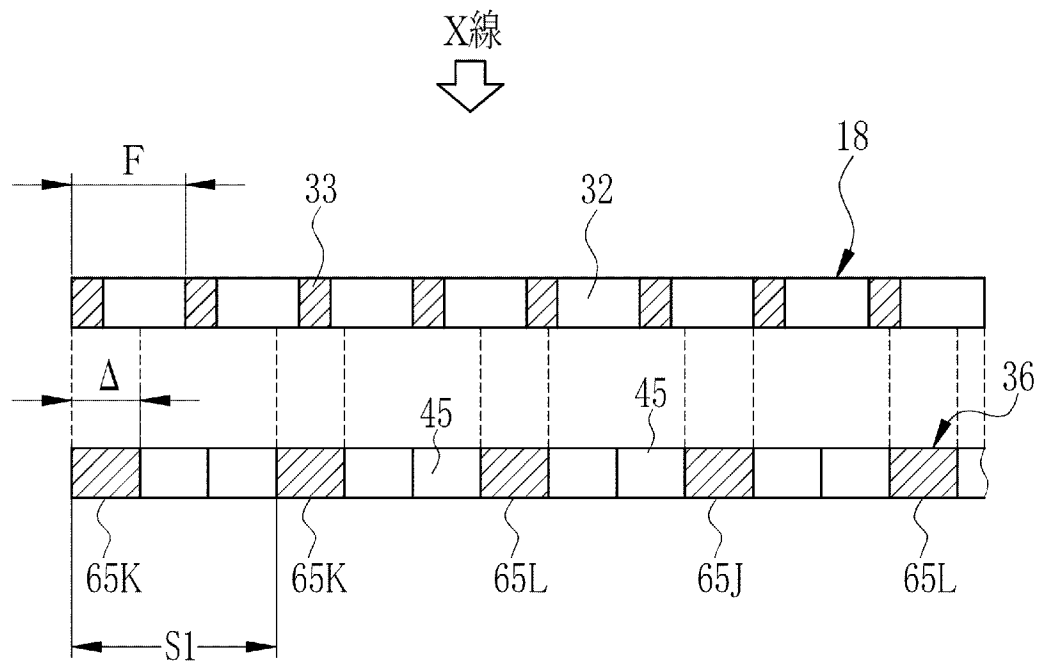
[図6]



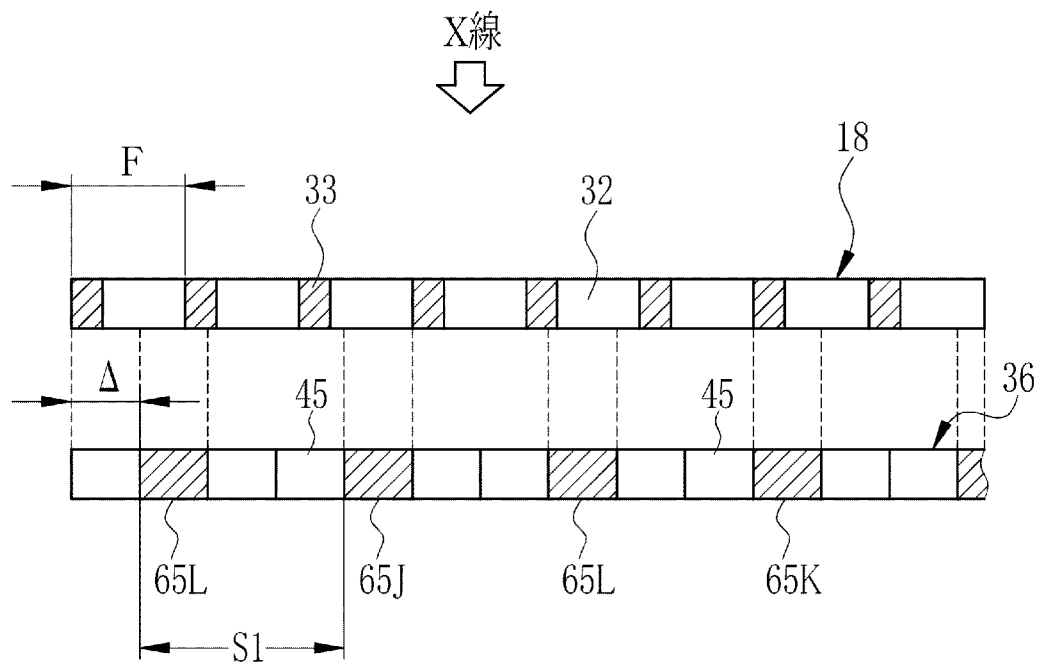
[図7]



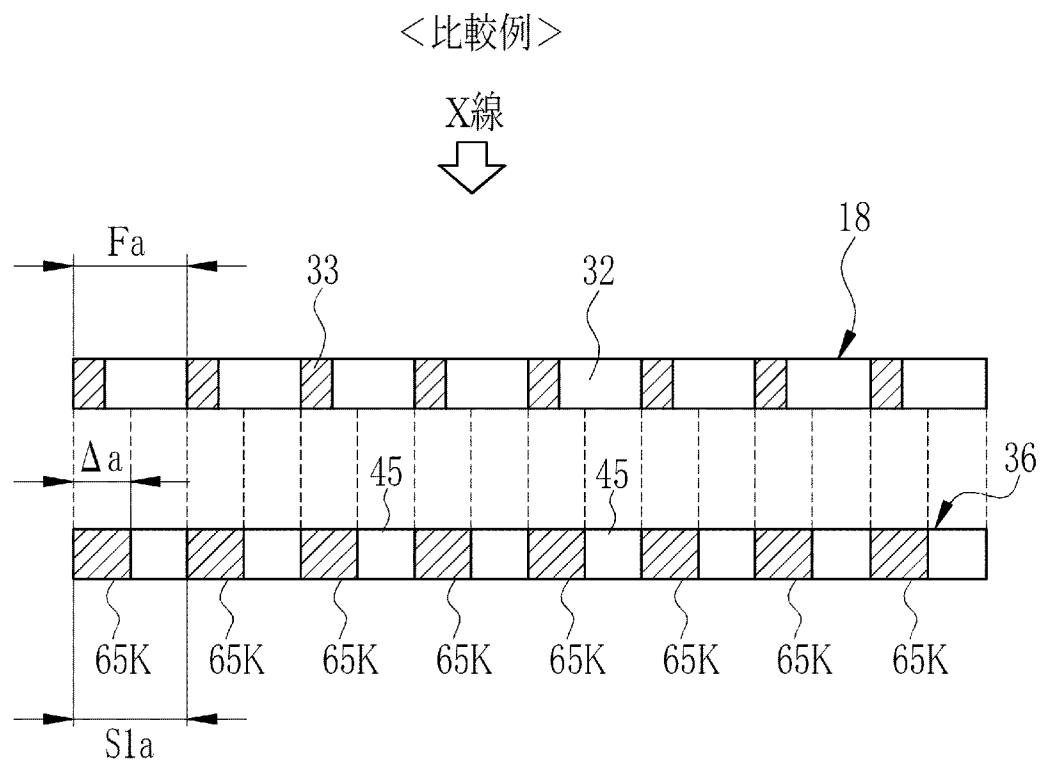
[図8]



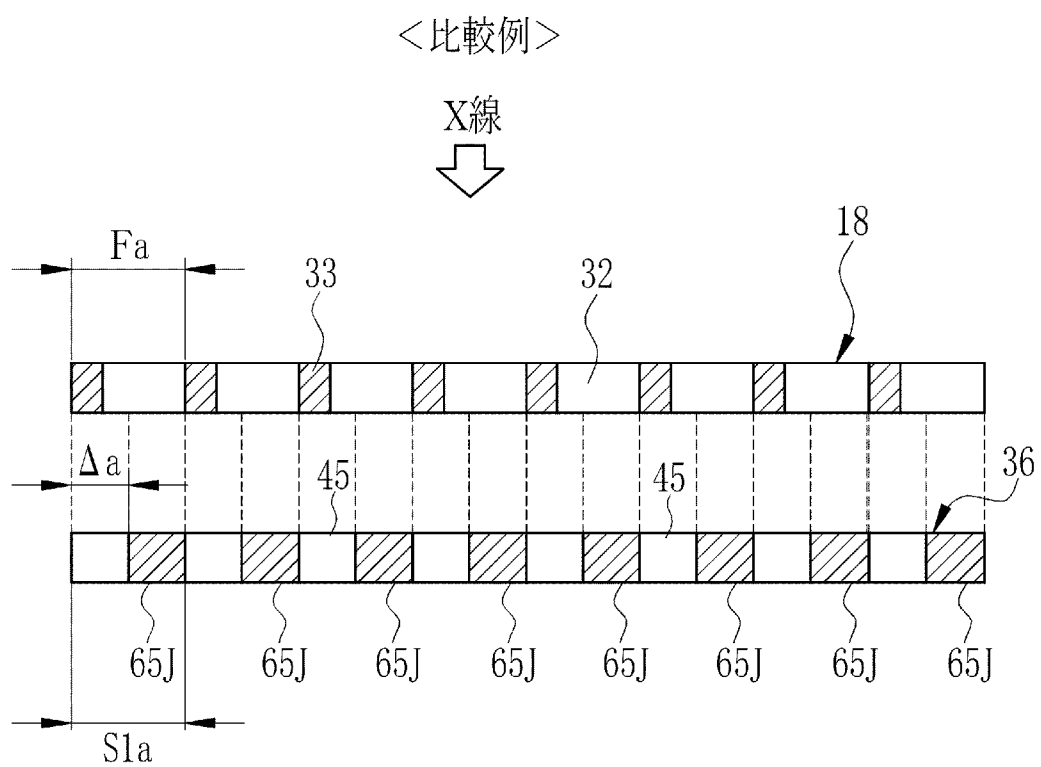
[図9]



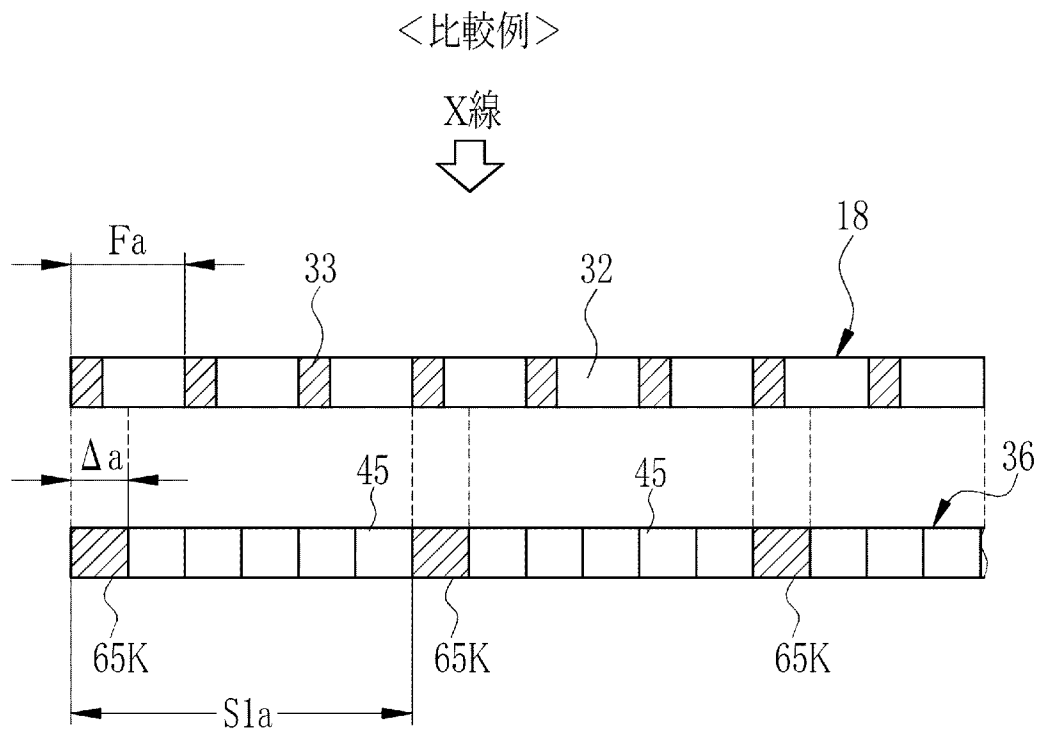
[図10]



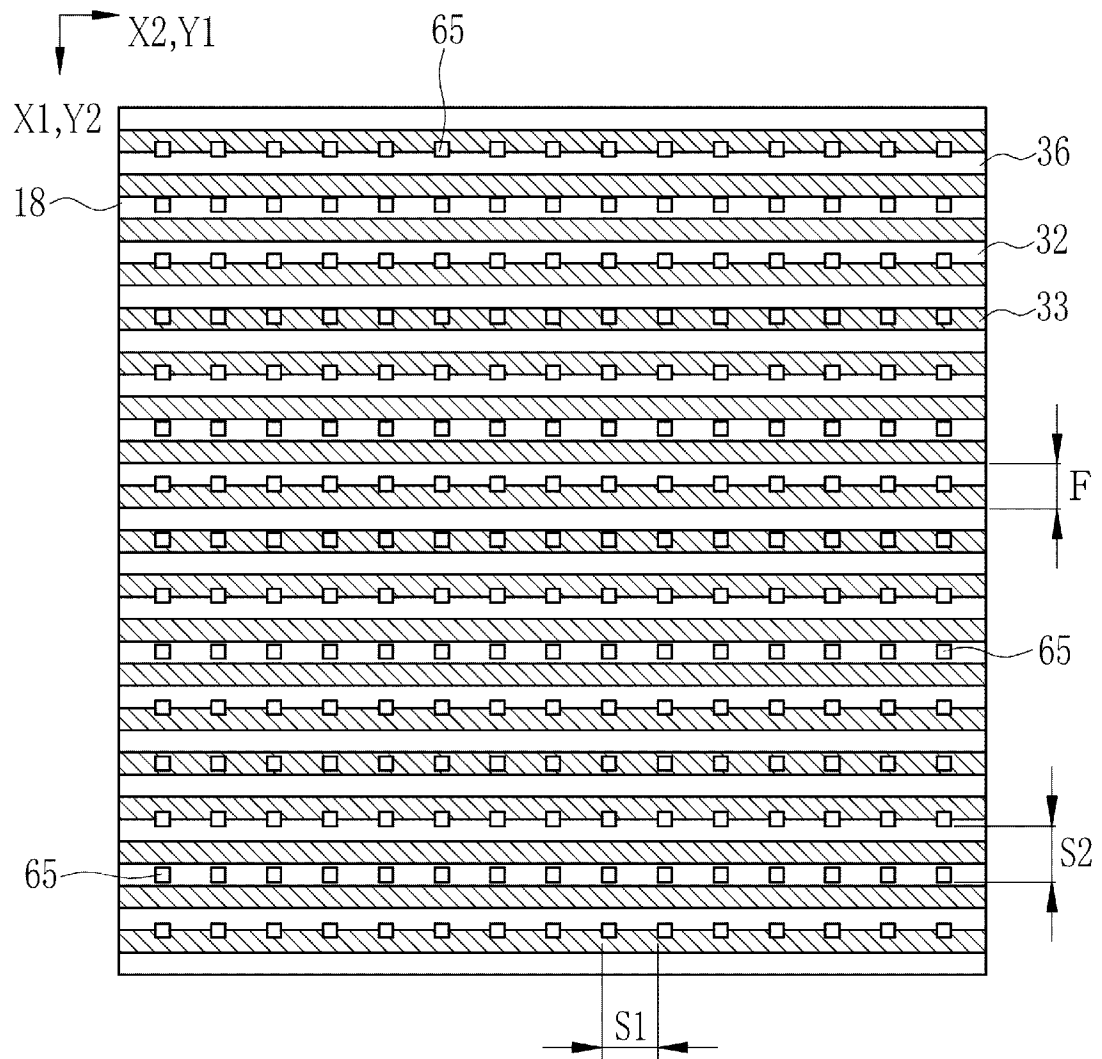
[図11]



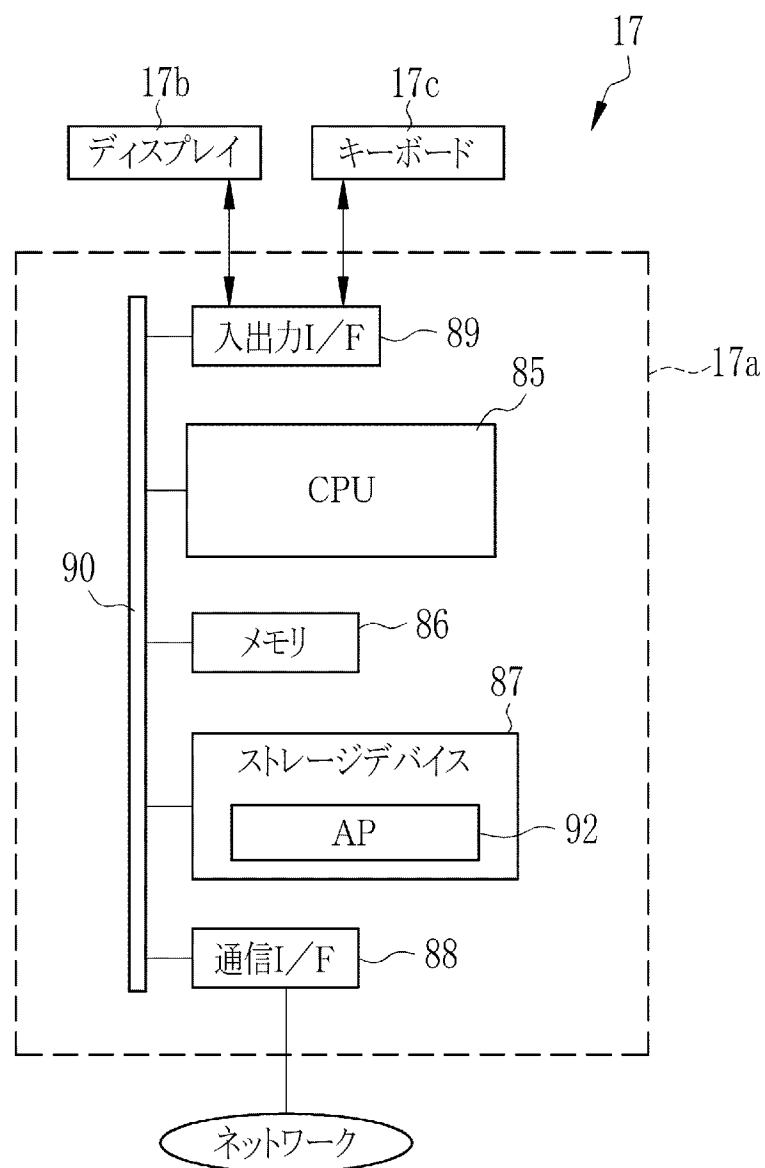
[図12]



[図13]



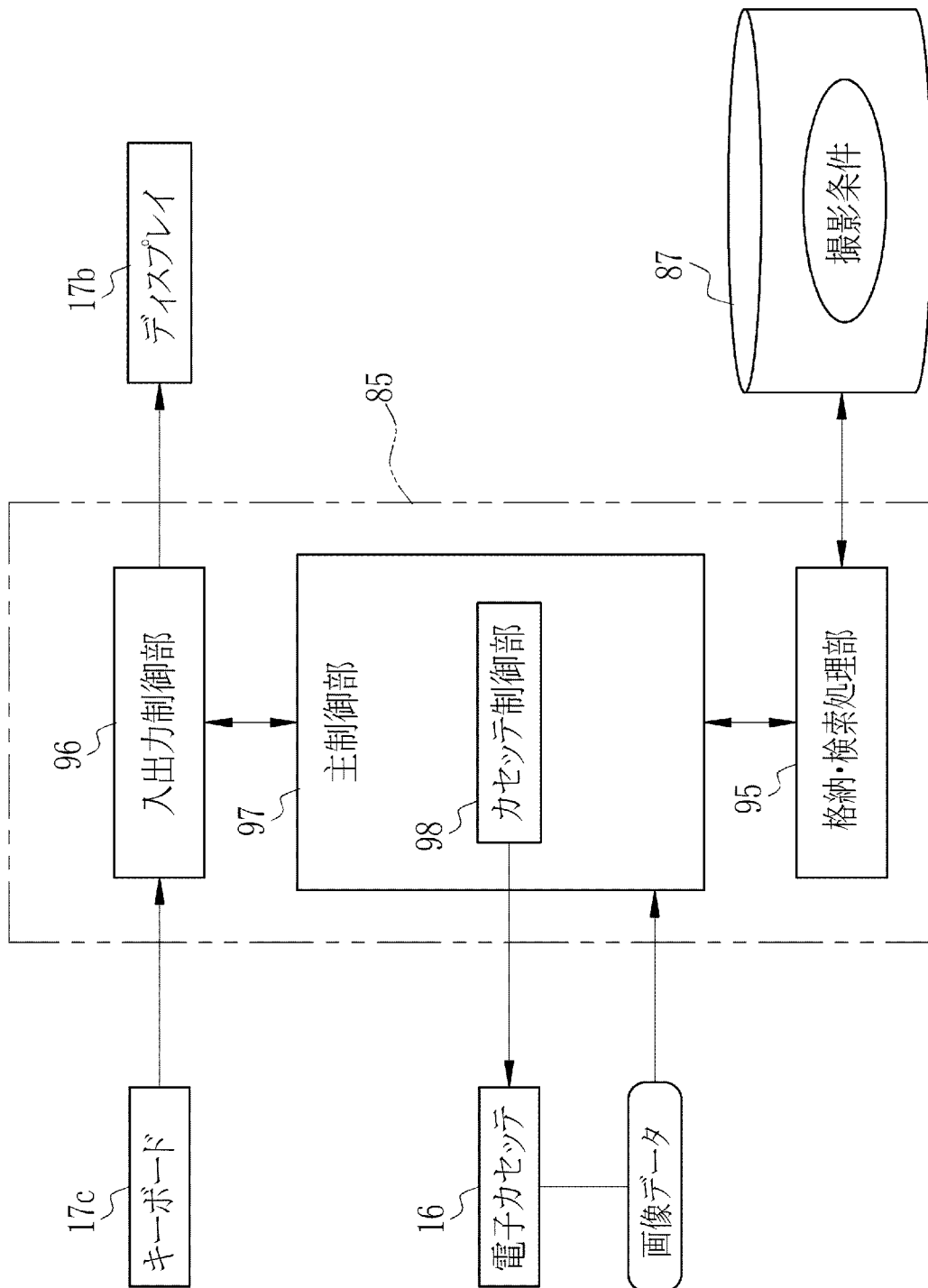
[図14]



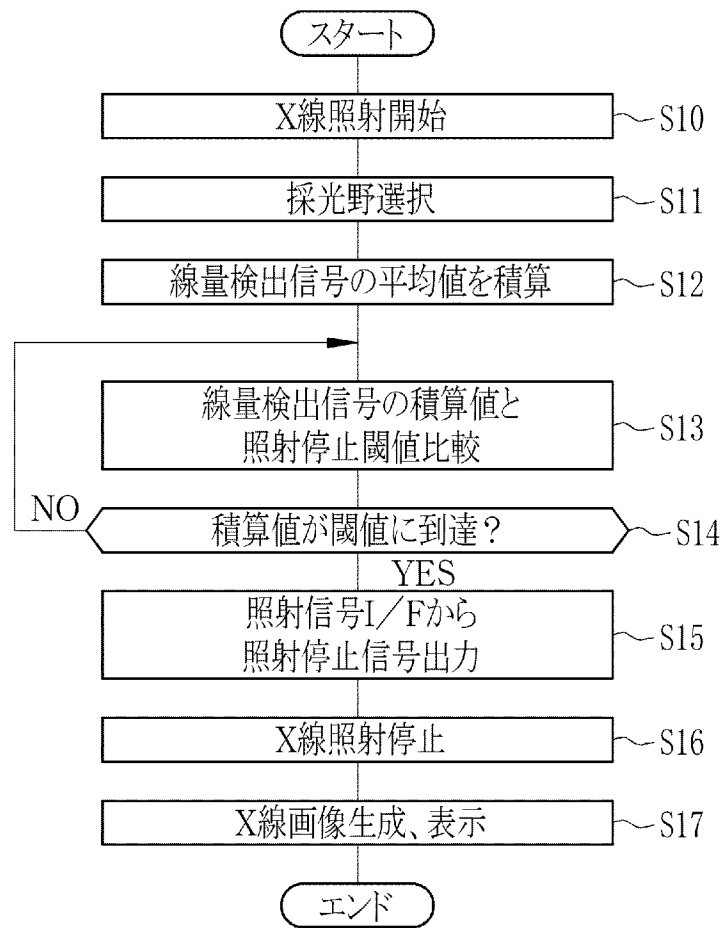
[図15]

撮影部位	管電圧(kV)	管電流(mA)	採光野	照射停止閾値
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
胸部	V1	I1		th1
腹部	V2	I2		th2
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

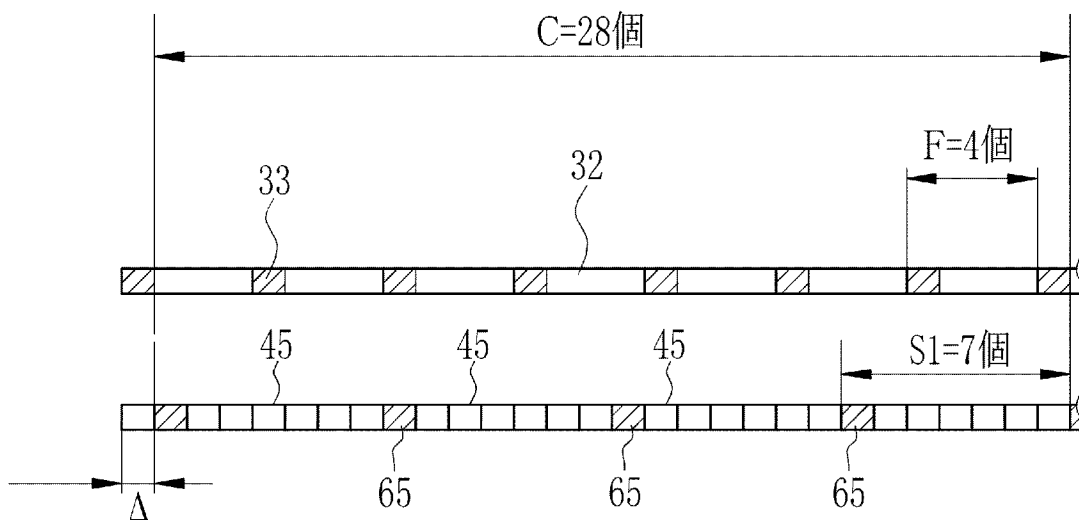
[図16]



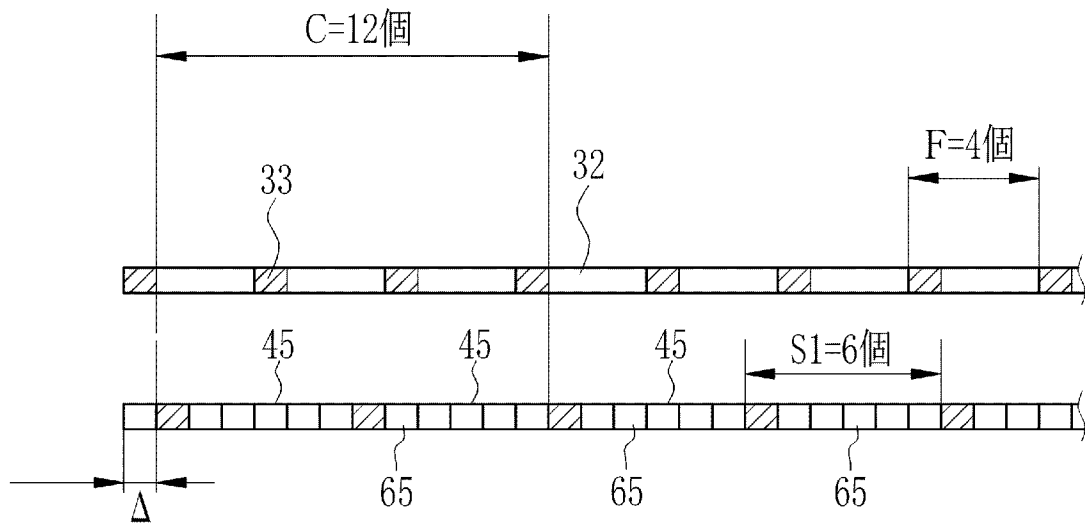
[図17]



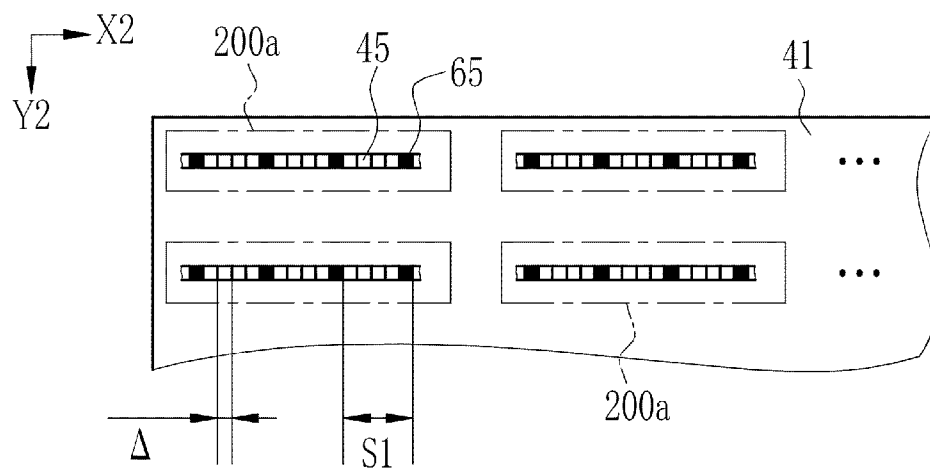
[図18]



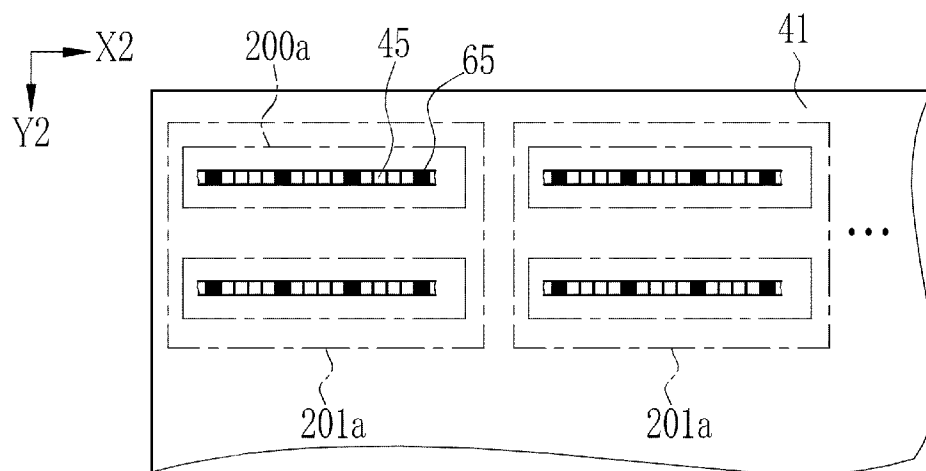
[図19]



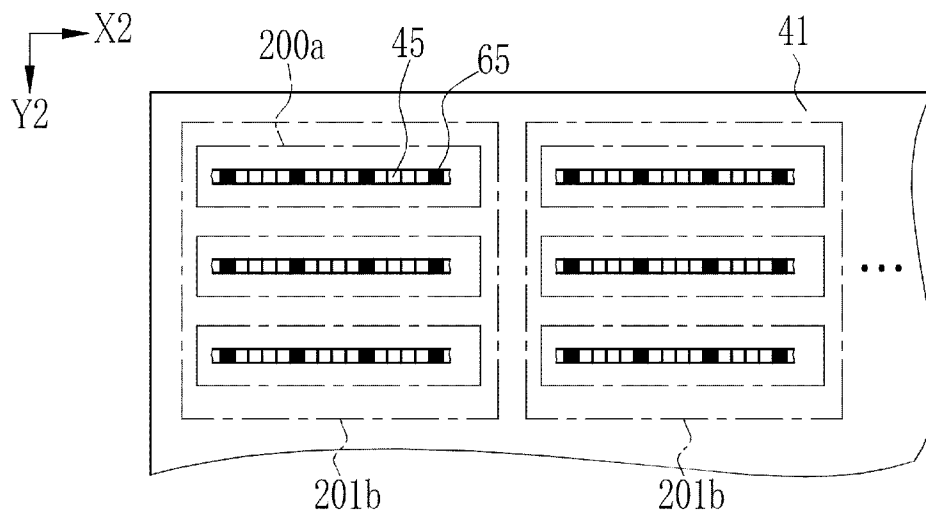
[図20A]



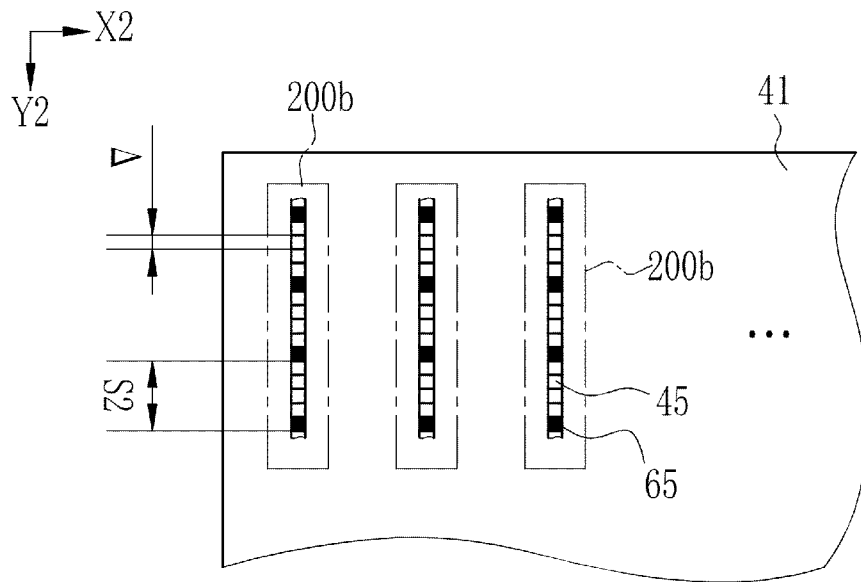
[図20B]



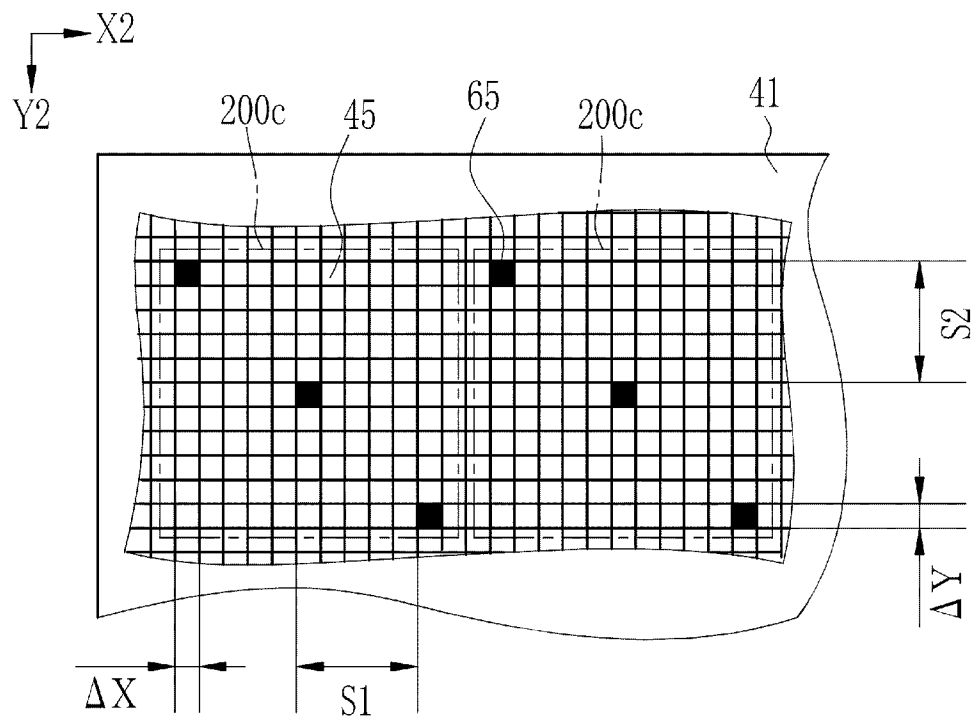
[図20C]



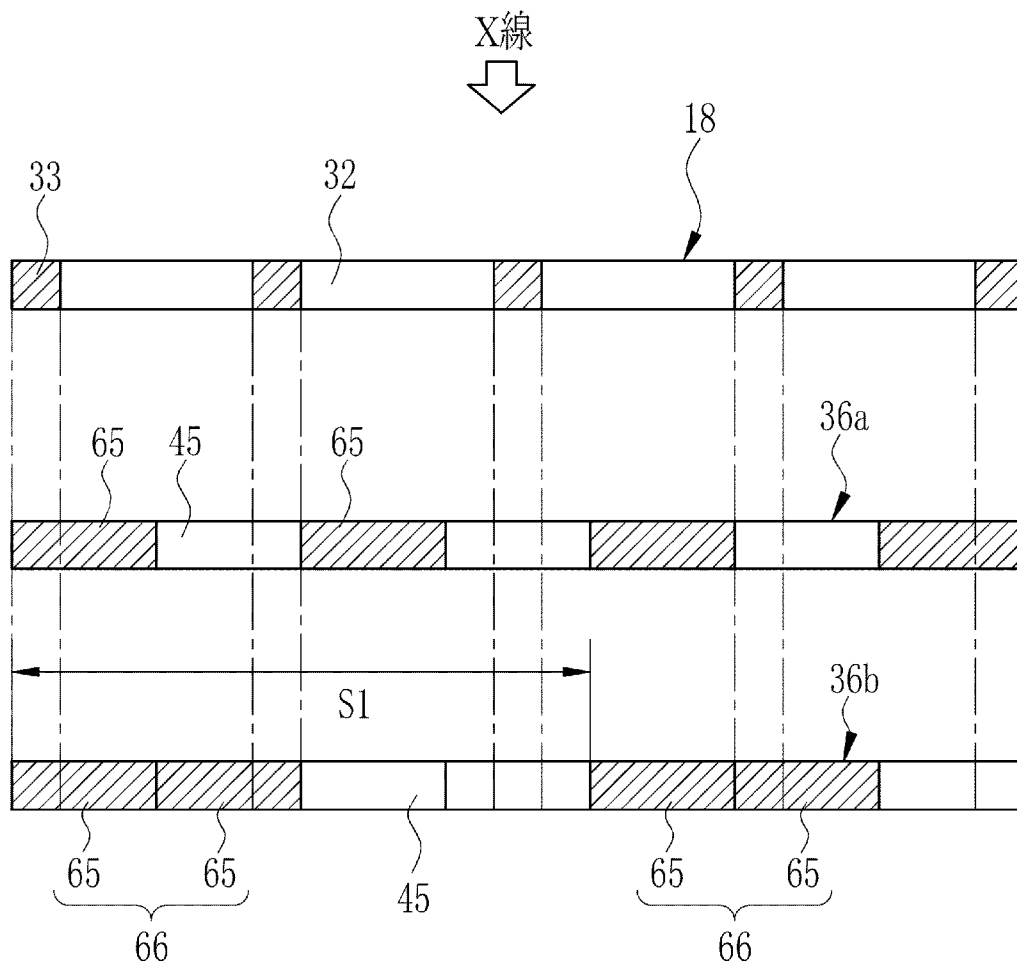
[図21]



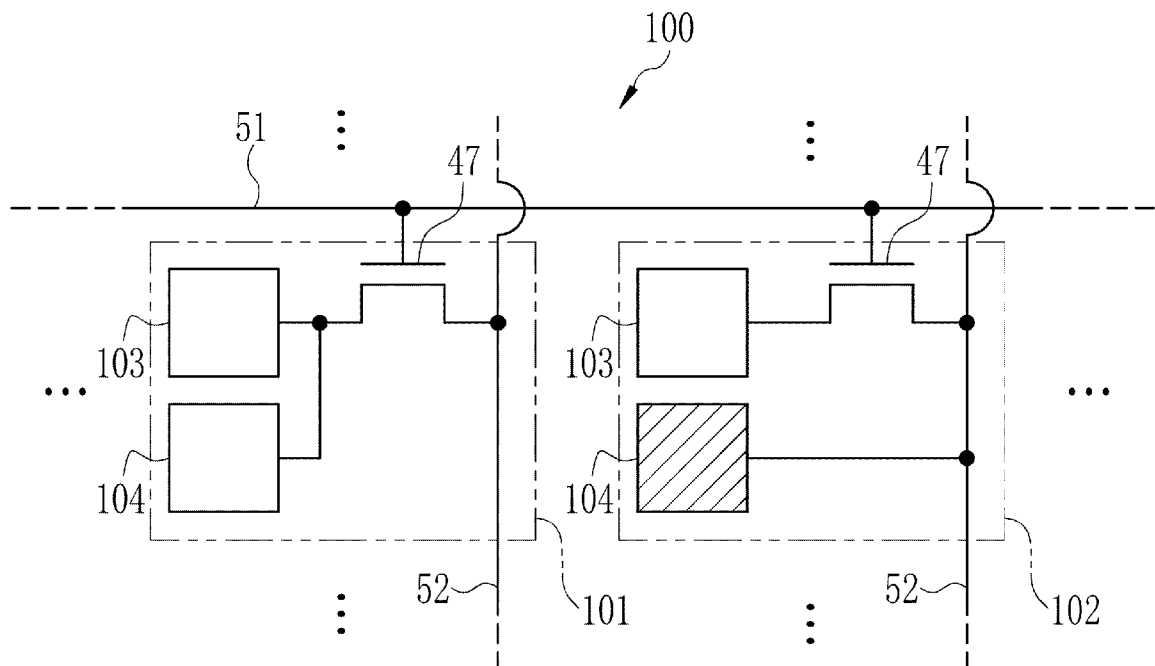
[図22]



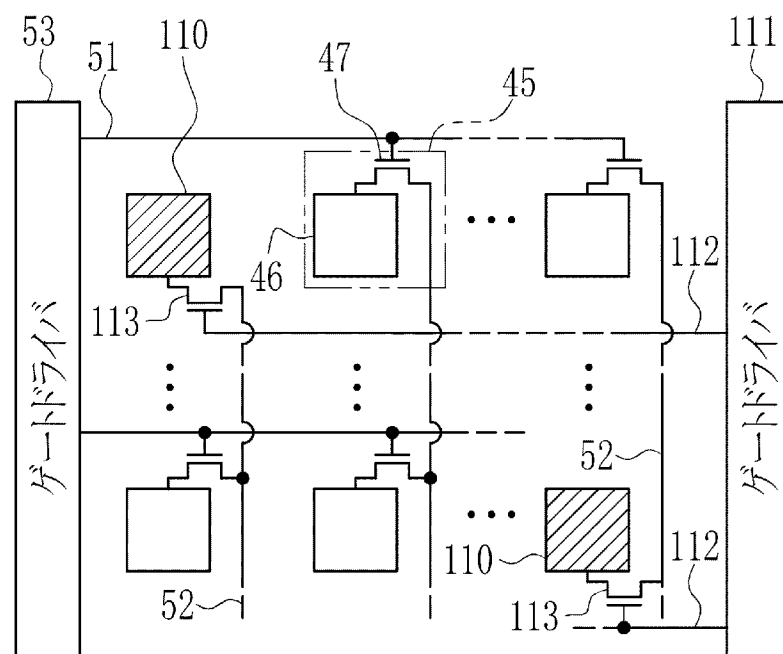
[図23]



[図24]



[図25]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/060921

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i, H05G1/44(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, G01T7/00, H05G1/44

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2004-166724 A (Canon Inc.), 17 June 2004 (17.06.2004), entire text; all drawings & US 2004/0096035 A1 & EP 1420618 A2	1-3, 6, 7, 9-14 4, 5, 8
A	JP 2005-518528 A (Direct Radiography Corp.), 23 June 2005 (23.06.2005), entire text; all drawings & US 2002/0097839 A1 & EP 1476785 A & WO 2003/071838 A2 & CA 2472219 A & AU 2003217409 A	1-14
A	JP 2005-204810 A (Canon Inc.), 04 August 2005 (04.08.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

☒ 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
01 May, 2013 (01.05.13)Date of mailing of the international search report
14 May, 2013 (14.05.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/060921

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-257939 A (Shimadzu Corp.), 11 September 2002 (11.09.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 10-305030 A (Canon Inc.), 17 November 1998 (17.11.1998), entire text; all drawings & US 6167115 A	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i, H05G1/44(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00, G01T7/00, H05G1/44

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2004-166724 A (キヤノン株式会社) 2004.06.17, 全文、全図 & US 2004/0096035 A1 & EP 1420618 A2	1-3, 6, 7, 9-14 4, 5, 8
A	JP 2005-518528 A (ダイレクト ラジオグラフィック コーポレーション) 2005.06.23, 全文、全図 & US 2002/0097839 A1 & EP 1476785 A & WO 2003/071838 A2 & CA 2472219 A & AU 2003217409 A	1-14

☒ 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

0 1 . 0 5 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 4 . 0 5 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 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)

亀澤 智博

2 Q

4 7 4 6

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-204810 A (キヤノン株式会社) 2005.08.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2002-257939 A (株式会社島津製作所) 2002.09.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 10-305030 A (キヤノン株式会社) 1998.11.17, 全文、全図 & US 6167115 A	1-14